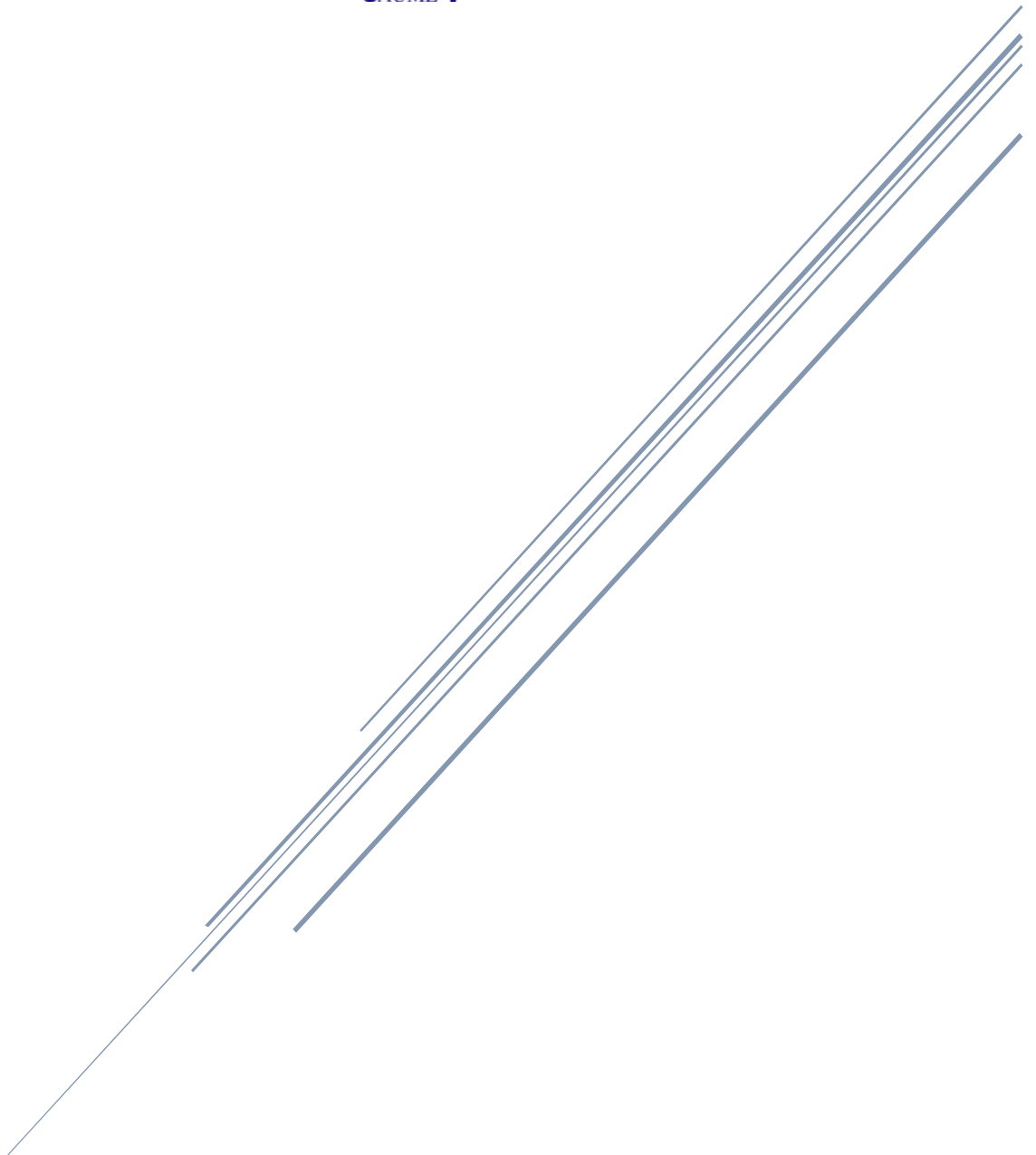


EXOESQUELETO DE MANO PARA REHABILITACION DE ICTUS

MASTER OFICIAL EN DISEÑO Y FABRICACION



*AUTOR: DAVID GOMEZ PICAZO
TUTOR: JOAQUIN LUIS SANCHO BRU
OCTUBRE 2021*

INDICE

VOL 1. MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN	7
1.1. ANTECEDENTES	7
1.1.1. ANATOMÍA MÚSCULO-ESQUELÉTICA DE LA MANO	7
1.1.2. FUNCIONALIDAD DE LA MANO	17
1.1.3. ICTUS. REHABILITACIÓN.	21
1.1.4. TEST PARA EVALUACIÓN DE AFECTACIÓN	23
1.2. JUSTIFICACIÓN	29
1.3. OBJETIVOS	29
2. ANÁLISIS DEL PRODUCTO	30
3. DISEÑO CONCEPTUAL	33
3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO	33
3.2. ANALISIS FUNCIONAL DEL EXOESQUELETO	33
3.2.1. CAJA NEGRA	33
3.2.2. CAJA TRANSPARENTE	34
3.3. PROPUESTAS Y SELECCIÓN	35
4. DISEÑO DE DETALLE	38
4.1. COMPONENTES MECÁNICOS	38
4.1.1. MECANISMO DE BARRAS	38
4.1.2. SISTEMAS DE GUIADO DE ROTACIÓN	42
4.1.3. SISTEMA ESTRUCTURAL	43
4.2. COMPONENTES ELÉCTRICOS	47
4.2.1. MOTORES	47
4.2.2. SENSORES EMG	50
4.2.3. CONTROLADOR	51
4.2.4. LEDS	53
4.2.5. BATERÍAS	54
4.3. SELECCIÓN DE PROCESOS Y MATERIALES	55
4.3.1. SELECCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN	55
4.3.2. INFORMACION DE MATERIALES	58
4.3.3. SELECCIÓN DE MATERIALES	66
4.4. ANALISIS CAE	67
4.4.1. BARRA 1 CORAZON	67
4.4.2. BARRA 3 CORAZON	70
4.4.3. BARRA 1 PULGAR	71
5. REQUISITOS FUNCIONALES Y ACOTACIÓN GPS	74
5.1. REQUISITOS FUNCIONALES	74
5.1.1. APOYO ANTEBRAZO	74

5.1.3.	CARCASA TP4056	75
5.1.4.	CARCASA ELECTRONICA	75
5.1.5.	CARCASA ELECTRONICA_2	75
5.1.6.	UNION BIELA-ACTUADOR PULGAR	75
5.1.7.	BARRA 1 PULGAR	75
5.1.8.	BARRA 2 PULGAR	75
5.1.9.	BARRA 2_2 PULGAR	76
5.1.10.	BARRA 3 PULGAR	76
5.1.11.	UNION BIELA-ACTUADOR	76
5.1.12.	BARRA 1 DEDOS	76
5.1.13.	BARRA 2 DEDOS	76
5.1.14.	BARRA 3 DEDOS	76
5.1.15.	FIJACION FM	76
5.1.16.	APOYO MANO	77
5.1.17.	EXTENSION MUÑECA-PULGAR	77
5.2.	ACOTADO GPS	77
5.2.1.	APOYO ANTEBRAZO	77
5.2.2.	APOYO ANTEBRAZO_2	79
5.2.3.	CARCASA TP4056	81
5.2.4.	CARCASA EXOESQUELETO	82
5.2.5.	CARCASA ELECTRONICA_2	84
5.2.6.	UNION BIELA-ACTUADOR PULGAR	85
5.2.7.	BARRA 1 PULGAR	87
5.2.8.	BARRA 2 PULGAR	88
5.2.9.	BARRA 2_2 PULGAR	90
5.2.10.	BARRA 3 PULGAR	91
5.2.11.	UNION BIELA-ACTUADOR	92
5.2.12.	BARRA 1 DEDOS	94
5.2.13.	BARRA 2 DEDOS	95
5.2.14.	BARRA 3 DEDOS	96
5.2.15.	FIJACION FM	98
5.2.16.	APOYO MANO	99
5.2.17.	EXTENSION MUÑECA-PULGAR	100
5.3.	CADENA DE COTAS	101
5.3.1.	TOLANALYST	101
5.3.2.	CALCULO MANUAL	103
6.	PLAN DE PROCESOS	105
6.1.	MECANISMOS DEDOS	105
6.2.	MECANISMO PULGAR	108
6.3.	APOYO ANTEBRAZO Y MANO	110
6.4.	APOYO ANTEBRAZO_2	111
6.5.	UNION BIELA-ACTUADOR	112
6.6.	EXTENSION MUÑECA-PULGAR	113
6.7.	CARCASAS	114
7.	MODO DE FUNCIONAMIENTO	115

7.1.	GRAF CET	115
8.	ERGONOMIA	120
8.1.	ANTEBRAZO	120
8.2.	MANO	122
8.3.	DEDOS	124
9.	SEGURIDAD DEL PRODUCTO	125
9.1.	DEFINICION DE LOS LIMITES	125
9.1.1.	LÍMITES DE UTILIZACIÓN	125
9.1.2.	LÍMITES DE ESPACIO	125
9.1.3.	LÍMITES DE TIEMPO	125
9.1.4.	OTROS LÍMITES	126
9.2.	DEFINICION DE LOS PELIGROS	126
9.3.	EVALUACION DE LOS RIESGOS RESIDUALES	128
10.	COSTE, VIABILIDAD Y RENTABILIDAD	130
10.1.	COSTES DEL EXOESQUELETO	130
10.2.	VIABILIDAD ECONOMICA DEL EXOESQUELETO	131
10.2.1.	CONCLUSIONES DE VIABILIDAD	132
10.3.	RENTABILIDAD DEL EXOESQUELETO	132
11.	CONCLUSIONES	133
12.	ANEXOS	134
12.1.	ANALISIS DEL PRODUCTO	134
12.1.1.	SISTEMAS DE EFECTO FINAL PARA REHABILITACION DE ICTUS	134
12.1.2.	EXOESQUELETOS DE MANO	135
12.1.3.	CARACTERISTICAS DE LOS EXOESQUELETOS	148
12.2.	DISEÑO CONCEPTUAL	150
12.2.1.	REQUISITOS DE DISEÑO	150
12.2.2.	DEFINICION DE OBJETIVOS DE DISEÑO	150
12.2.3.	ESPECIFICACIONES DE DISEÑO	152
12.3.	PROPUESTAS	154
12.3.1.	CAPTACION DE INTENCION DEL USUARIO	154
12.3.2.	ACTUADORES	155
12.3.3.	ELEMENTOS DE ACCIONAMIENTO	156
12.3.4.	FIJACION DEL EXOESQUELETO AL CUERPO	158
12.4.	ANALISIS DE SOLUCIONES	160
12.4.1.	METODO CUALITATIVO	160
12.4.2.	METODO CUANTITATIVO	163
12.5.	CONSTRUCCIÓN DEL MECANISMO DE BARRAS	166
12.5.1.	MECANISMO PRINCIPAL	167
12.5.2.	MECANISMO AUXILIAR (ÍNDICE)	174

12.5.3.	MECANISMO AUXILIAR (CORAZÓN)	178
12.5.4.	MECANISMO AUXILIAR (ANULAR)	180
12.5.5.	MECANISMO AUXILIAR (MEÑIQUE)	181
12.5.6.	MECANISMO AUXILIAR (PULGAR)	184
12.6.	DISEÑO 3D MECANISMO DE BARRAS	188
12.6.1.	MECANISMO INDICE, CORAZON, ANULAR Y MEÑIQUE	188
12.6.2.	MECANISMO PULGAR	192
12.7.	JUSTIFICACION SELECCIÓN MOTORES	195
12.7.1.	VENTAJA MECÁNICA (VM)	196
12.7.2.	SELECCIÓN DE MOTOR	199
12.8.	JUSTIFICACION SELECCIÓN GUIADO DE ROTACION	206
12.8.1.	CASQUILLOS	207
12.9.	JUSTIFICACION SELECCIÓN ARDUINO	212
12.10.	SELECCIÓN LEDS	217
13.	REFERENCIAS	220

VOL 2. PLANOS

VOL 3. PLIEGO DE CONDICIONES

1.	OBJETO	224
2.	ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO	224
3.	ESPECIFICACIONES TECNICAS DE MATERIALES Y COMPONENTES	224
3.1.	ACIDO POLILACTICO (PLA)	224
3.2.	COMPONENTES COMERCIALESELECTRICOS	224
3.2.1.	ELECTRICOS	224
3.2.2.	MECANICOS	225
4.	REQUISITOS DE FABRICACION	226
5.	PRUEBAS Y ENSAYOS	226
6.	CONDICIONES GENERALES DE USO DEL PRODUCTO Y MANTENIMIENTO	227

VOL 4. PRESUPUESTO

1.	COSTES DIRECTOS	229
-----------	------------------------	------------

2. COSTES INDIRECTOS	231
3. PRECIO DE VENTA AL PUBLICO	231



Máster Oficial en Diseño y Fabricación

1.MEMORIA

SDI411-Trabajo Final de Máster

1. INTRODUCCIÓN

La mano es uno de los miembros más complejos del cuerpo humano y dota a las personas de la autonomía necesaria para realizar las actividades de la vida diaria. De ahí la gran importancia que supone tener una fisiología de la mano sana.

Los problemas que pueden manifestarse en la mano (bien por lesión o por enfermedad) repercutirán directamente en sus labores cotidianas, tales como vestirse, alimentarse, lavarse, agarrar objetos, etc. El ictus es una enfermedad cerebrovascular que afecta a la motricidad de la mano, y por tanto a la autonomía de los pacientes. La rehabilitación de estos pacientes es clave en la recuperación de dicha autonomía.

Existen estudios que demuestran la importancia de combinar la rehabilitación tradicional con la rehabilitación utilizando un exoesqueleto, ya que, al combinar estas dos técnicas, la mejora se prolonga durante más tiempo que si solamente se realiza a través del método tradicional. Sin embargo, los exoesqueletos de bajo coste suelen ser voluminosos y aparatosos, difíciles de fijar, por lo que no todos los pacientes se pueden permitir la compra de un exoesqueleto compacto.

El presente proyecto tiene como objeto el diseño de un exoesqueleto de mano que permita la rehabilitación de la mano en personas que han sufrido problemas cerebrovasculares, permitiendo la rehabilitación y a la vez facilitándoles realizar tareas de la vida cotidiana. Por este motivo se deberá diseñar un producto de calidad pero que a la vez sea económico y fácil de usar.

1.1. ANTECEDENTES

En este apartado se encuentra aquella información básica que permite comprender la importancia de la rehabilitación temprana tras sufrir un ictus y el papel fundamental de los exoesqueletos en la reducción en el tiempo de dicho proceso. También se incluye información que ayude a entender el funcionamiento de la mano con el fin de realizar un exoesqueleto acorde a sus movimientos.

1.1.1. ANATOMÍA MÚSCULO-ESQUELÉTICA DE LA MANO

ESQUELETO

Dentro del conjunto de huesos que forman el miembro superior del esqueleto humano, encontramos los que forman la mano. Estos huesos se pueden clasificar en tres tipos, los carpianos, los metacarpianos y las falanges (Figura 1).

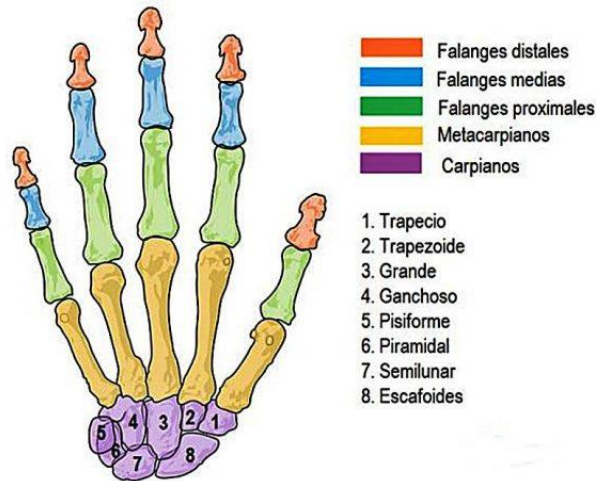


Figura 1. Anatomía esquelética de la mano

En la muñeca (o carpo) se encuentran 8 huesos distribuidos en dos hileras. La fila proximal se compone por el pisiforme, el piramidal, el semilunar y el escafoides (5, 6, 7 y 8, respectivamente, en la Figura 1). Luego un poco más alejados del brazo, pero aún en la muñeca, encontramos el trapecio, trapezoide, grande y ganchoso (1, 2, 3 y 4, respectivamente, en la Figura 1).

En la palma (o metacarpo) se encuentran 5 huesos metacarpianos (I, II, III, IV y V), que se relacionan directamente con el pulgar, índice, corazón, anular y meñique, respectivamente.

La tercera área es la de las 5 falanges que a su vez se dividen en falanges proximales, medias y distales. El pulgar está formado únicamente por 2 huesos (falange proximal y distal), mientras que los demás dedos se componen de 3 huesos (falange proximal, media y distal).

ARTICULACIONES

Los grados de libertad (Gdl) de la mano como cadena cinemática vienen establecidos por las articulaciones que conectan los huesos descritos anteriormente. Tal y como se muestra en la Tabla 1 nos podemos encontrar cuatro tipos de articulaciones en la mano según la forma de las superficies de contacto, además, en la Figura 2 se muestra una imagen indicando la posición de cada una de ellas:

Tabla 1. Articulaciones según movimiento permitido

ARTICULACIÓN	(Gdl)	TIPO
Carpometacarpiana	2	Plana
Carpometacarpiana del pulgar	2	En silla de montar
Metacarpofalangica	2	Condílea
Interfalángica	1	Bisagra

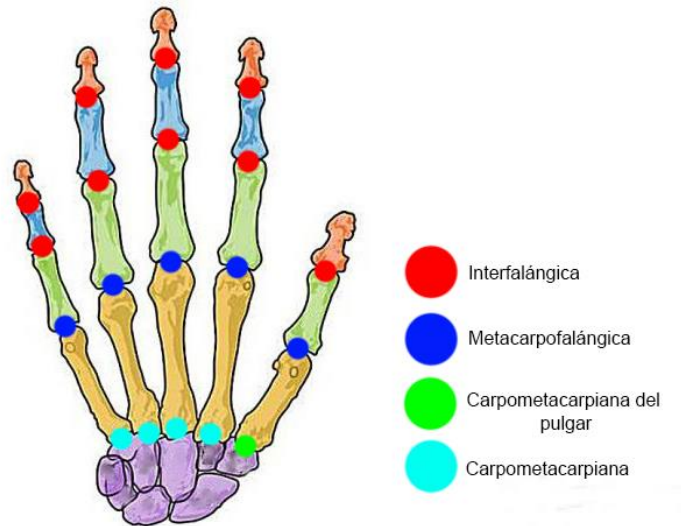


Figura 2. Articulaciones de la mano

- *Plana*: Se caracterizan porque sus superficies articulares son planas, permitiendo únicamente movimientos de deslizamiento (ver Figura 3).

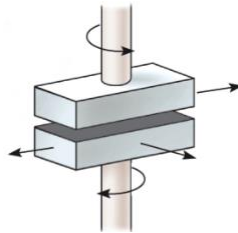


Figura 3. Articulación tipo plana

- *En silla de montar*: Las superficies articulares tienen forma de silla de montar, permitiendo el movimiento en torno a dos ejes que se hallan en ángulo recto uno respecto del otro (Figura 4); Permiten por lo tanto movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción (y el movimiento combinado de circunducción).

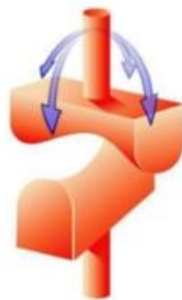


Figura 4. Articulación en silla de montar

- *Condílea*: Son biaxiales, con dos ejes de movimiento (Figura 5), permitiendo movimientos de flexión/extensión y abducción/adducción (y el movimiento combinado de circunducción), siendo imposible el movimiento de rotación.



Figura 5. Articulación tipo condílea

- *Bisagra*: Son articulaciones sinoviales, con superficies articulares moldeadas de tal manera que únicamente permiten movimientos de rotación alrededor de un eje (monoaxiales). Solo permiten por tanto movimientos de flexión/ extensión (ver Figura 6).

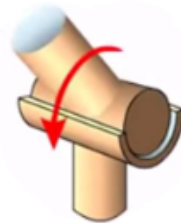


Figura 6. Articulación tipo bisagra

CINEMÁTICA DE LA MANO

Como se ha comentado anteriormente las articulaciones posibilitan el movimiento relativo entre los huesos que conectan. Este movimiento es habitual expresarlo en un sistema de referencia definido por los planos anatómicos. Estos planos son:

- *Plano coronal*: Se orienta de manera vertical, dividiendo la mano en anterior y posterior.
- *Plano sagital*: Perpendicular al plano coronal, orientado verticalmente y divide la mano en zonas derecha e izquierda.
- *Plano transversal*: Se orienta de manera horizontal y define las zonas proximal y distal.

Por lo tanto, dependiendo del plano anatómico donde se genere el movimiento, recibirán un nombre u otro.

Tanto la muñeca como las falanges II, III, IV y V pueden generar un movimiento dentro del plano sagital y coronal. En el primer caso se puede distinguir entre flexión, si el movimiento se realiza en la dirección de la palma de la mano, y extensión, si el movimiento fuese en dirección contraria (Figura 7).

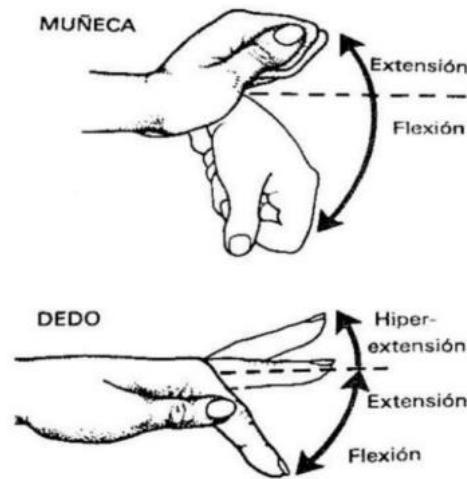


Figura 7. Flexión-Extensión de la mano

En el segundo, si los dedos tienden a separarse entre ellos se denomina abducción mientras que se puede hablar de aducción si tienden a acercarse. En el caso de la muñeca se llama desviación radial cuando el movimiento se dirige hacia el radio y desviación cubital cuando el movimiento va hacia el cúbito (Figura 8).

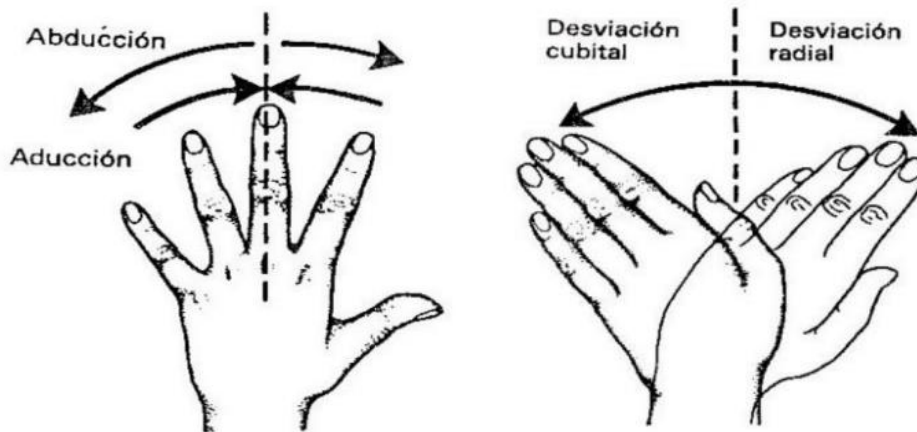


Figura 8. Abducción-Aducción de los dedos y muñeca

Si la mano rota dentro del plano transversal, tal y como muestra la Figura 9, se llama pronación y supinación, aunque este movimiento no se considera propio de la muñeca sino del codo y del antebrazo.



Figura 9. Supinación-pronación de la mano

Por último, el pulgar tiene la capacidad de realizar movimientos similares a los citados anteriormente. Además, tiene un movimiento único como dedo llamado oposición, que es una combinación de flexión y aducción, permitiendo el contacto de la yema del pulgar con otra de los demás dedos de la mano (Figura 10)

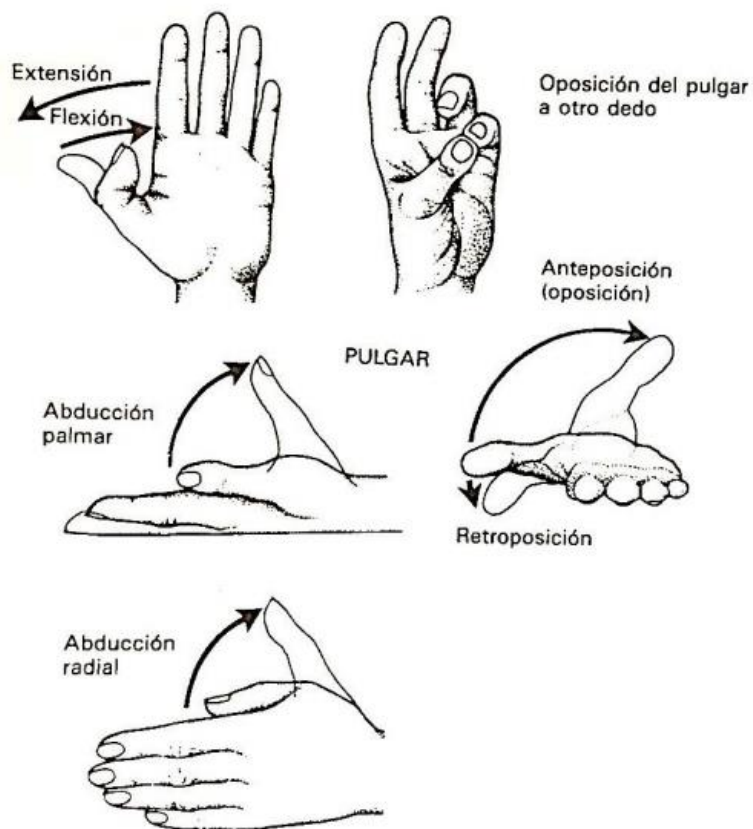


Figura 10. Movimientos del pulgar

En la Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4 se muestran los rangos de movimiento en función de la articulación

Tabla 2. Rango de movimiento de la muñeca

MUÑECA	Rango (°)
Flexión	0-80°
Extensión	0-70°
Desviación Radial	0-20°
Desviación Cubital	0-30°

Tabla 3. Rango de movimiento de las falanges II, III, IV y V

FALANGES II,III,IV,V	Articulación	Rango (°)
Flexión	MCF	0-90°
	IFP	0-100°
	IFD	0-90°
Extensión	MCF	0°
	IFP	0°
	IFD	0°
Abducción	MCF	0-60°
Aducción	MCF	0°

Tabla 4. Rango de movimiento del pulgar

PULGAR	Articulación	Rango (°)
Flexión	CMC	0-60°
	MCF	0-50°
	IF	0-80°
Extensión	CMC	0-20°
	MCF	0°
	IF	0-20°
Abducción	CMC	0-70°
	MCF	-
Aducción	CMC	0°
	MCF	-

El significado de las abreviaturas utilizadas en las tablas anteriores se muestra a continuación:

MCF: Metacarpofalángica

IFP: Interfalángica proximal

IFD: Interfalángica distal

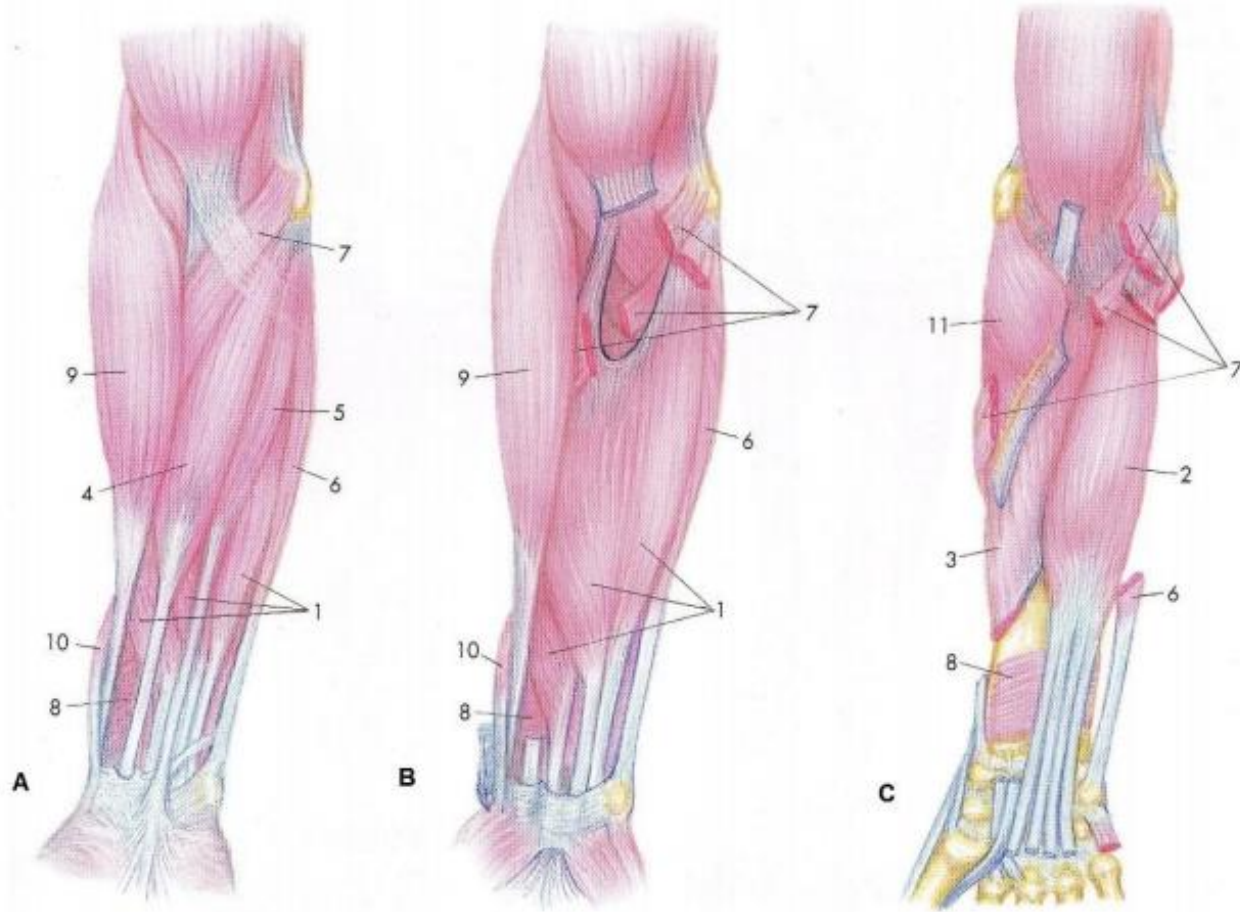
CMC: Carpometacarpiana

IF: Interfalángica

MÚSCULOS

Los músculos son los encargados de actuar los Gdl de la mano. La función principal de los músculos es contraerse, para poder generar movimiento. Una contracción se traduce en tensión, que a través de las articulaciones y huesos puede generar fuerza en las manos, permitiendo agarrar y manipular objetos con mayor o menor precisión.

En el contexto de la mano, las acciones que requieren de una generación de mayor fuerza, en general son controladas por los músculos extrínsecos, situados en el antebrazo (Figura 11 y Figura 12).



Superficie anterior del antebrazo

A). Músculos más superficiales de la superficie anterior del antebrazo

- 1. Flexor común superficial de los dedos
- 4. Flexor radial del carpo
- 5. Palmar largo
- 6. Flexor cubital del carpo
- 7. Pronador redondo
- 8. Pronador cuadrado
- 9. Braquioradial
- 10. Abductor largo del pulgar

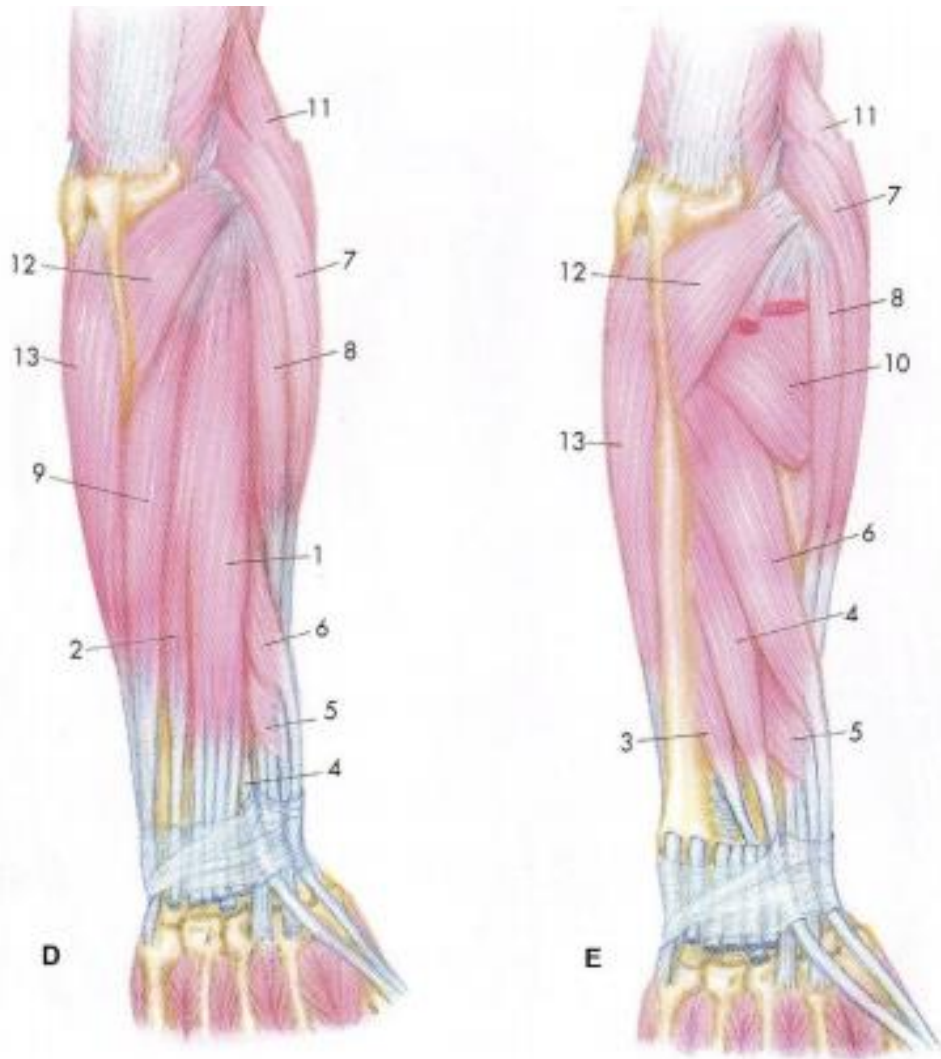
B). Músculos profundos de la superficie anterior del antebrazo

- 1. Flexor común superficial de los dedos
- 6. Flexor cubital del carpo
- 7. Pronador redondo
- 8. Pronador cuadrado
- 9. Braquioradial
- 10. Abductor largo del pulgar

C). Músculos más profundos de la superficie anterior del antebrazo

- 2. Flexor común profundo de los dedos
- 3. Flexor largo del pulgar
- 6. Flexor cubital del carpo
- 7. Pronador redondo
- 8. Pronador cuadrado
- 11. Supinador

Figura 11. Músculos extrínsecos situados en la superficie anterior del antebrazo



Superficie dorsal del antebrazo

D). Músculos más superficiales de la superficie dorsal del antebrazo

- 1. Extensor común
- 2. Extensor propio del meñique
- 4. Extensor largo del pulgar
- 5. Extensor corto del pulgar
- 6. Abductor largo del pulgar
- 7. Extensor radial largo del carpo
- 8. Extensor radial corto del carpo
- 9. Extensor cubital del carpo
- 11. Braquiorradial
- 12. Ancóneo
- 13. Flexor cubital del carpo

E). Músculos más profundos de la superficie dorsal del antebrazo

- 3. Extensor del índice
- 4. Extensor largo del pulgar
- 5. Extensor corto del pulgar
- 6. Abductor largo del pulgar
- 7. Extensor radial largo del carpo
- 8. Extensor radial corto del carpo
- 10. Supinador
- 11. Braquiorradial
- 12. Ancóneo
- 13. Flexor cubital del carpo

Figura 12. Músculos extrínsecos situados en la superficie dorsal del antebrazo

Por otro lado, la gran mayoría de operaciones que requieren de una cierta precisión necesitan del control adicional de los músculos intrínsecos de la mano (Figura 13), aquellos que empiezan y terminan dentro de ésta. Los interóseos posibilitan los movimientos de abducción/aducción de los dedos, y junto con los lumbricales contribuyen también en la extensión de los dedos. Los músculos tenares e hipotenares contribuyen a la oposición del pulgar y el arqueado palmar.

Músculos intrínsecos de la mano

F). Superficie anterior
G). Superficie dorsal

- 1. Músculos tenares
- 2. Músculos hipotenares
- 3. Músculos interóseos
- 4. Músculos lumbricales

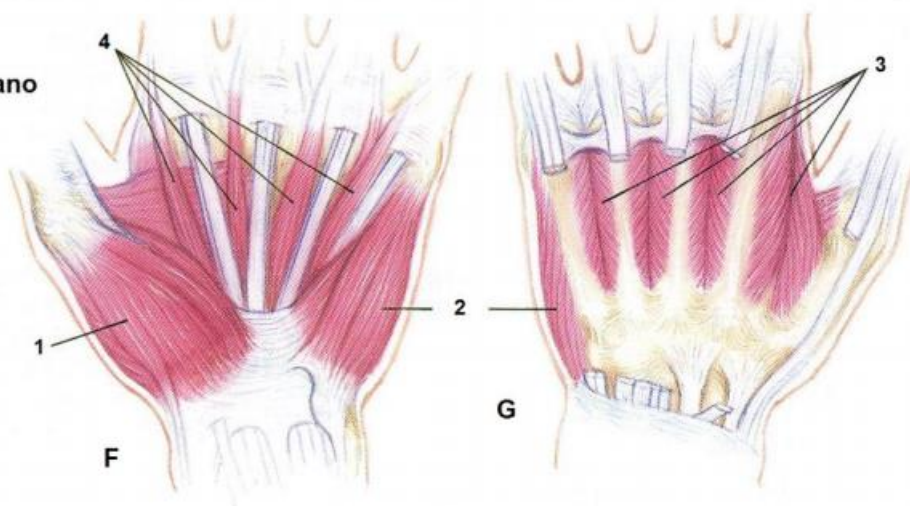


Figura 13. *Músculos intrínsecos de la mano*

ACCIÓN DE LOS MÚSCULOS SOBRE LAS ARTICULACIONES

El papel que ejercen los músculos sobre las diferentes articulaciones es complejo. La Tabla 5 y Tabla 6 muestra un resumen simplista de las acciones de cada músculo sobre cada movimiento posible en cada articulación, utilizando la siguiente escala: tres puntos indica la máxima influencia y ningún punto indica que no ejerce acción alguna.

En la Tabla 5 se muestra esta relación entre los movimientos del pulgar y los músculos que influyen en sus movimientos, y en la Tabla 6 se muestra la relación para el resto de dedos de la mano.

Tabla 5. *Músculos que influyen en las articulaciones del pulgar*

Músculo	CMC				MCF				IF	
	F	E	Ab	Ad	F	E	Ab	Ad	F	E
ACP	••		••				•••			•
FCP	••		•		•••		•			
OP	••		••							
ADP	•••			•••				•••		•
ID1	••			•						
ALP		••	•••							
ECP		••	•••			•••				
FLP	••				••				•••	
ELP		•••		••		•		•		•••

Siendo:

ACP: Abductor corto del pulgar

FCP: Flexor corto del pulgar

OP: Opositor del pulgar

ADP: Aductor del pulgar

ID1: Interóseo dorsal pulgar

ALP: Abductor largo del pulgar

ECP: Extensor corto del pulgar

FLP: Flexor largo del pulgar

ELP: Extensor largo del pulgar

Tabla 6. Músculos que influyen en las articulaciones de los dedos

Músculo	CMC		MCF				IFP		IFD	
	F	E	F	E	Ab	Ad	F	E	F	E
FP	•		•••				•••		•••	
FS	•		•••				•••			
EC		•		•••				•••		•••
LU			••					••		••
ID			•		••			•		•
IV			•			••		•		•
EI		•		•••						•••
EM		•		•••						•••
FCM	••		••		••					
AM	••		••		••			•		•
OPM	••									

El significado de las abreviaturas se detalla a continuación:

FP: Flexor profundo

FS: Flexor superficial

EC: Extensor común

LU: Lumbricales

ID: Interóseos dorsales

IV: Interóseos ventrales

EI: Extensor índice

EM: Extensor meñique

FCM: Flexor corto meñique

AM: Abductor meñique

OPM: Opositor meñique

1.1.2. FUNCIONALIDAD DE LA MANO

Una correcta funcionalidad de las manos es fundamental para poder ejecutar con normalidad las actividades que realizamos en nuestra vida cotidiana. Dada su versatilidad, la mano permite muchos agarres que permiten sujetar, manejar y coger objetos de formas completamente distintas.

Por ejemplo, actividades como coger un vaso, comer, escribir o utilizar aparatos electrónicos requieren del uso directo de las manos, utilizando agarres muy variados (Figura 14).



Figura 14. Acción de escribir a mano

En el trabajo las manos también tienen un papel muy importante, siendo el agarre cilíndrico el más utilizado para aquellos en los que se necesite manipular herramientas, tal y como muestra la Figura 15.



Figura 15. Uso del martillo en el trabajo

También existen gran multitud de actividades de ocio en donde las personas hacen uso tanto activo como pasivo de sus manos para pasar su tiempo libre. Actividades como el ajedrez requieren de agarres de pinza para coger las piezas (Figura 16), mientras que, para leer un libro, se requiere un agarre de pinza lumbrical (Figura 17).



Figura 16. Agarre pinza en ajedrez



Figura 17. Agarre de pinza lateral

En la práctica de deportes físicos, como la natación, las manos no aplican ningún tipo de agarre, aunque sí que se requiere mantener una flexibilidad y fuerza considerables para la ejecución de un movimiento limpio, ayudando a la eficiencia de la brazada.

Existen numerosas clasificaciones de agarres. En este proyecto se utilizará la siguiente clasificación:

- Agarre cilíndrico (**Cyl**): Interviene la palma. El pulgar está en oposición directa a los dedos (en abducción o posición neutra).
- Agarre palmar oblicuo (**Obl**): Variante del cilíndrico. Interviene la palma, pero el pulgar está en aducción.
- Agarre de gancho (**Hook**): No intervienen ni el pulgar ni la palma. El peso del objeto lo soportan los dedos.
- Agarre lumbrical (**Lum**): Interviene el pulgar y la parte más proximal de los dedos (hasta la base de los nudillos), pero no interviene la palma.
- Agarre intermedio de potencia-precisión (**IntPP**): Interviene algo la palma, pero tanto el pulgar como el índice estabilizan el agarre.
- Pinza (**Pinch**): Se utiliza el pulgar y las yemas de los dedos (uno o varios)
- Pinza lateral (**LatP**): Se utiliza la parte lateral de los dedos (uno o varios) y para otros las yemas.
- Pinza especial (**EspP**): Se utiliza el pulgar, para algunos dedos la parte lateral y para otros las yemas.
- Movimiento no prensil (**NonP**): Se manipulan objetos sin ser agarrados.

A continuación, en la Figura 18 se muestran imágenes donde poder visualizar gráficamente estos tipos de agarres. En la Figura 19 se puede observar la relevancia de los diferentes agarres, siendo los más utilizados el Cyl, Lum, Pinch y NonP. Ambas figuras se han obtenido de los artículos [17] y [32], respectivamente.

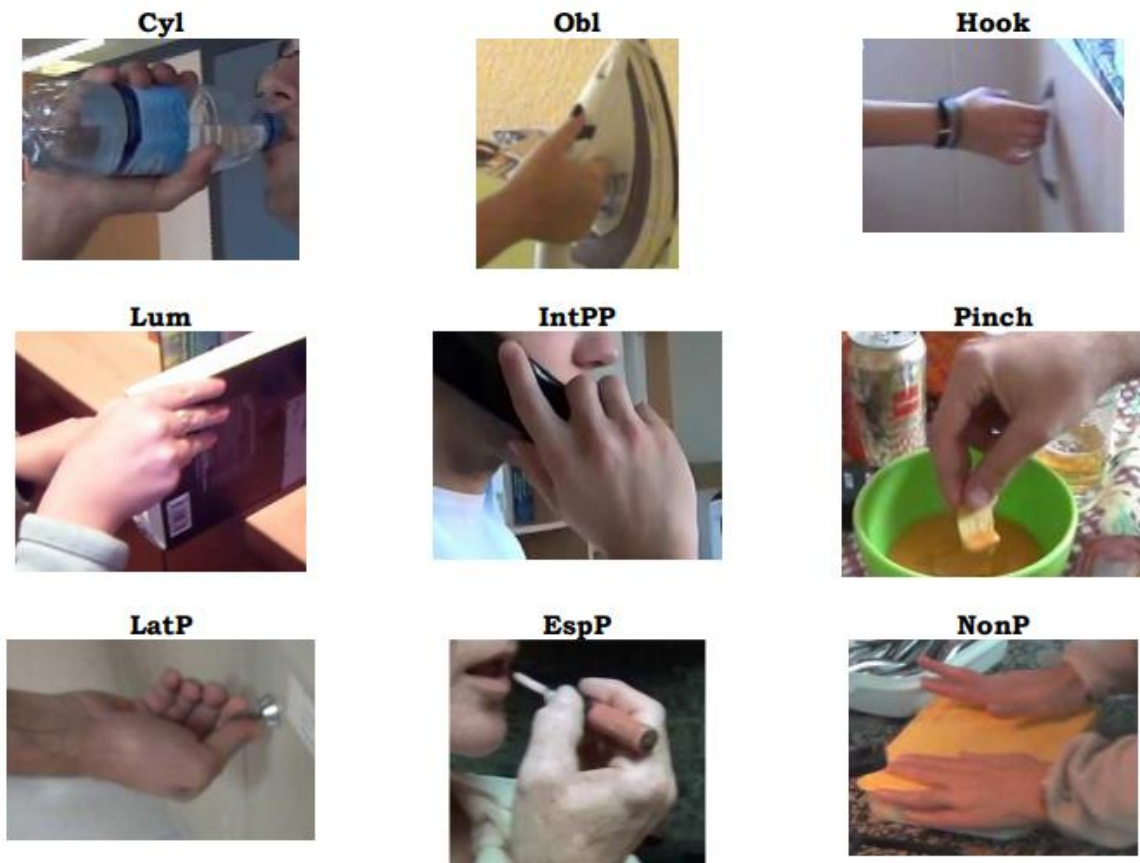


Figura 18. Agarres de la clasificación utilizada

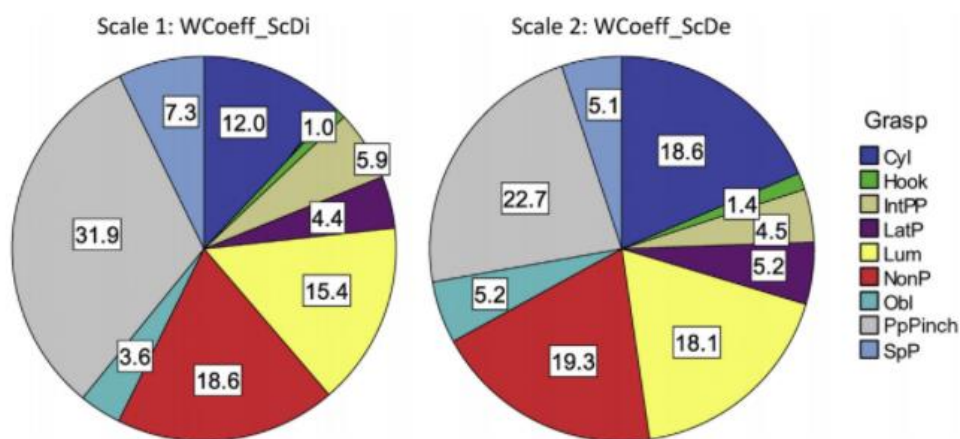


Figura 19. Relevancia de los diferentes tipos de agarre

Además, en [36] se estudia el rango de movimiento (RoM) del que dispone la muñeca al realizar este tipo de agarres comunes, midiendo el RoM en dos planos ortogonales separados (flexión-extensión (FE) y desviación cubital (RUD)). De esta manera, tal y como se muestra en la Figura 20, perteneciente a [36], se puede considerar interesante que el exoesqueleto fije la muñeca a una desviación cubital de 8 grados y una extensión de 2 grados, aproximadamente, ya que es la postura media que realiza la muñeca de a mano dominante.

	Non-dominant Hand							Dominant Hand						
	O _{RLID} (°)	O _{FE} (°)	Phi (°)	Area (°°)	a (°)	b (°)	RMSE (°)	O _{RLID} (°)	O _{FE} (°)	Phi (°)	Area (°°)	a (°)	b (°)	RMSE (°)
Min	-16.2	-19.3	-33.6	6397.2	31.1	62.6	1.1	-16.1	-11.2	-25.9	5865.7	30.0	62.0	1.2
Max	8.9	11.2	3.5	12977.9	45.1	93.5	5.3	9.1	9.5	-1.4	10538.0	39.7	93.5	4.7
Mean	-2.3	-7.4	-12.9	9122.0	36.9	78.0	3.3	-8.1	-2.0	-13.1	8389.5	35.0	75.9	2.8
SD	6.2	8.7	10.7	1898.9	4.0	9.3	1.2	6.8	5.7	6.5	1463.3	3.0	8.8	1.1

Figura 20. Rango de movimiento de una muñeca al realizar los agarres más comunes

1.1.3. ICTUS. REHABILITACIÓN.

Cada año unas 120.000 personas padecen un ictus en España y se prevé que dicha cifra se incremente un 35% en 2035 debido, en gran parte, al aumento de la esperanza de vida de la población.

El ictus es una enfermedad cerebrovascular que afecta a los vasos sanguíneos que suministran sangre al cerebro y es la primera causa de discapacidad adquirida en el adulto, según datos de la Sociedad Española de Neurología.

Esta enfermedad se produce cuando un vaso sanguíneo que lleva sangre al cerebro se rompe o es taponado por un coágulo u otra partícula. Debido a este bloqueo, parte del cerebro no consigue el flujo de sangre, oxígeno y glucosa que necesita. Por lo tanto, las células nerviosas del área del cerebro afectada no pueden funcionar y mueren transcurrido un periodo de tiempo.

Podemos distinguir dos tipos de ictus:

- *Ictus isquémico*: Causado por una obstrucción del vaso sanguíneo. Este problema se suele producir por el desarrollo de depósitos de grasa en los muros del vaso. Son los más frecuentes de todos (80% del total). Según su extensión y localización, los ictus isquémicos pueden clasificarse de la siguiente manera:
 - *Ictus isquémico total*: Provoca disfunción cerebral superior y déficit motor y/o sensitivo homolateral (ocurre en el mismo lado).
 - *Ictus de Circulación Posterior*: Provoca déficit motor y sensitivo contralateral, es decir, ocurre en lados opuestos (p.e. pierna derecha y brazo izquierdo).
 - *Ictus Lacunares*: Provocan hemisíndromes motor puro, sensitivo puro y sensitivo motor.
- *Ictus hemorrágico*: Sucede cuando se rompe un vaso sanguíneo débil, provocando que la sangre irrumpa en el cerebro y comprimiendo el tejido cerebral. Este tipo de ictus son menos frecuentes, pero más letales. No obstante, los supervivientes de un ictus hemorrágico suelen presentar secuelas menos graves a medio-largo plazo.
 - *Hemorragias intracerebrales*: Producido frecuentemente por una rotura de un aneurisma.
 - *Hemorragias subaracnoideas*: Producido por una rotura vascular espontánea.

La limitación de la movilidad del brazo y de la mano es un problema muy frecuente que afecta al 75% de las personas que han sufrido un ictus. La rehabilitación del miembro superior severamente afectado tras un ictus pretende recuperar una mínima actividad que le permita a la persona realizar tareas cotidianas tales como agarrar objetos, vestirse, lavarse, alimentarse, etc. La rehabilitación temprana es un punto importante en el proceso de recuperación de los pacientes que han sufrido ictus ya que “según un estudio de Xiao-Li del Hospital Popular de Taizhou, la terapia de rehabilitación temprana puede mejorar significativamente la capacidad de movimiento de la

extremidad inferior hemipléjica en pacientes con accidente cerebrovascular agudo, es mayor si se realiza una rehabilitación temprana. Gracias a la plasticidad del sistema nervioso central, este tiene la capacidad de reeducarse. Por este motivo, entrenarlo tras la lesión, será beneficioso para su recuperación. Este entrenamiento debe estar formado por repetición de movimientos y acciones, de manera específica y sistemática. Realizar estimulación eléctrica, entrenar el equilibrio, reeducar las acciones cotidianas, etc. son algunas de las acciones a realizar.”

Las tendencias actuales en cuanto a estrategias de rehabilitación se refieren son las siguientes:

- **Rehabilitación a través del trabajo manual del terapeuta:** Es la que se realiza habitualmente. Permite ganar movilidad especialmente en muñeca y dedos a la vez que ayuda a aliviar el dolor y a corregir movimientos indeseados e improductivos (Figura 21).



Figura 21. Rehabilitación con fisioterapeutas

- **Rehabilitación con ayuda de aparatos tecnológicos:** Permiten la evaluación del proceso a la vez que se trabaja la movilización del miembro afectado. Además, se puede favorecer la motivación de la rehabilitación con ayuda de juegos virtuales (o juegos serios) en ordenadores. En la Figura 22 se puede observar un ejemplo de exoesqueleto de mano para la rehabilitación.



Figura 22. Exoesqueleto Saebo [11]

- **Terapia en espejo:** Fomenta la aparición de movilidad y tratar la mano dolorosa. Esta técnica consiste en realizar actividad con la mano funcional delante de un espejo para ayudar al cerebro a representar una mano sin dolor y más funcional, a su vez un fisioterapeuta realiza la rehabilitación correspondiente en la mano no funcional. En la Figura 23 se muestra un ejemplo de este tipo de terapia.



Figura 23. Terapia en espejo

- **Bombardeo con estímulos la zona del cerebro apagada:** Fomenta la aparición de actividad en la zona del miembro afectado. Consiste en la reeducación sensitiva a través de ejercicios de autoestimulación. En la Figura 24 se observa un ejemplo de este tipo de método para rehabilitación, donde el paciente se autoestimula pasando una manopla con textura rugosa por el brazo y la mano.



Figura 24. Bombardeo con estímulos en la zona del cerebro apagada

Sin embargo, estos procesos de rehabilitación pueden ser duraderos y en muchos casos desalentadores, ya que se ven obligados a trasladarse hasta los hospitales, centros médicos u otros lugares que disponen de todo el material necesario.

1.1.4. TEST PARA EVALUACIÓN DE AFECTACIÓN

La mejora del funcionamiento de la mano es uno de los principales objetivos de la rehabilitación. Para ello es importante probar la identificación de medidas adecuadas para determinar la recuperación funcional. Existen varias escalas, evaluaciones y pruebas que permiten examinar las propiedades cualitativas en los pacientes con accidentes cerebrovasculares. Algunas de estas pruebas se muestran a continuación:

- **Escala de espasticidad Ashworth:** Se utiliza para evaluar la espasticidad muscular en el seno de una limitación de amplitud articular. La escala comprende desde el 0 hasta el 4, siendo 0 ningún grado de afectación y 4 el mayor grado de afectación. A continuación, en la Tabla 7 se puede observar los distintos grados de afectación y el número en la escala al que pertenece.

Tabla 7. Escala de Ashworth

Escala de Ashworth	
0	No hay cambios en la respuesta del músculo en los movimientos de flexión o extensión
1	Ligero aumento en la respuesta del músculo al movimiento (flexión o extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco del movimiento.
1+	Ligero aumento en la resistencia del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad).
2	Notable incremento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.
3	Marcado incremento en la resistencia del músculo; el movimiento pasivo es difícil en la flexión o extensión.
4	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente

- **Escala de Tardieu modificada:** Se utiliza para evaluar si la resistencia al movimiento cambia en relación a la velocidad de dicho movimiento. Estos grados de evaluación se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8. Escala de Tardieu

Escala de Tardieu	
0	No existe resistencia al movimiento
1	Resistencia escasa en un ángulo específico del estiramiento, pero no hay agarrotamiento
2	Claro agarrotamiento en un ángulo específico, interrumpiendo el estiramiento, seguido por una relajación
3	Clonus (movimiento brusco e incontrolado) que aparece a un ángulo específico que dura menos de 10 s cuando el evaluador está haciendo presión contra el músculo
4	Clonus que aparece a un ángulo específico que dura más de 10 s cuando el evaluador está haciendo presión contra el músculo

- **Evaluación de Fugl-Meyer:** Mide la recuperación motora en datos objetivos, dividiéndose en cuatro dominios: función motora, actividad sensorial, movilidad articular y dolor en las articulaciones. A continuación, en la Figura 25 se muestran las tablas utilizadas para la evaluación de la función motora del paciente.

C. MANO se puede dar apoyo en el codo para mantener flexión de 90°, no apoyo en la muñeca, compare con mano no afectada, los objetos están interpuestos, agarre activo		ning.	parcial	total
Flexión en masa	Desde extensión total activa o pasiva	0	1	2
Extensión en masa	Desde flexión total activa o pasiva	0	1	2
AGARRE				
a. Agarre de gancho flexión en IFP y IFD (dígitos II – V) Extensión en MCF II-V	No puede realizar Puede mantener posición pero débil Mantiene posición contra resistencia	0	1	2
b. Aducción de pulgar 1er CMC, MCF, IFP a 0°, trozo de papel Entre pulgar y 2da articulación MCF	No puede realizar Puede sostener papel pero no contra tirón Puede sostener papel contra tirón	0	1	2
c. Agarre tipo pinza, oposición Pulpejo del pulgar, contra pulpejo del 2 do dedo, se tira o hala el lápiz hacia arriba	No puede realizar Puede sostener lápiz pero no contra tirón Puede sostener lápiz contra tirón	0	1	2
d. Agarre cilíndrico Objeto en forma cilíndrica (pequeña lata) Se tira o hala hacia arriba con oposición en dígitos I y II	No puede realizar Puede sostener cilindro pero no contra tirón Puede sostener cilindro contra tirón	0	1	2
e. Agarre esférico Dedos en abducción/flexión, pulgar opuesto, bola de tenis	No puede realizar Puede sostener bola pero no contra tirón Puede sostener bola contra tirón	0	1	2
Total C (máx. 14)				
D. COORDINACIÓN/VELOCIDAD después de una prueba con ambos brazos, con los ojos vendados, punta del dedo índice desde la rodilla hasta la nariz, 5 veces tan rápido como sea posible		marcado	leve	ninguno
Temblores	Al menos 1 movimiento completo	0	1	2
Dismetría Al menos 1 movimiento completo	Pronunciada o asistemática Leve y sistemática No dismetría	0	1	2
		> 6s	2 - 5s	< 2s
Tiempo Inicio y final con la mano sobre la rodilla	Al menos 6 seg. más lento que el lado no afectado 2-5 seg. más lento que el lado no afectado Menos de 2 segundos de diferencia	0	1	2
Total D (máx. 6)				
Total A-D (máx.6)				

Figura 25. Evaluación de la mano por el método de Fugl-Meyer

- **Prueba de caja y bloque:** Se utiliza para la evaluación de la destreza manual, utilizando la función de agarre, la velocidad de movimiento y la liberación. Es un método fiable y válido tanto en las fases crónicas como en las agudas de la apoplejía. Esta prueba en una caja con una partición en medio, colocando todos los bloques en una sola mitad (Figura 26). El usuario, sentado, tendrá 60 s para pasar de un lado al otro todos los bloques que sean posibles.



Figura 26. Prueba de caja y bloque

- **Prueba de la clavija de nueve agujeros:** En esta prueba se evalúa la coordinación motora, pidiendo a los usuarios que inserten las clavijas en los 9 agujeros tan rápido como le sea posible y luego que retiren las clavijas con la misma mano. En la Figura 27 se muestra un ejemplo del material necesario para este tipo de pruebas.



Figura 27. Prueba de la clavija de nueve orificios

- **Prueba de la función de la mano Jepsen-Taylor:** El objetivo de esta escala es evaluar la discapacidad de la mano y mejorías en su función después de ciertos tratamientos terapéuticos. El test se compone de 7 tareas tales como la escritura, simular comer, pasar tarjetas, coger objetos pequeños, coger objetos grandes pesados y ligeros. Tal y como se muestra en la Figura 28 existen kits de evaluación que permiten realizar las diferentes pruebas necesarias.



Figura 28. Test de Jebsen-Taylor

- **Test de Sollerman:** Se utiliza para evaluar las funciones de la mano. Muestra la habilidad y calidad de la mano mientras realiza actividades cotidianas. Este test consiste en realizar veinte subpruebas, considerando ocho tipos de agarres principales (ver Tabla 9).

Tabla 9. Pruebas y agarres considerados en el test de Sollerman

ACTIVIDAD	TIPO DE AGARRE
1. Poner la llave en la cerradura, gire 90°	Pinch, LatP
2. Recoja las monedas de la mesa, ponerlas en el monedero	Pinch
3. Abrir/cerrar cremalleras	Pinch, LatP
4. Coger monedas del monedero	Pinch
5. Coger los dos cubos de la caja	Lum
6. Coger la plancha	Obl
7. Utilizar destornillador	IntPP
8. Atornillar las tuercas en los tornillos	Pinch, LatP, EspP
9. Desatornillar las dos tapas	Cyl
10. Desabrochar los 4 botones	Pinch, LatP
11. Cortar la plastilina con cuchillo y tenedor	IntPP
12. Enfundar el tub-grip en la otra mano	Pinch, Lum
13. Escribir	EspP
14. Doblar el papel, colocarlo en el sobre	LatP, EspP
15. Poner un clip en el sobre	Pinch, LatP
16. Descolgar el teléfono y llevarlo a la oreja	IntPP
17. Girar la manivela 90°	Obl
18. Verter agua con tetrabrik	EspP, Lum
19. Verter agua con una jarra	Obl
20. Vaciar el agua de la taza	Pinch, LatP

El desempeño de cada subprueba se puntúa en una escala de 0 a 4 puntos, siendo la máxima puntuación total de 80 puntos (puntuación máxima en las 20 tareas). Esta puntuación dependerá del tiempo necesario que le lleve al usuario tomar la tarea, del nivel de dificultad y del desempeño de las manos. El criterio para la puntuación se puede observar en la Tabla 10.

Tabla 10. Sistema de puntuación del test de Sollerman

0	El paciente no pudo realizar la tarea
1	La tarea se realizó parcialmente en 60 segundos
2	La tarea se completó, pero con gran dificultad, o la tarea no se llevó a cabo con el agarre adecuado, o la tarea no se completó en 40 segundos
2	La tarea se completó, pero con ligera dificultad, o la tarea se llevó a cabo con el agarre adecuado, pero con alguna ligera desviación del agarre normal, o no se completó en 20 segundos
3	Marcado incremento en la resistencia del músculo; el movimiento pasivo es difícil en la flexión o extensión.
4	La tarea se llevó a cabo sin ninguna dificultad en 20 segundos y con el agarre adecuado.

1.2. JUSTIFICACIÓN

El número de personas que sufren un ictus crece año a año debido al incremento en la esperanza de vida. Estos pacientes de ictus ven gravemente mermada su autonomía por la grave repercusión que tiene en la capacidad de desarrollar las actividades cotidianas de la vida diaria.

La rehabilitación de pacientes de ictus es un área de estudio en continuo desarrollo. Entre otras, hay una apuesta por utilizar exoesqueletos en la rehabilitación, en algunos casos ligada al uso de juegos serios que permiten que el paciente pueda continuar la rehabilitación en casa, a la vez que lo “engancha” al proceso de rehabilitación. Se ha demostrado que estas técnicas mejoran enormemente el estado de ánimo del paciente, lo cual es muy importante ya que el factor psicológico es un componente fundamental en la recuperación completa o parcial, ayudando al paciente a conseguir su propia autonomía. Estos exoesqueletos pueden tener diferentes finalidades: guiar movimientos, favorecer la realización de actividades y/o monitorizar el progreso del paciente. Estos exoesqueletos suelen ser productos caros, y por tanto lejos del alcance de una parte importante de la población. Por ello es de especial interés investigar en la consecución de elementos versátiles, económicos y fáciles de transportar que permitan acelerar el proceso de rehabilitación de la manera más entretenida posible.

El exoesqueleto que se pretende diseñar está enmarcado dentro de la investigación del Grupo de Biomecánica y Ergonomía, que viene trabajando en caracterización biomecánica de la mano y en la evaluación de su funcionalidad. El grupo tiene interés en cuantificar en qué medida ayudan estos exoesqueletos en la rehabilitación, y contribuir en la mejora de los diseños de exoesqueletos existentes.

1.3. OBJETIVOS

Como se ha comentado anteriormente el número de personas que han sufrido accidentes cerebrovasculares es muy significativo y se prevé que aumente en un futuro. Estos accidentes a menudo conducen a un deterioro de la función de la mano y para volver a conseguir su funcionalidad es necesaria la rehabilitación de la misma.

Diferentes investigaciones han mostrado que la práctica motora repetida y la actividad motora en ambientes reales favorecen la recuperación motora después de una apoplejía.

Este proyecto se centrará en el desarrollo de un exoesqueleto de mano como complemento de la rehabilitación convencional (realizada por fisioterapeutas), para mejorar la efectividad y minimizar el tiempo de dicho proceso. Estará orientado al uso en el domicilio de los propios usuarios y deberá permitir la rehabilitación porque facilita realizar tareas sencillas, tales como sostener, agarrar o transportar objetos. Además, deberá ser completamente portátil, por lo que deberá incorporar baterías. Es decir, se deberá diseñar un exoesqueleto activo, económico, sencillo y fácilmente transportable.

2. ANÁLISIS DEL PRODUCTO

Como se ha comentado anteriormente, la rehabilitación juega un papel muy importante para ayudar a la recuperación del miembro afectado. Para presentar un análisis del producto, los dispositivos existentes se han categorizado en:

Sistemas de efecto final para rehabilitación de ictus: Se trata de elementos fijos, situados normalmente en centros especializados, que permiten la posibilidad de trabajar la zona afectada de manera muy personalizada y ofreciendo un “*feedback*” al fisioterapeuta sobre el comportamiento del miembro afectado, acortando el proceso de rehabilitación. Este tipo de productos tecnológicos suelen ir acompañados de la realidad virtual (RV) como herramienta para disminuir la fatiga causada por la larga duración proceso de rehabilitación. De este modo, se pueden encontrar algunos sistemas robóticos para rehabilitación de las extremidades superiores (Figura 29).



Figura 29. Robot Diego

Otros que posibilitan el entreno de la movilidad de la muñeca, así como de la fuerza de algunos agarres de la mano (Figura 30).



Figura 30. Robot Pablo

También existen multitud de productos tecnológicos que ayudan a la movilidad de los dedos de forma individualizada y aislada donde el producto permite la movilización controlada de cada uno de ellos o de todos a la vez, como es el caso del Robot Amadeo (Figura 31).

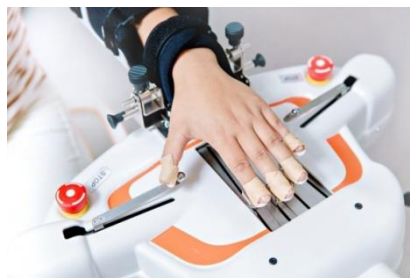


Figura 31. Robot Amadeo

Exoesqueletos de mano: Son elementos portátiles que se acoplan a la mano, que sirven como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano con la desventaja de que aportan un peso adicional al paciente. Son los elementos que se han estudiado con mayor profundidad y tras una búsqueda extensa sobre este tipo de productos se puede distinguir entre elementos comerciales, que se pueden comprar actualmente y que pueden ser tanto activos como pasivos, o basados en la investigación que se encuentran en la fase de prototipo o ensayo clínico y que suelen contener actuadores y por lo tanto necesitan un sistema de control asociado a su accionamiento. A continuación, en la Tabla 11 y

Tabla 12 se muestra la comparativa de los exoesqueletos de mano analizados en la Fase Conceptual.

Tabla 11. Comparativa entre exoesqueletos comerciales

COMERCIALES	RAPAEL	SAEBO	DEXMO
	SMART GLOVE		
Funcionalidad	Muñeca y dedos	Muñeca y dedos	Sensibilidad
Niveles	Sí	Sí	No
Registro datos	Sí	No	No
Tipo de sensores	sEMG y galgas	-	-
Comercialización	Sí	Sí	Sí
Uso de juegos interactivos	Sí	No	Sí
Modalidad de entrenamiento	Activo	Pasivo	Activo
Grados de libertad	19	19	19
Ayuda a movimiento	No	Extensión	No
Precio	12400€ o 82€/mes	495€	9900€

Tabla 12. Comparativa entre prototipos de exoesqueletos

PROTOTIPOS	HARVEX	EXOHAND	MOHAMMADI	BURNS	TRIOLO	CAPELLO
Funcionalidad	Dedos	Dedos	Muñeca y dedos	Dedos	Dedos	Dedos
Niveles	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Registro datos	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Tipo de sensores	SFR y galgas	-	sEMG	Galgas	SFR y sEMG	-
Comercialización	No	No	No	No	No	No
Uso de juegos interactivos	Sí	Sí	No	No	No	No
Modalidad de entrenamiento	Activo	Activo	Activo	Activo	Activo	Activo
Grados de libertad	15	19	4	14	14	15
Ayuda a movimiento	No	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión

PROTOTIPOS	WANG	YOO	LI	BUTZER	TROTT	EXO-GLOVE POLY
-------------------	-------------	------------	-----------	---------------	--------------	-----------------------

Funcionalidad	Dedos	Muñeca y dedos	Dedos	Dedos	Evaluación dedos	Dedos
Niveles	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No
Registro datos	Sí	Sí	No	No	Sí	No
Tipo de sensores	EMG y galgas	sEMG	EEG	EMG	sEMG	-
Comercialización	No	No	No	No	No	No
Uso de juegos interactivos	No	No	No	No	No	No
Modalidad de entrenamiento	Activo	Activo	Activo	Activo	Pasivo	Activo
Grados de libertad	15	19	14	15	19	21
Ayuda a movimiento	Extensión y flexión	Flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	No	Extensión y flexión

En el apartado 12.1 se puede encontrar información más detallada de cada uno de estos exoesqueletos, así como las características principales de los sistemas de efecto final.

3. DISEÑO CONCEPTUAL

En este apartado se resumirá todo el proceso realizado desde la obtención de las especificaciones de diseño hasta la selección de las mejores alternativas, comentando las modificaciones y sugerencias aportadas por el tribunal evaluador en la fase anterior del proyecto.

3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Tal y como se muestra en el apartado 12.2.3 del proyecto, tras investigar otros diseños existentes y con el objetivo de desarrollar el mejor producto posible se impusieron una serie de requerimientos previos que, posteriormente, se dividieron en optimizables, restricciones y deseos, cuantificándolos y obteniendo la lista de especificaciones final que se muestra a continuación:

ESPECIFICACIONES

1. Que el peso del producto sea el mínimo posible
2. Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor
3. Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible
4. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor
5. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor
6. Que sea lo más fácil de almacenar posible
7. Que sea lo más fácil de limpiar posible
8. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor

3.2. ANALISIS FUNCIONAL DEL EXOESQUELETO

En este apartado se realizará un estudio funcional del exoesqueleto, conociendo la función principal. Para representar estas interacciones se ha elaborado un diagrama de caja negra, situando en la salida las diferentes acciones que se pueden realizar. Además, se ha representado un diagrama de caja transparente que ayuden, a groso modo, a la comprensión del funcionamiento interno del mismo.

3.2.1. CAJA NEGRA

La principal función del exoesqueleto es la de asistir al usuario en las tareas cotidianas. En la Figura 32 se puede observar el diagrama en el que se representan las entradas y salidas que producen la función objetivo.

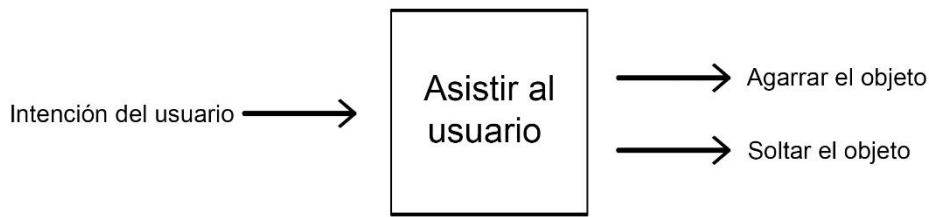


Figura 32. Caja negra

3.2.2. CAJA TRANSPARENTE

Una vez determinada la entrada y las salidas del sistema, se establecen las subfunciones en las que se divide el funcionamiento del exoesqueleto.

- 1- Suministrar energía
- 2- Captación de señal para activar preactuadores
- 3- Activación de los preactuadores
- 4- Activación de los actuadores
- 5- Mover dedos

Se puede observar la interacción de las funciones mencionadas mediante un diagrama de caja transparente en la Figura 33.

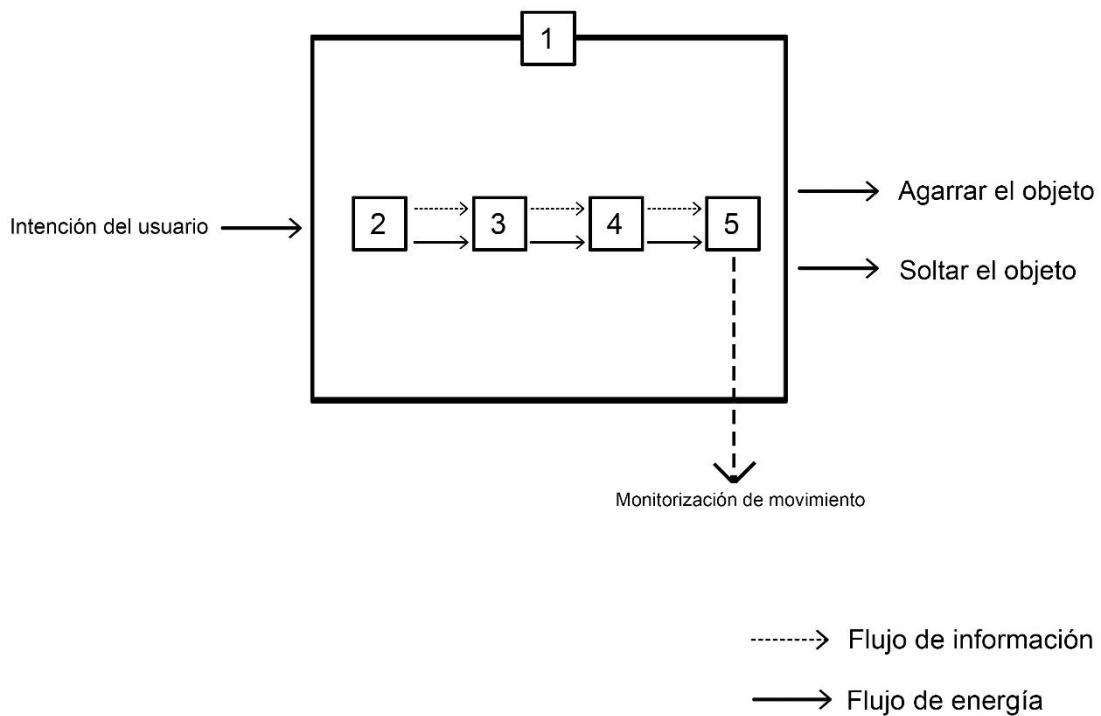


Figura 33. Caja transparente

Para que el exoesqueleto comience a funcionar debe haber una intención por parte del usuario de realizar alguna acción con la mano. Esta intención del usuario será captada por unos sensores sEMG (2) y ofrecerán la información necesaria para activar o desactivar los preactuadores (3) y los actuadores (4), moviendo los dedos (5) según se desee agarrar o soltar. Todo este proceso necesitará de una batería que suministre la energía necesaria (1) a todos los elementos eléctricos.

3.3. PROPUESTAS Y SELECCIÓN

Tras investigar otros productos del mercado y realizar un estudio funcional del exoesqueleto, se detallaron diferentes propuestas de las distintas partes que componen el exoesqueleto, realizando una comparativa y seleccionando las alternativas que mejor se adaptan a las especificaciones, mediante dos métodos distintos, con el fin de obtener el mejor producto posible.

Para afianzar la solución obtenida y observar gráficamente los pros y contras de los distintos componentes, se desarrollaron diferentes propuestas de exoesqueletos de mano completos, tal y como se muestra en la Figura 34 y Figura 35. Estos diseños presentaban distintas formas de fijación al antebrazo, a la palma y a los dedos, distintos tipos de actuadores (motor rotatorio, cilindro eléctrico, etc.) o diferentes elementos que, unidos a los actuadores, permitían asistir a los movimientos de flexión y extensión.

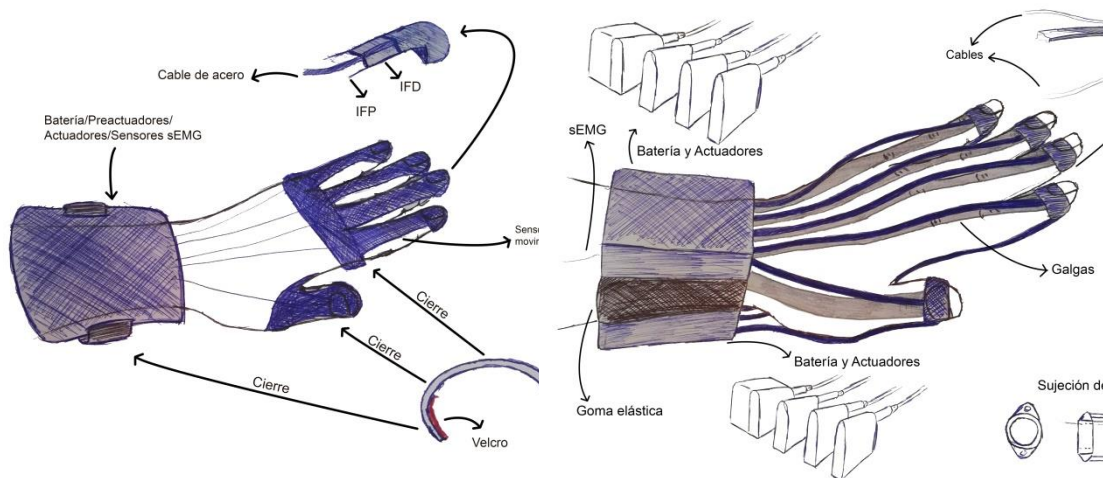


Figura 34. Propuestas 1 y 2

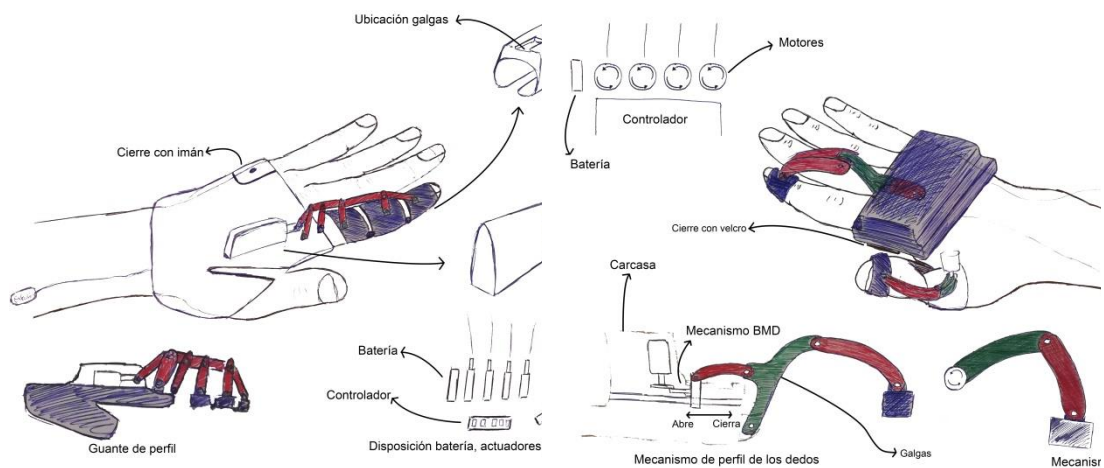


Figura 35. Propuestas 3 y 4

Tras la selección y visualización de los pros y contras de cada uno de los componentes, se obtuvo la siguiente conclusión:

- Los actuadores y la electrónica más pesada se deben situar en la zona del antebrazo.
- Con ayuda de unos sensores de electromiografía y un Arduino programado en función de cada usuario, se captará la señal para hacer funcionar al exoesqueleto.
- Los actuadores incorporados serán motores eléctricos (lineales o rotatorios) por ser, de todas las alternativas, los menos voluminosos, pesados y los que mayor precisión permiten.
- El movimiento de los actuadores a los dedos se transmitirá mediante un mecanismo de barras, utilizando el mismo actuador para la flexión y la extensión.
- Se utilizará un cierre por velcro para la fijación del exoesqueleto al antebrazo.
- El exoesqueleto se fijará a la falange media también mediante un cierre con velcro.

Una vez establecidos los componentes principales que se debían incorporar en el exoesqueleto, se realizó un boceto donde se mostraba gráficamente el resultado final obtenido (ver Figura 36).

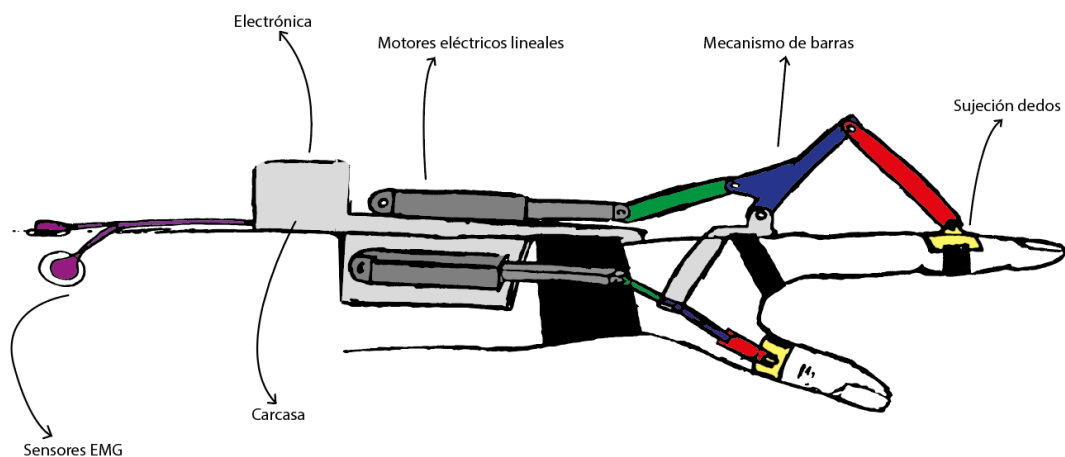


Figura 36. Propuesta final tras selección de mejores propuestas

Partiendo de este boceto, se modeló la idea de exoesqueleto en 3D, permitiendo un acercamiento a la realidad y observando posibles problemas como la organización de componentes eléctricos, la geometría del mecanismo de barras, etc. En la Figura 37, Figura 38 y Figura 39 se muestran unos renders del Diseño Preliminar con los componentes básicos.

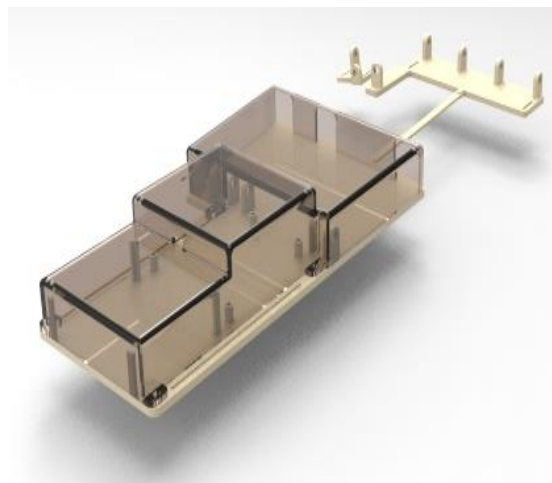


Figura 37. Modelo 3D sistema estructural diseño conceptual

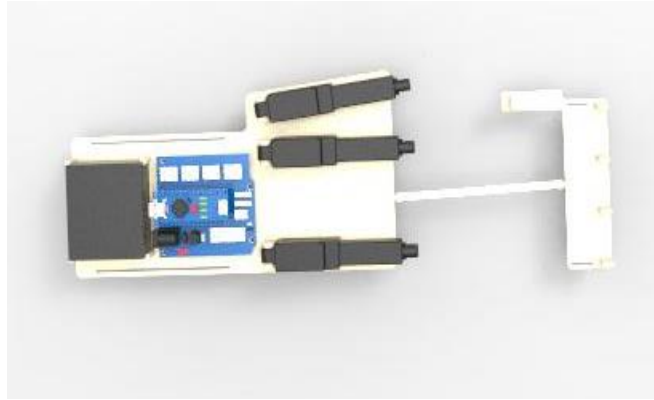


Figura 38. Modelo 3D organización componentes electrónicos diseño conceptual

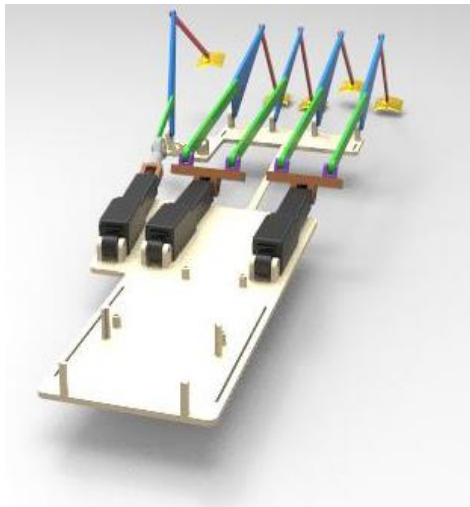


Figura 39. Modelo 3D mecanismo de barras diseño conceptual

4. DISEÑO DE DETALLE

Este exoesqueleto se centra en la rehabilitación de la mano de los pacientes en la fase aguda, con el fin de recuperar las funciones básicas de manipulación. Por lo tanto, asiste a la flexión y extensión de los dedos, dedicando un actuador para el índice y corazón, otro para los demás dedos y otro para el movimiento del pulgar, todos situados en la zona del antebrazo. Además, la construcción de este exoesqueleto permitirá realizar los agarres más comunes, como el agarre Cyl, Lum, NonP y Pinch (según los datos recogidos en [32]) y será válido tanto para usuarios que tengan dificultades para realizar la extensión de los dedos como para la flexión de éstos (o ambos movimientos), pudiendo realizar tareas como abrir el tapón de una botella, llenarse un vaso de agua o simplemente utilizarlo para la sesión de rehabilitación diaria (Figura 40).

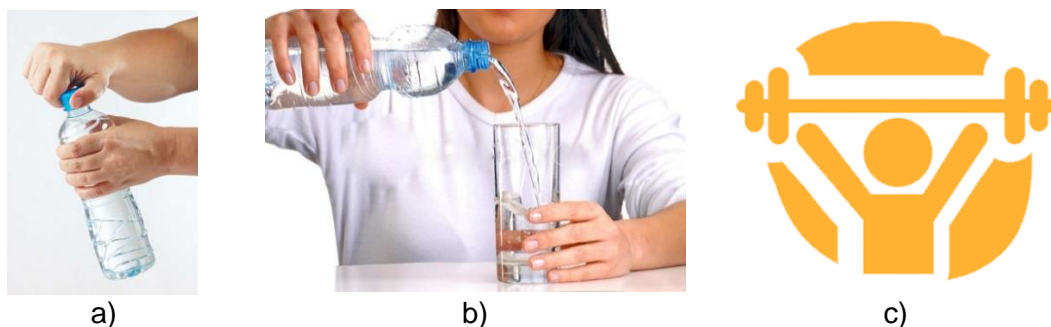


Figura 40. Tareas cotidianas. Abrir tapón (a), llenar vaso de agua (b), rehabilitación (c).

A continuación, en la Figura 41, se muestra un render del exoesqueleto al completo, que permitirá visualizar la forma final obtenida, en su conjunto, tras el proceso de diseño conceptual y preliminar.



Figura 41. Exoesqueleto de mano

4.1. COMPONENTES MECÁNICOS

En este apartado se explicará el proceso seguido para el diseño y selección de los componentes mecánicos, así como la explicación de cada uno de éstos.

4.1.1. MECANISMO DE BARRAS

Este mecanismo de barras asistirá a la flexión y extensión de los dedos, permitiendo realizar tareas de agarre como las comentadas anteriormente. Así, se han propuesto tres situaciones posibles en las que el mecanismo deberá trabajar.

- El usuario no dispone de la fuerza de agarre suficiente como para abrir el tapón de una botella de agua y verter agua en un vaso, por lo tanto, necesitará ayuda externa para poder realizar esta acción. En este caso, el exoesqueleto deberá permitir la flexión de las falanges para adaptarse a la botella y ofrecer la fuerza necesaria como para sostenerlo.
- El usuario, con suficiente fuerza de contracción, desea sostener una botella de agua, pero es incapaz de abrir la mano debido a una inactividad de los músculos extensores. En este caso, deberá ofrecer la fuerza necesaria para la extensión de las falanges, pero sin necesidad de asistir a la flexión.
- El usuario desea utilizar el exoesqueleto para su sesión de rehabilitación en casa. En este caso, el mecanismo deberá asistir al movimiento de flexión, de extensión o ambos (dependiendo de la afectación del usuario).

En todas estas situaciones se requiere la flexión o extensión de la falange proximal y medial, ya que la falange distal se moverá por la sinergia cinemática debida a ligamentos y tendones. Además, esto también reduce la complejidad del mecanismo y ofrece mayor posibilidad en cuanto al diseño, ya que, al fijar el acoplador a la falange media, las opciones de interferir con los dedos serán menor.

El mecanismo seleccionado en la Fase Conceptual se considerará como la combinación de un mecanismo principal que actúa sobre la falange media y otro auxiliar que lo precede y que transmite el movimiento desde el actuador al mecanismo principal. El mecanismo principal se compone de la Barra 1 y Barra 2, donde el balancín está fijado a la barra fija y el seguidor a la falange media. El mecanismo auxiliar constituido por una deslizadera y una biela que, acoplada al balancín del mecanismo principal, generaría un movimiento de biela-manivela-balancín.

En la Figura 42 se muestran los nombres pertenecientes a cada una de las barras que conforman el mecanismo a diseñar (Barra 1, Barra 2, Barra 3, Barra 4 y Barra fija), así como de las falanges que se moverán (FM y FP).

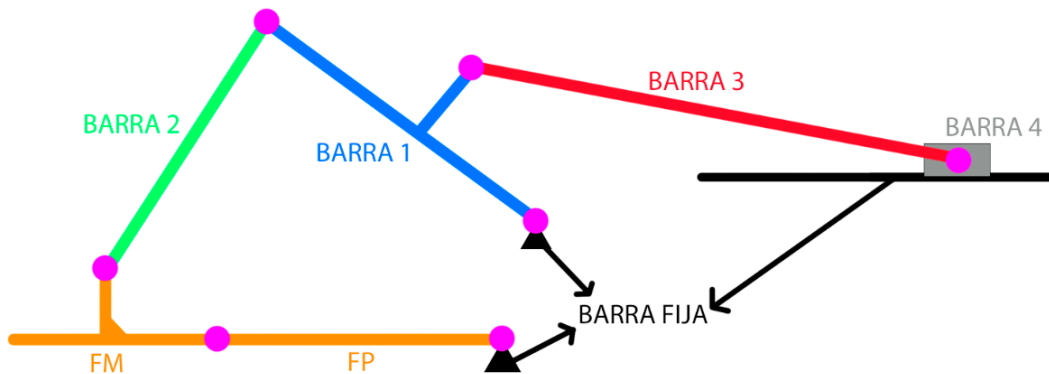


Figura 42. Nombres de barras pertenecientes al mecanismo

En la Figura 43, se pueden ver los nombres de cada uno de las uniones entre barras (A, B, C, E, O1 y O4) y de las articulaciones que unen las falanges mencionadas anteriormente (MCF y IFP)

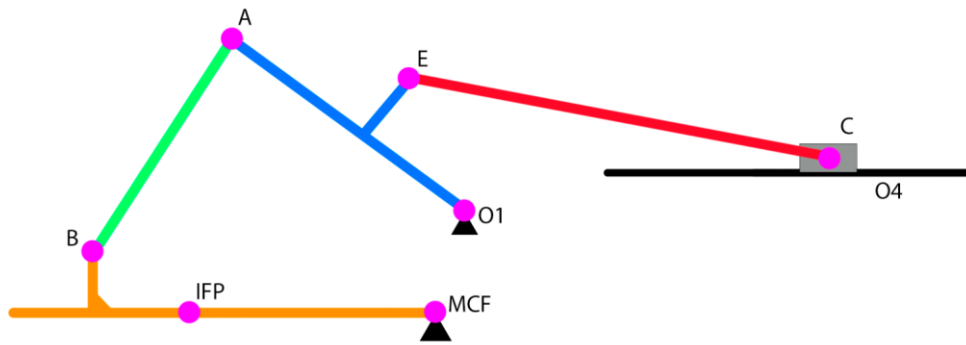


Figura 43. Nombres de los pares cinemáticos del mecanismo

Para la construcción de este mecanismo se ha considerado que éste ha de permitir el movimiento de la falange medial en dos casos. El primero, cuando rota respecto a la IFP y la falange proximal permanece extendida e inmóvil, simulando el agarre de una botella cilíndrica; y el segundo, cuando rota respecto a la IFP y la falange proximal se encuentra flexionada 30° e inmóvil, simulando que el puño está cerrado (útil para el caso de la rehabilitación). En ambos casos se obtienen dos grados de libertad (rotación de la FD y otro controlado por el mecanismo (Figura 44).

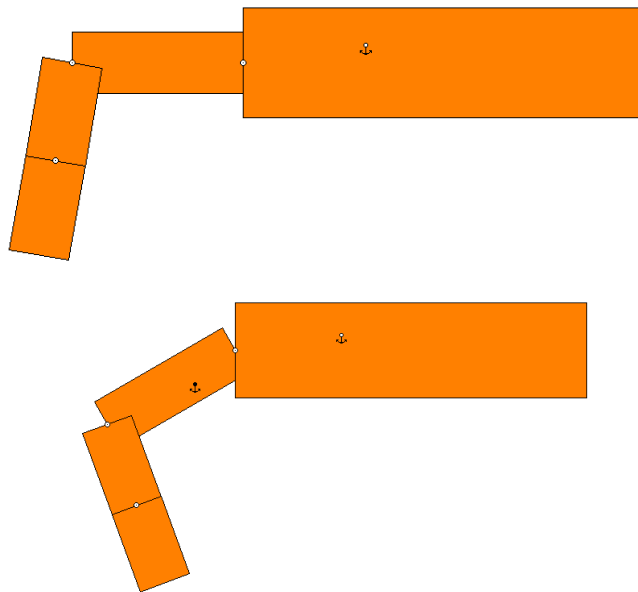


Figura 44. Posiciones 2 y 3 consideradas para la construcción del mecanismo

Durante el proceso de obtención del mecanismo, primero, se fijó la arquitectura cinemática más sencilla, escogiendo la que dispone de cinco barras y cinco pares inferiores. De esta manera se consigue una primera aproximación al mecanismo, donde la Barra 1 es la conductora y la FM el seguidor (ver Figura 45).

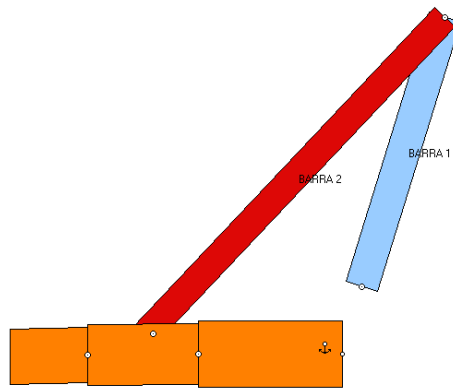


Figura 45. Primera aproximación del mecanismo principal

Posteriormente, se han establecido unas dimensiones adecuadas para la Barra 1 y la Barra 2 que, siendo lo más parecidas posibles, permitan un correcto funcionamiento para los cinco dedos de ambos extremos de la población (percentil 5 de mujeres y 95 de hombres). Finalmente, tras varias pruebas, con una longitud de ambas barras de 80mm se consigue que el mecanismo sea completamente válido para todos los tamaños.

Una vez obtenidas las dimensiones el mecanismo principal, se ha realizado una síntesis de generación de funciones para el mecanismo auxiliar, obteniendo las posiciones deseadas del modelo en Working Model, considerando ambos extremos de la población y fijando una distancia del actuador.

De esta manera, se ha conseguido dimensionar un mecanismo de barras que permite los movimientos considerados sin interferir en ninguna de las falanges, permitiendo fijar los motores en la misma posición, siendo igual de útil para ambos extremos de la población (percentil 5 de mujeres y percentil 95 de hombres).

Además, para reducir el peso del exoesqueleto y utilizar el mínimo de servomotores posibles, se ha unificado el movimiento del índice y corazón, por un lado, y anular y meñique, por otro. Se han unificado así ya que para agarres como el de tipo pinza, se necesita el índice y corazón, siendo menos importante los otros dos dedos. De esta manera se conseguirá realizar los principales tipos de agarre, utilizando el menor número de servomotores posibles y sin afectar demasiado al movimiento natural de la mano.

Finalmente, tras pasar el resultado del 2D al 3D, se han obtenido los siguientes mecanismos (Figura 46 y Figura 47), que tienen como base principal la funcionalidad, resistencia y facilidad de ser fabricado mediante la tecnología FDM.

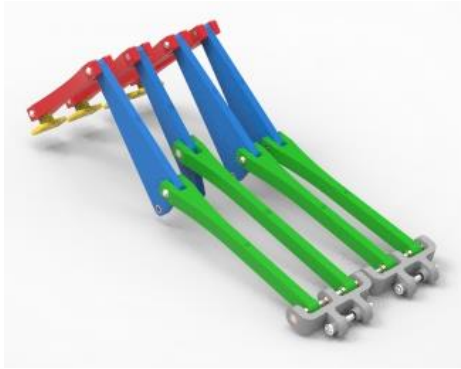


Figura 46. Modelo 3D mecanismo falanges II, III, IV y V



Figura 47. Modelo 3D falange I

En los apartados 12.5 y 12.6 se pueden observar con detalle todo el procedimiento seguido para la obtención del mecanismo, así como una breve explicación de la construcción de cada una de las barras.

4.1.2. SISTEMAS DE GUIADO DE ROTACIÓN

Este exoesqueleto necesitará de sistemas de guiado de rotación para permitir el movimiento entre cada una de las barras que componen el mecanismo, permitiendo los movimientos de flexión y extensión. Además, será necesario añadir unas rótulas, en lugar de casquillos, en A o en O1 (o en ambos) para permitir la aducción/abducción de los dedos, ofreciendo la mayor libertad de movimiento posible.

Para el guiado de rotación se pueden utilizar cojinetes de fricción o rodamientos. Los primeros suelen tener menor diámetro y peso, y suelen ser menos ruidosos, además de poseer mayor tolerancia a los choques. Sin embargo, solamente admiten un tipo de carga (radial o axial) y no son elementos estandarizados. Los rodamientos, por su parte, son de mayor precisión, con una fricción casi constante, necesitan menor mantenimiento y poseen capacidad de absorber cargas combinadas (axiales + radiales). Además, se tratan de elementos estandarizados. Por el contrario, son más ruidosos, suelen ser más pesados y poseen una tolerancia a los choques baja.

En este caso, lo más importante es el peso, el coste, el tamaño y el ruido, por lo que se considera que lo más apropiado es escoger unos cojinetes de fricción que permitan la rotación entre barras, soportando los esfuerzos generados en él. En base a estas características se escogerá el casquillo adecuado dentro de los ofrecidos por

Permaglide, en concreto los de material deslizante libre de mantenimiento (Permaglide P1), ya que son ideales para trabajos en seco sin necesidad de ser engrasados. Esta empresa fabrica productos de calidad y ofrece un catálogo con indicaciones sencillas para calcular y seleccionar el adecuado para cada tipo de aplicación.

Para la selección del tipo de cojinete adecuado, se han calculado las fuerzas de reacción que se generan en cada punto de unión de las barras mediante la herramienta Working Model para ver cuál de ellas es más desfavorable, obteniendo una fuerza de reacción máxima de 32.5 N entre la Barra 1 y la Barra 3.

Posteriormente, en base a las fórmulas facilitadas en el catálogo de Permaglide, se ha calculado el factor p_v (presión específica “ p ” x velocidad lineal “ v ”) para el caso más desfavorable, que se daría cuando el diámetro del eje (D_i) que une las dos barras es de 2mm y su longitud (B) de 3mm, las dimensiones mínimas ofrecidas por el fabricante. De esta manera se asegura que, independientemente del diámetro y/o longitud del casquillo seleccionado, será válido.

A continuación, con este resultado, se ha estimado la vida útil aproximada de los cojinetes, aplicando los valores de corrección que se han conseguido de las gráficas del catálogo, obteniendo una vida útil mínima de 7316880 ciclos.

En el apartado 12.8 se detallan los cálculos realizados para este componente, así como el catálogo que se utilizará cuando se detallen las dimensiones finales.

4.1.3. SISTEMA ESTRUCTURAL

La función principal es ofrecer un soporte y protección del conjunto de elementos móviles del exoesqueleto. Dentro de los diferentes tipos de componentes estructurales (bancada, bastidor o carcasa), se dividirá en una bancada (de color marfil en la Figura 48), que será la que esté en contacto con la piel del usuario y la cual tendrá un diseño especial para permitir de manera sencilla fijar los componentes a este elemento y una carcasa externa (con color translúcido), que servirá para tapar los componentes y protegerlos de agentes externos como polvo y evitar el contacto directo con el usuario. Ha de ser de un material rígido, resistente a los golpes y estarán fijadas entre sí mediante dos tipos de uniones, para facilitar el acceso a su interior para reparación, mantenimiento o recambio de componentes. Además, se fijará en la zona de la palma y en la zona del antebrazo, suficiente para ofrecer estabilidad al conjunto.

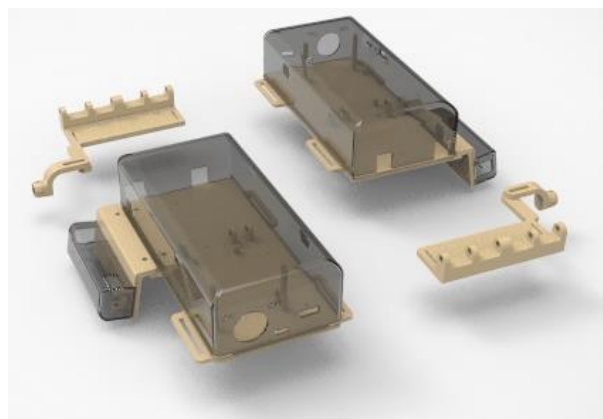


Figura 48. Sistema estructural

En cuanto a su fabricación, lo ideal es que el diseño permita su fabricación con la técnica de Fabricación mediante Filamento Fundido (FFF) o por Estereolitografía (SLA)

fácilmente y así, recortar grandes costes de fabricación, ofreciendo una completa personalización para cada paciente.

En cuanto a las dimensiones preliminares, como se puede observar en el apartado 8.1, la zona fija al antebrazo no podrá ser superior a 204 mm de longitud, pudiendo sobrepasar en anchura esta parte del cuerpo.

FIJACIÓN EN MANO Y PULGAR

Este elemento permitirá fijar la Barra 1 de los dedos índice, corazón, anular y meñique por la articulación O2. Además, dispone de unas ranuras con el espacio suficiente para pasar las tiras de velcro que rodean la mano. Dispone de un diseño asimétrico, ya que se ha incluido un elemento que será necesario para permitir el movimiento de oposición del pulgar. En la Figura 49 se muestra el diseño de lo descrito anteriormente.

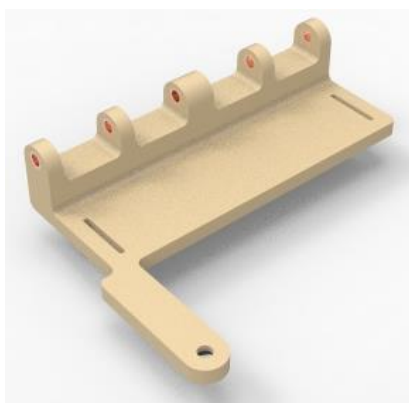


Figura 49. Elemento de fijación a la mano

Por otro lado, se ha diseñado un elemento que se fijará al anterior (Figura 50) y que permitirá fijar la bola de la Barra 1 del pulgar, consiguiendo el movimiento de balancín. Además, este componente incluye una ranura que posibilita regular a la distancia necesaria según las dimensiones del usuario. Sin embargo, al no haber podido obtener datos suficientes que garantizaran una posición exacta del pulgar (considerando inclinación y rotación respecto de los demás dedos), se ha diseñado en base a prueba y erros, basando su diseño a las medidas de la persona que realiza este Proyecto.



Figura 50. Elemento auxiliar

FIJACIÓN AL ANTEBRAZO Y FIJACION AUXILIAR

Estos elementos serán considerados como bancadas, ya que serán inamovibles y ofrecerán el soporte y el espacio necesario para fijar los elementos electrónicos.

En la fijación al antebrazo se han realizado cuatro ranuras que permiten pasar dos tiras de velcro, rodeando gran parte del antebrazo. Además, se han realizado unos taladros en la parte delantera izquierda para poder unir la fijación auxiliar. Este componente extra se ha diseñado para alinear la dirección de salida del vástago del servomotor con el movimiento del pulgar, ya que éste se encuentra en un plano distinto al resto de los 4 dedos.

En cuanto a la geometría del componente de fijación auxiliar, no se han encontrado datos que permitieran obtener con exactitud la inclinación necesaria. Por lo tanto, para este caso, se han utilizado unas dimensiones aproximadas, ajustándose a la mano de la persona que ha realizado este Proyecto.

En la Figura 51 se muestra una vista isométrica de este elemento, donde:

- Los actuadores se unirán a los elementos rodeados de color azul mediante una unión atornillada con tornillo de M3 y tuerca, fijando así su posición.
- El controlador se fijará mediante unos tornillos de M2 autorroscantes en las torretas rodeadas con un círculo rojo.
- Las baterías tendrán su propio soporte, pero éste se fijará a la fijación del antebrazo mediante tornillos M2 autorroscantes señalados con un círculo verde.
- Los TP4056 necesarios para recargar las baterías de manera segura se atornillarán a las torretas altas rodeadas con un círculo de color morado con tornillos M2 autorroscantes.

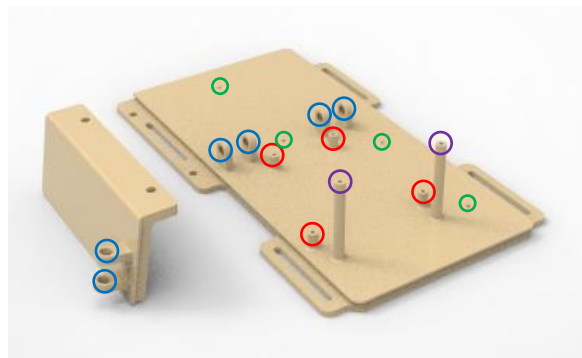


Figura 51. Elementos de fijación para la electrónica

Además, estos componentes disponen de un saliente que permite fijar la carcasa mediante unos "snap fits". En la Figura 52 se puede observar como el saliente no interfiere con el resto de la geometría, pudiendo pasar el velcro por las ranuras sin ningún problema.

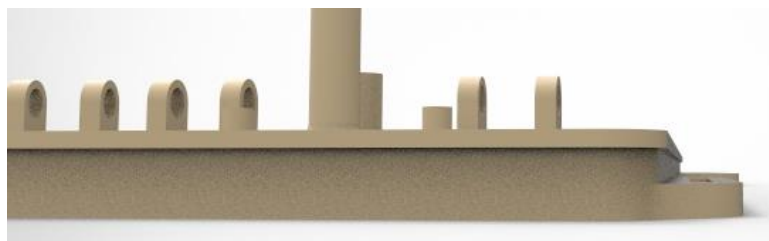


Figura 52. Vista de detalle saliente para "snap fit"

CARCASA

Por último, el elemento que sirve de protección frente agentes externos, se ha diseñado con la forma adecuada para adaptarse a la altura, ofreciendo los espacios necesarios para la salida de luz de los LEDs, para el interruptor deslizante, el interruptor basculante, los actuadores, el conector USB y el conector tipo C por donde se cargarán las baterías (ver Figura 53 y Figura 54).

Se han añadido unas ranuras para la entrada y salida del aire. Teniendo en cuenta que el aire caliente tiende a subir, se han situado en diferentes alturas, entrando el aire frío por la situada en la parte baja y saliendo por la más alta. Además, la salida del aire coincide con la zona donde se sitúa una de las dos baterías, permitiendo disipar el calor más rápidamente.



Figura 53. Carcasa electrónica



Figura 54. Carcasa electrónica_2

Para facilitar el correcto uso del exoesqueleto, se han incorporado unas indicaciones, mostrando donde se debe situar el interruptor para el funcionamiento deseado. En la Figura 55 se muestran estas indicaciones, donde:

- R: Modo rehabilitación
- N: Modo normal
- ON: Encendido
- OFF: Apagado



Figura 55. Indicaciones en carcasa

Finalmente, aprovechando que el material es un polímero y para facilitar el montaje con el apoyo del antebrazo, se ha utilizado un sistema de “*snap fits*”, fijando la carcasa (ver Figura 56).

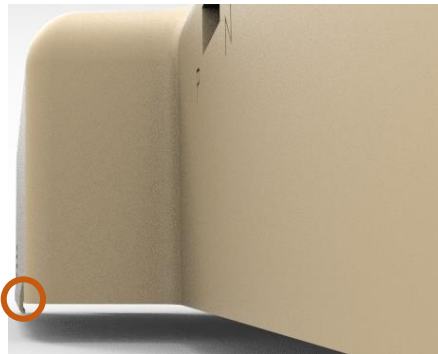


Figura 56. Vista detalle “*snap fit*” carcasa

4.2. COMPONENTES ELÉCTRICOS

Este exoesqueleto funciona de la siguiente manera:

- El usuario pulsa el interruptor de encendido
- Escoge el modo de uso mediante el interruptor deslizante
- Al finalizar, el usuario apaga el exoesqueleto.

Desde que se enciende y se escoge el modo de uso del exoesqueleto hasta que se pone en funcionamiento, intervienen diversos componentes eléctricos para hacer posible todo este proceso.

Mediante un interruptor se consigue la apertura y cierre del circuito. Una vez se ha cerrado el circuito, el controlador recoge las señales del sEMG y activa los servomotores para que actúen según el modo de funcionamiento escogido.

Cuando las baterías disponen de poca carga, se encenderá una luz de color rojo, indicando que el exoesqueleto deberá cargarse. Si la carga es correcta, la luz que deberá iluminarse será la de color verde (siempre y cuando se haya encendido el exoesqueleto).

4.2.1. MOTORES

Para la selección del motor, se han utilizado los datos extraídos de simulaciones realizadas, utilizando Working Model.

En primer lugar, se realizó un análisis de la ventaja mecánica (VM) en las posiciones 2 y 3 (ver Figura 44) con el mecanismo principal, consiguiendo identificar el peor de los casos. Para ello, se han medido las velocidades angulares durante todo el movimiento de la barra de entrada (Barra 1) y la de salida (Falange media), exportando estos datos a una hoja Excel y obteniendo que la peor relación VM vs Ángulo de rotación FM se da cuando el dedo índice perteneciente al percentil 95 de hombres se sitúa al final del recorrido del paso de la posición 2 a la 3, con una VM mínima de 0.19 (Figura 57). Por lo tanto, al ser el peor caso de los cuatro dedos (ver apartado 12.7), ha sido el escogido para el cálculo de los motores y de otros cálculos realizados en esta fase del proyecto.

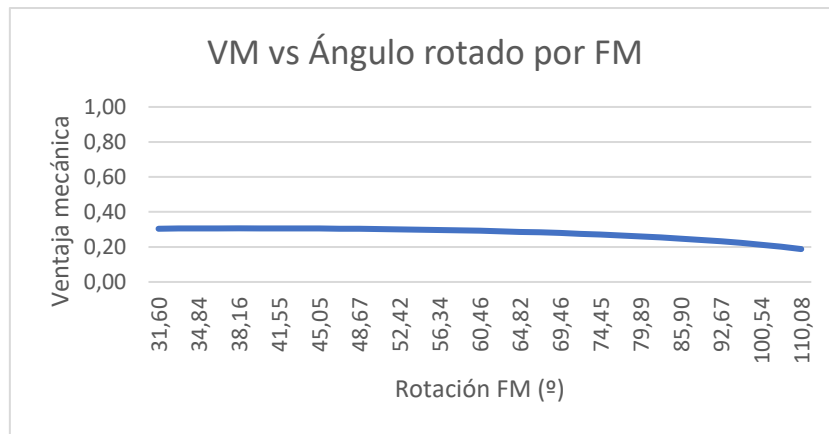


Figura 57. Ventaja mecánica en posición 3. Dedo índice 95th hombres.

A continuación, para la selección del motor que acciona el dedo índice y corazón, se simuló una posible acción donde el usuario mantenía un objeto con la mano cerrada y que causaba una presión en la falange media de aproximadamente 2.7 N, correspondiente a la presión sufrida por la FD del dedo índice al verter agua desde una botella de plástico llena (según resultados del artículo [27]). Estableciendo esta fuerza perpendicular a la FM y midiendo la tensión a compresión sufrida en el actuador, se estimó que la fuerza necesaria transmitida por el motor para mantener flexionado el dedo índice debería ser de 21 N (ver Figura 58). Al considerar que los cuatro dedos (índice, corazón, anular y meñique) se comportan de la misma manera y que se añade un motor cada dos dedos, el actuador deberá poder ofrecer 42 N de fuerza para el índice y corazón y 42 N para anular y meñique.

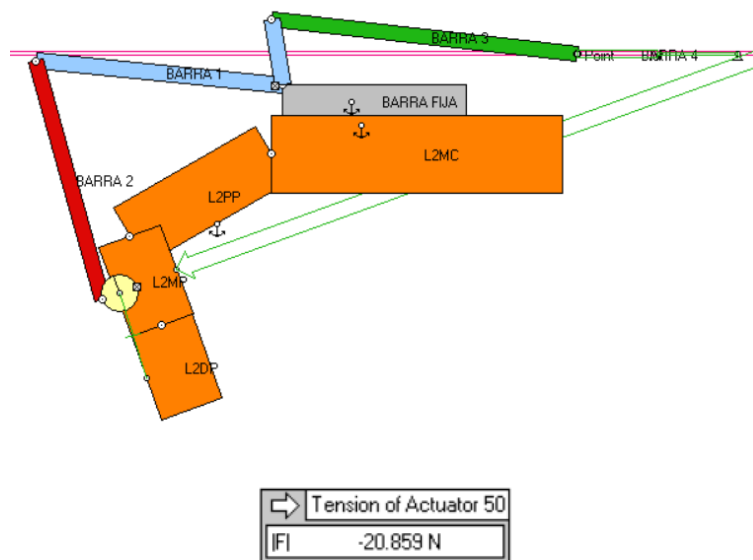


Figura 58. Estudio para medir la fuerza necesaria del actuador. Índice

Seguidamente, para el pulgar, se ha realizado el mismo proceso, situando el pulgar en la posición 3 y estableciendo una fuerza perpendicular a la falange proximal de unos 6.3 N, correspondiente al 35% de la presión total de agarre sufrida en los dedos para la acción de verter agua desde una botella de plástico, en función de los datos recogidos en [27]. Posteriormente se ha iniciado el análisis, de la misma manera que para el caso del dedo índice, midiendo la tensión a compresión sufrida en el actuador, obteniendo un

resultado de -32.5 N (ver Figura 59). Esta será la fuerza máxima necesaria que deberá ofrecer el motor que controla el pulgar.

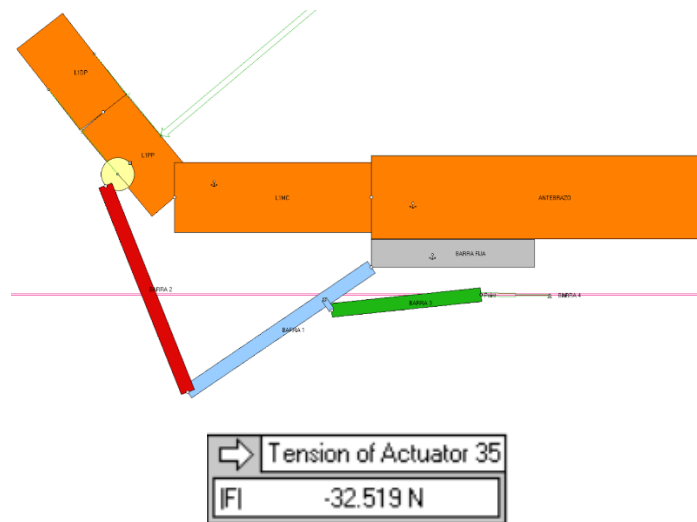


Figura 59. Estudio para medir la fuerza necesaria del actuador. Pulgar

Finalmente, los motores seleccionados corresponden con el Actuonix L12-R (ver Figura 60), con una fuerza total de transmisión de 200 N , una carrera de 30 mm y optimizado para ser utilizado como servo lineal en aplicaciones de robótica.



Figura 60. Actuonix L12-R

En la Figura 61 se muestra una vista de la disposición prevista de estos motores en el apoyo del antebrazo, fijados a ésta mediante unos pasadores de $\varnothing 3\text{ mm}$.



Figura 61. Ubicación servomotores





4.2.2. SENSORES EMG

Para la implementación del control de los actuadores se debe conocer de manera previa el movimiento a asistir, es decir, conocer la intencionalidad del paciente, que se dará gracias a la medición de las señales captadas por unos sensores sEMG. Así, cuando la señal supere el umbral establecido, se activará o desactivará el servomotor en función de la intención del usuario. Estos sensores, se colocarán en la zona de inicio del antebrazo, es decir, la parte más gruesa de éste y donde se encuentran los músculos que mayor participación tienen en los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

Se pueden distinguir dos tipos: Sensores EMG con necesidad de gel y Sensores EMG secos.

A continuación, en la Tabla 13, se muestran algunos de los sensores encontrados por la web y que actualmente se comercializan.

Tabla 13. Comparativa de diferentes sensores EMG disponibles en el mercado

	OYMotion	Myo armband	EMG-826	MyoWare
Tamaño (mm)	22 x 35 mm	∅140 mm	30 x 29 mm	63.5 x 32 mm
Precio (€)	30 €	160 €	35 €	40 €
Peso (g)	36 g	93 g	40 g	9 g
Voltaje de alimentación (V)	3.3-5.5 V	Batería propia	5-9 V	2.9-5.7 V
Necesidad de gel electrolítico	No	No	Sí	Sí
				

Por un lado, se requiere que el sensor sea lo más fácil de fijar posible y, además, que resulte lo más limpio posible, por lo que los sensores que necesitan de gel electrolítico para captar las señales quedan descartados.

Por otro, de los restantes, se ha escogido el Myo Armband por ser más fácil de usar y de ajustar que el OYMotion. Además de que el OYMotion ya no se comercializa, se necesitarían dos conjuntos para el correcto funcionamiento, uno situado en los flexores, y otro, en los extensores, lo que resultaría demasiado engorroso para el usuario. Este brazalete es inalámbrico y permite ser controlado mediante bluetooth, ofreciendo una autonomía de 24 horas de uso. Este producto incorpora todos electrodos necesarios para captar las señales del músculo, por lo que solamente será necesario una unidad, convirtiendo a este sensor en el idóneo.

La Figura 62 se refiere a una imagen del brazalete donde se muestra que incorpora un sistema de fijación regulable, con un tamaño extensible de entre 19 y 34 cm sobre la circunferencia del antebrazo

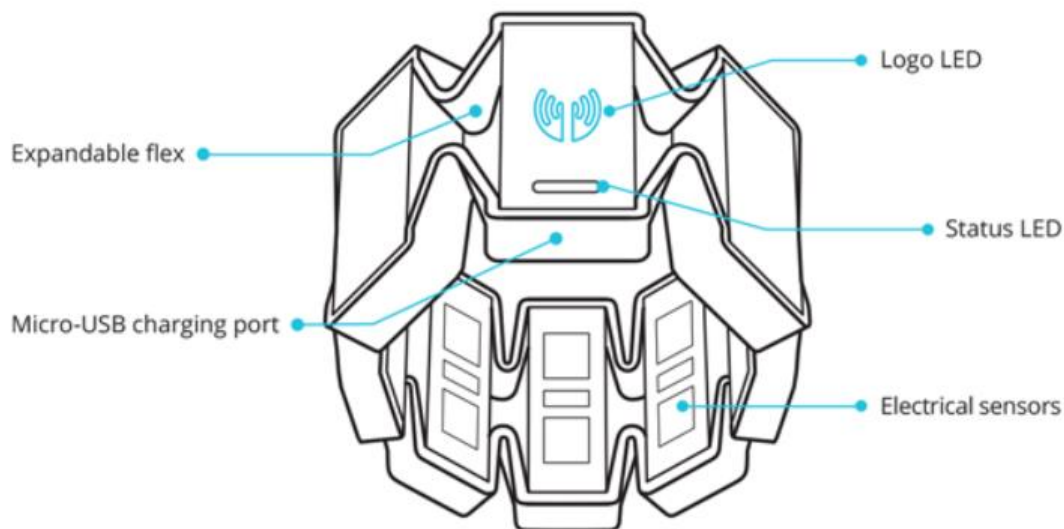


Figura 62. Brazalete EMG Myo Armband

4.2.3. CONTROLADOR

Para este proyecto será necesario el uso de un controlador que permita captar las señales de los sensores EMG y mandar la orden de activación a los servomotores. De los controladores existentes en el mercado (Arduino, Raspberry Pi, BeagleBone, Nanode, etc.) se escogerá un tipo de controlador de la marca Arduino, ya que es el más extendido en este tipo de aplicaciones por su bajo coste, la sencillez de uso y la capacidad de añadir otros módulos para ampliarlo.

De los analizados, y como se puede observar en la Tabla 14, el que mejor se adapta a las necesidades de este exoesqueleto sería el Arduino Nano (Figura 63), cuyas características se pueden observar en el apartado 12.9.

Tabla 14. Comparativa entre tipos de Arduino

	UNO	DUE	Leonardo	Mega 2560	Micro	Nano	YUN	FIO
E/S digitales (PWM)	14 (6)	54 (12)	20 (7)	54 (16)	20 (7)	14+6 (6)	20 (7)	14 (6)
E analógicas	6	12	12	16	12	8	12	8
Dimensiones (mm)	80x55	101.52x53.3	68.58x53.34	101.52x53.3	49x18	45x18	68.6x53.3	65X28
Peso (g)	25	36	20	37	13	7	32	9
Precio (€)	20	47	20	40	20	20	70	28
Jack de alimentación	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	No	No



Figura 63. Arduino Nano

Además, se utilizará una shield diseñada especialmente para el Arduino Nano, facilitando el conexionado de todos los componentes al controlador, permitiendo agilizar el proceso de montaje. Además, esta shield incorpora un adaptador Jack por donde se podrá alimentar el Arduino mediante una fuente de alimentación externa de entre 7 y 12 V, siendo lo más recomendable 7 V. En la Figura 64 se muestra una imagen de la shield escogida.

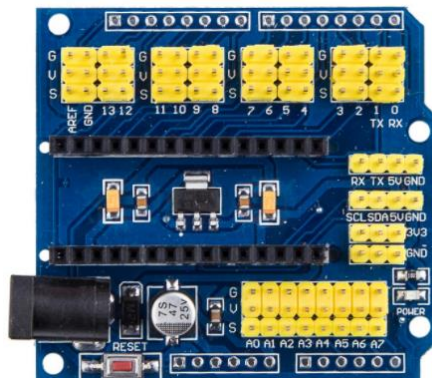


Figura 64. Shield para Arduino Nano

Este conjunto se atornillará a la pieza “Apoyo antebrazo” mediante tornillos para plástico autorroscantes de M2. En la Figura 65 se muestra una imagen de cómo se ubicaría el conjunto en el exoesqueleto.

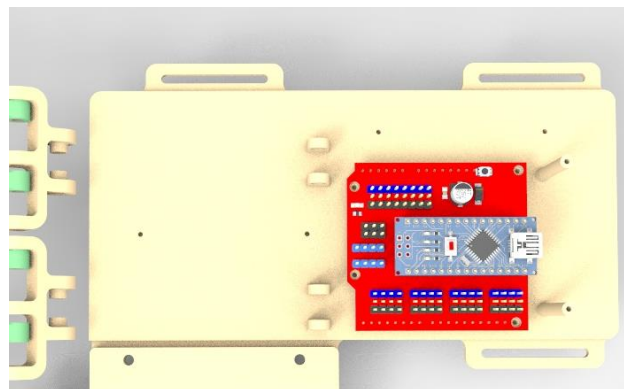


Figura 65. Ubicación del controlador en el exoesqueleto

4.2.4. LEDS

Este exoesqueleto será completamente portátil, por lo que requerirá de uso de baterías que alimenten a todo el circuito. Estas baterías son imprescindibles para el funcionamiento del exoesqueleto, ya que, si están descargadas, no funcionará.

Para animar al usuario a utilizarlo, además de la funcionalidad, comodidad y precio del exoesqueleto, es necesario que esté preparado en todo momento para su uso. Resultaría tedioso que se agotara la batería en medio de la sesión de rehabilitación o que no tuviera batería cuando se quiere utilizar, todo esto sin que el usuario fuera sabedor. Por lo tanto, es importante añadir algún sistema de información que permita al usuario saber si el exoesqueleto dispone de suficiente batería para utilizarlo o si necesita cargarlo para utilizarlo posteriormente.

Para este caso se ha decidido que la mejor opción es la de incorporar una fuente de luz que se ilumine de un color u otro en función del nivel de descarga de la batería. La fuente de luz escogida son los diodos LED (Figura 66) ya que poseen muchas ventajas como su reducido tamaño, su mayor vida útil o su gran potencia de iluminación sin aumentar su temperatura.



Figura 66. LED

En un primer momento se estudió la posibilidad de incorporar un LED bicolor, ejerciendo las mismas funciones que dos LEDs normales. El problema es que requiere de dos salidas PWM y no sería compatible con nuestra placa Arduino, ya que se necesitarían 8 como mínimo. Otra posibilidad es la de utilizar otra placa Arduino que permita un número mayor de entradas y salidas PWM, ofreciendo la posibilidad de utilizar un LED bicolor o RGB. Sin embargo, el tamaño total sería superior, por lo que se descartó esta opción.

De este modo, se ha optado por utilizar dos LEDs (uno de color verde y otro de color rojo) que podrán conectarse a las salidas digitales, sin necesitar demasiado espacio ni cambiar la placa Arduino.

Tal y como se muestra en [35], el encendido de estos leds se puede controlar con la misma placa Arduino, encendiendo el led verde cuando el voltaje de la batería se sitúe por encima de un voltaje establecido, y encendiendo el led rojo cuando se sitúe por debajo.

Finalmente, se ha seleccionado un LED de alta luminosidad rectangulares cuyas características se pueden observar en el apartado. Este LED corresponde con la referencia L-914HDT para el rojo y L-914GDT para el verde (ver Figura 67).

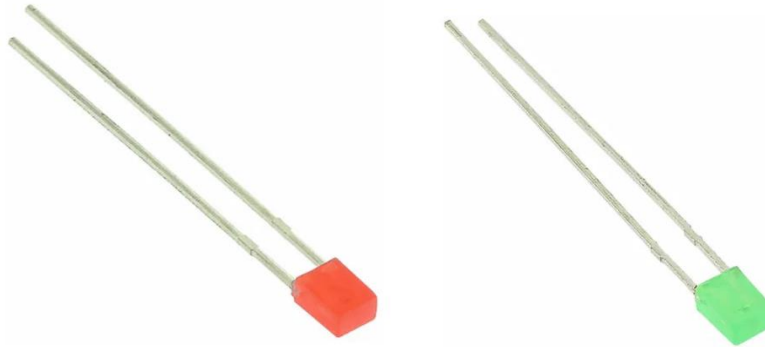


Figura 67. LEDs L-914HDT y L-914GDT

4.2.5. BATERÍAS

El exoesqueleto a fabricar deberá ser completamente portátil, por lo que se requiere del uso de baterías que alimenten a todo el circuito.

Para la selección de la batería más adecuada se ha necesitado escoger los componentes eléctricos previamente y, en base a sus características, obtener las características necesarias para esta batería.

En primer lugar, se sabe que la placa Arduino Nano debe ser alimentada como máximo por 12 V, y que, simplemente por su funcionamiento, consume alrededor de 19 mA, ofreciendo como máximo 40 mA en cada uno de los pines de entrada y de salida (con un máximo total de 200 mA). Además, la corriente suministrada al sensor EMG no debe ser inferior a 20 mA.

Por otro lado, el exoesqueleto ofrecerá información del nivel de las baterías mediante unos LEDs que consumen alrededor de 20mA, cada uno.

Por último, se conoce que la corriente máxima de trabajo en el actuador es de 450 mA. De modo que, cuando ofrece la máxima fuerza (200 N), consume 450 mA a alimentado a 5 V. Para el caso del exoesqueleto, se han utilizado tres servomotores (pulgar, índice y corazón, anular y meñique) que deberán ofrecer unas fuerzas máximas de 32.5, 42 y un valor inferior a 42 N, respectivamente. Teniendo en cuenta la relación de consumo por cada servo, la corriente consumida por los tres actuadores rondaría los 250 mA con voltaje de salida de 5 V.

Por lo tanto, serán necesarias dos baterías recargables: una, para alimentar la placa controladora; y otra, para los servomotores. Así, considerando una duración de 10 horas de uso deberían tener la siguiente capacidad:

- Batería para el controlador: 7 - 12 V y 2000 mAh, ya que, para alimentar al sensor, a los LEDs y al propio Arduino se necesitan 120 mA, aproximadamente. Además, se deberá tener en cuenta la corriente consumida por los selectores necesarios para la activación del modo de funcionamiento. Por eso se ha considerado que la corriente consumida es la máxima ofrecida por el controlador (200 mA) de una forma segura.
- Batería para los actuadores lineales: 5 - 6 V y 2500 mAh, consumiendo 250 mA.

Con toda esta información, se ha decidido utilizar 4 pilas 18650 recargables de 3,7 V y 2600 mAh. Para alcanzar a los 7 V y 5 V necesarios para alimentar el controlador y los actuadores, respectivamente. Se dispondrán en serie, dos a dos y ubicados en un soporte especial para este tipo de pilas (ver Figura 68). Destacar que se ha intentado

ubicar estas baterías de manera que se optimice el espacio disponible lo máximo posible.

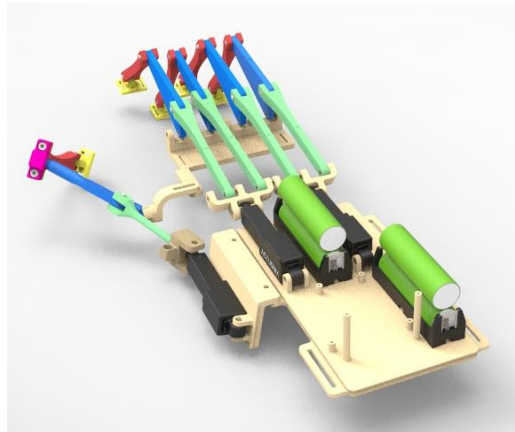


Figura 68. Disposición de las baterías

Además, se utilizarán unos módulos “TP4560” que permitirán cargar las baterías de forma segura. Para permitir la carga mediante un cargador convencional (como el de un teléfono móvil), se ha decidido utilizar un módulo de carga para una pareja de pilas y otro módulo, para la otra. De esta manera, se podrá cargar a una tensión de 5 V y 2 A, permitiendo la carga completa del exoesqueleto en aproximadamente 5 horas, ya que cada uno de estos módulos ofrece 1 Ah. En la Figura 69, se muestra una imagen de estos módulos posicionados y fijados en el exoesqueleto.

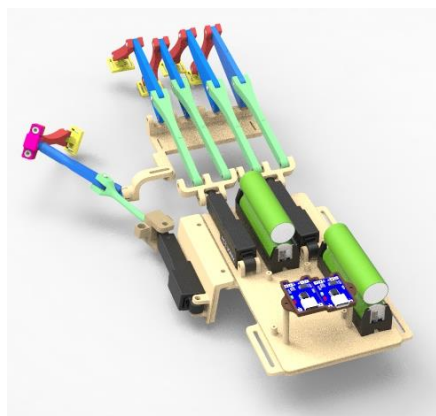


Figura 69. Módulos de carga TP4560

4.3. SELECCIÓN DE PROCESOS Y MATERIALES

En este apartado se justificará la selección del/los proceso/s de fabricación y del/los material/es utilizado/s.

4.3.1. SELECCIÓN DEL PROCESO DE FABRICACIÓN

Como ya se ha comentado anteriormente, las partes no comerciales de este exoesqueleto se deben poder fabricar mediante tecnologías de prototipado rápido, concretamente las de FA (Fabricación Aditiva), por tener las siguientes ventajas:

- Mayor posibilidad de personalización que otras tecnologías. Permite a los fabricantes producir productos diferenciados a sus clientes, lo que con los métodos de fabricación tradicional sería inviable.

- Reducción de tiempos: La FA permite que los proyectos se desarrollen más rápido, pudiendo fabricar el producto el mismo día que se diseñó, reduciendo el proceso de desarrollo que con otras tecnologías podría haber supuesto días o meses.
- Mejoras en calidad del producto: Permiten usar distintos materiales, mejorando la calidad del producto, sin necesidad de cambiar el proceso de fabricación.
- Flexibilidad en cuanto a la forma del producto: Se pueden crear formas que con los procesos de fabricación tradicionales sería imposible. Esto reduce el tiempo del proceso de diseño, del de fabricación y el de montaje, además de reducir el peso del producto.
- Máquinas económicas: Las máquinas de moldeo por inyección, CNC, y los procesos de producción suelen requerir inversiones muy altas. Sin embargo, el proceso de la FA permite la creación de piezas con procesos y máquinas relativamente baratas en comparación.
- Reducir el riesgo: la capacidad de verificar un diseño antes de invertir en una máquina de moldeo. Es mucho más económico imprimir un prototipo en 3D que rediseñar o alterar un molde existente.

Dentro de esta tecnología existen diferentes variantes, siendo las más utilizadas la Estereolitografía (SLA), la Fabricación mediante Filamento Fundido (FFF) y la Sinterización Selectiva por Láser (SLS).

A continuación, se deja una breve descripción de cada uno de estos procesos (37):

ESTEREOLITOGRAFIA (SLA)

La máquina de estereolitografía dispone de un tanque lleno de resina epoxi en el interior de la cual hay una plataforma sujeta sobre un eje mecánico vertical. Sobre el tanque se encuentra el láser que se encarga de polimerizar o endurecer la resina. Para empezar el proceso de creación del objeto, se deja una fina capa de resina sobre la plataforma. A continuación, los rayos láser dibujan la primera capa del modelo en la superficie del líquido que es, de esta manera, polimerizada. Una vez la capa se ha endurecido la plataforma desciende, dejando otra vez una nueva fina capa de resina líquida en la superficie del tanque, a punto para la siguiente polimerización. Este proceso se repite, imprimiendo una capa sobre otra, hasta que se obtiene la pieza tridimensional entera. Para acabar, la plataforma se eleva automáticamente para escurrir el exceso de resina y para que se pueda extraer la pieza. Después, se retiran los soportes manualmente y se limpian los restos de líquido. Finalmente se realiza un curado superficial mediante un horno UV.



Figura 70. Proceso de fabricación mediante SLA

SINTERIZADO SELECTIVO POR LASER (SLS)

El sinterizado parte de un modelo que se carga desde un fichero 3D virtual. Mediante programas especializados se prepara para su fabricación, siendo seccionado en finas capas horizontales. Para empezar el proceso de creación del objeto, se deja una fina capa de polvo sobre la plataforma. A continuación, los rayos láser dibujan la primera capa del modelo en la superficie del polvo, que es así sinterizada. Después, la plataforma desciende, dejando otra vez una nueva y fina capa de polvo en la superficie del tanque, a punto para la siguiente sinterización. Este proceso se repite, imprimiendo una capa sobre otra hasta que se obtiene la pieza tridimensional entera. Al acabar el trabajo, el resultado es un bloque de polvo con los modelos en su interior. Una vez transcurrido el tiempo de enfriamiento, se pueden sacar manualmente las piezas del bloque de poliamida. Finalmente se limpian mediante un proceso de arenado.



Figura 71. Proceso de fabricación mediante SLS

FABRICACION MEDIANTE FILAMENTO FUNDIDO (FFF)

El sistema tiene el mismo principio que una pistola de cola caliente, ya que la máquina tiene unas boquillas por donde funde, extrusiona y deposita el termoplástico. Se tienen unos rodets con filamento plástico, y mediante las boquillas depositan el material fundido sobre la plataforma, endureciéndose instantáneamente. Las boquillas se mueven por la plataforma con unos ejes, dibujando línea a línea la capa del modelo. Al acabar la capa, la plataforma baja y se continúa con la siguiente capa del modelo, siguiendo estos pasos hasta acabarlo. Los soportes que genera esta tecnología se pueden quitar manualmente o, en algunos casos, el soporte es soluble en un baño específico, facilitando su eliminación.



Figura 72. Proceso de fabricación mediante FFF

Dentro de estas técnicas, tal y como se muestra en la Figura 73, la tecnología más utilizada es la FFF, por ser la más estandarizada y la que menor coste supone.

Por lo tanto, las piezas se deberán fabricar con la tecnología FFF.

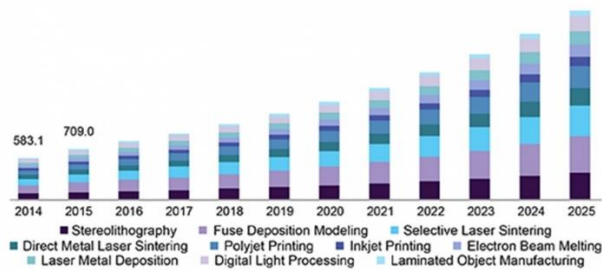


Figura 73. Piezas fabricadas según la tecnología

4.3.2. INFORMACION DE MATERIALES

En este apartado se investigarán y compararán distintas alternativas con el objetivo de escoger el material adecuado que cumpla con todas las especificaciones. Además, se justificará la selección final.

El material escogido deberá soportar os rayos UV emitidos, se tendrá que poder moldear fácilmente y tiene que resistir a la corrosión. Además, se podrá obtener en bobinas de filamento para su fabricación mediante la técnica FFF (Fabricación mediante Filamento Fundido).

Para seleccionar el material apropiado primero se analizarán los polímeros disponibles para la creación de piezas con una máquina de fabricación aditiva de bajo coste (PLA, ABS, PETG, HIPS, Nylon).

ACIDO POLILACTICO (PLA)

El PLA es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. Es un material tamente versátil, que se hace a partir de recursos renovables, como son el maíz, la remolacha, el trigo y otros productos ricos en almidón. Este ácido tiene muchas características equivalentes e incluso mejores que muchos plásticos derivados del petróleo, lo que hace que sea eficaz para una gran variedad de usos. Concretamente es muy utilizado en la industria textil, médica y en la del empaquetado.

Algunas de sus características más importantes son:

- Polímero inodoro.
- Resistente a la humedad y a la grasa.
- Propiedad barrera del sabor y del olor.
- Estable a la luz UV.
- Capacidad de aleación con otros plásticos para mejorar sus propiedades.
- Frágil y con temperatura de transición vítrea de 60°C.Fácil procesado

Se ha realizado una búsqueda más extensa de las propiedades físicas, mecánicas y térmicas obteniendo los siguientes datos:

Prop. físicas	Valor Típico	Unidad
Densidad / Gravedad específica	--	
--	1.22 a 1.30	
73°F	1.24 a 1.25	g/cm ³
--	1.24 a 1.27	g/cm ³
Velocidad de Fundido		
190°C/2.16 kg	2.8 a 23	g/10 min
190°C/2.16 kg	2.9 a 20	g/10 min
Contracción de molde		
Flujo : 73°F	3.7E-3 a 4.1E-3	in/in
73°F	0.30 a 1.1	%
Absorción de agua (Equilibrio, 73°F)	0.12 a 0.46	%
Prop. mecánicas	Valor Típico	Unidad
Módulo de tensión		
73°F	129000 a 529000	psi
73°F	416000 a 519000	psi
Tensión		
Punto de fluencia, 73°F	8990 a 9040	psi
Punto de fluencia, 73°F	2250 a 10400	psi
Rotura, 73°F	5550 a 8420	psi
Rotura, 73°F	2000 a 10200	psi
73°F	2560 a 9310	psi
73°F	6530 a 9430	psi
Elongación		
Punto de fluencia, 73°F	9.8 a 10	%
Rotura, 73°F	0.50 a 19	%
Rotura, 73°F	1.0 a 12	%
Módulo de Flexión		
73°F	330000 a 652000	psi
73°F	44200 a 1.38E+6	psi
Resistencia a la flexión		
73°F	8360 a 15800	psi
73°F	1310 a 16000	psi
Impacto	Valor Típico	Unidad
Fuerza de Impacto Charpy Notched (73°F)	0.67 a 2.6	ft-lb/in ²
Resistencia al Impacto Charpy sin entalle (73°F)	6.1 a 15	ft-lb/in ²
Resistencia al Impacto Izod con ranura		
73°F	0.30 a 0.88	ft-lb/in
73°F	1.6 a 1.9	ft-lb/in ²
Impacto Izod sin entalle (73°F)	0.17 a 10	ft-lb/in
Prop. térmicas	Valor Típico	Unidad
Temperatura de deflexión bajo carga		
66 psi, No recocido	111 a 208	°F
66 psi, No recocido	122 a 248	°F
Temperatura de transición vítrea	134 a 136	°F
Temperatura de Ablandamiento Vicat	130 a 141	°F
Temperatura de Fusión	309 a 340	°F
Temperatura máxima de cristalización (calorimetría de barrido diferencial, DSC)	266 a 345	°F
Inyección	Valor Típico	Unidad
Temperatura de secado	120 a 212	°F
Tiempo de secado	3.0 a 5.0	hr
Humedad máx. recomendada	0.010 a 0.032	%
Temperatura de la tolva	70 a 302	°F
Temperatura de la parte trasera	302 a 392	°F
Temperatura de la parte central	356 a 392	°F
Temperatura de la parte delantera	354 a 393	°F
Temperatura de la boquilla	343 a 393	°F
Temp. de procesamiento (fusión)	354 a 464	°F
Temperatura del molde	61 a 224	°F
Contrapresión	72.5 a 1090	psi
Velocidad del husillo	50 a 200	rpm
Notas sobre la inyección		
This data represents typical values that have been calculated from all products classified as: Generic PLA		
This information is provided for comparative purposes only.		
Extrusión	Valor Típico	Unidad
Temperatura de secado	139 a 196	°F
Tiempo de secado	2.8 a 10	hr
Humedad máx. recomendada	5.0E-3 a 0.30	%
Temperatura de la tolva	83 a 329	°F
Temp. de la zona 1 del cilindro	320 a 356	°F
Temp. de la zona 2 del cilindro	336 a 393	°F
Temp. de la zona 3 del cilindro	347 a 402	°F
Temperatura del adaptador	368 a 390	°F
Temperatura de Maza Fundida	374 a 446	°F
Temperatura del cebezal	329 a 394	°F

ACRILONITRILLO BUTADIENO ESTIRENO (ABS)

Es un tipo de polímero perteneciente a la familia de los termoplásticos. Llamado plástico de ingeniería. Ya que los procesos de elaboración de este son más complejos que los de los plásticos comunes. Muy utilizado en la industria de automoción, pero en ocasiones también en la doméstica.

Se compone de tres bloques:

- El acrilonitrilo: Aporta rigidez, resistencia a ataques químicos, dureza y estabilidad a las altas temperaturas.
- Butadieno: Resistencia al impacto
- Estireno: Resistencia mecánica, rigidez, brillo y dureza.

Esta mezcla de propiedades hace que el producto final sea de gran aplicación en la fabricación de aparatos electrónicos.

A continuación, se muestran diferentes características de este terpolímero:

- Resistente a los rayos UV.
- Capacidad de ser recubierto fácilmente con capas metálicas.
- Fácil procesado.
- Puede pigmentarse en la mayoría de colores
- Fácil procesado
- Resistencia al impacto y a altas temperaturas
- Capacidad de aleación con otros plásticos para mejorar sus propiedades.
- Permite el recubrimiento por cromado

Con ayuda de UL Prospector se han obtenido los siguientes datos técnicos sobre este material:

Prop. físicas		Valor Típico	Unidad
Densidad		1,04	g/cm ³
Velocidad de Fundido (230°C/3.8 kg)		16	g/10 min
Prop. mecánicas		Valor Típico	Unidad
Módulo de tensión (73°F)		377000	psi
Resistencia a la tracción (Rotura, 73°F)		6240	psi
Deformación por tracción (Rotura, 73°F)		3,0	%
Módulo de Flexión		363000	psi
Resistencia a la flexión		10200	psi
Impacto		Valor Típico	Unidad
Resistencia al Impacto Izod con Ranura (73°F)		7,1	ft.lb/in ²
Prop. térmicas		Valor Típico	Unidad
Temperatura de deflexión por calor (HDT)			
65 psi, No recocido		207	°F
264 psi, No recocido		201	°F
Temperatura de Ablandamiento Vicat			
--		208	°F
--		226	°F
Prop. eléctricas		Valor Típico	Unidad
Resistividad superficial		1,0E+15	ohms
Resistividad específica de volumen		1,0E+16	ohms-cm
Índice comparativo de formación de surcos eléctricos		350	V
Inflamabilidad		Valor Típico	Unidad
Ranking de UL94			
0,06 in			HB
0,13 in			HB
Índice de inflamabilidad de hilo incandescente (0,08 in)		1200	°F
Inyección		Valor Típico	Unidad
Temperatura de secado		176	°F
Tiempo de secado		2,0 a 4,0	hr
Humedad máx. recomendada		0,10	%
Temp. de procesamiento (fusión)		374 a 446	°F
Temperatura del molde		122 a 140	°F
Velocidad de inyección		Moderada-rápida	
Presión de mantenimiento		7250 a 14500	psi
Velocidad del husillo		200	rpm

POLIESTIRENO DE ALTO IMPACTO (HIPS)

El poliestireno de alto impacto está formado por la mezcla de poliestireno y polibutadieno. Su temperatura de fusión es de 220°C aproximadamente.

Tiene multitud de aplicaciones. Se utiliza para carcasas de aspiradoras, televisores, cámaras fotográficas, máquinas, los componentes de electrodomésticos, juguetes, televisión y partes de equipos audiovisuales, en la industria automóvil, accesorios de instrumentos, etc. En el campo de los envases es de los más empleados, por ejemplo por la industria láctea para yogures y todo tipo de postres. En los últimos tiempos está viviendo una creciente demanda para las impresiones en 3D.

Las propiedades más importantes son:

- Excelente resistencia al impacto a bajas temperaturas
- Apropiado para termoconformado.
- Propiedades de aislamiento eléctrico sobresalientes
- Idóneo para el contacto con alimentos (excepto en la versión UV)
- Muy buena propiedad de procesamiento
- Copia detalles de molde con gran fidelidad.
- Altamente formable.
- Resistente a la corrosión
- Reciclable.
- No se recomienda su uso en exteriores.

Se ha hecho una búsqueda de las características de este material y se han observado los siguientes datos:

Prop. físicas		Valor Típico	Unidad
Densidad / Gravedad específica	--	1.03 a 1.16	
73°F		1.04 a 1.06	g/cm ³
--		1.04	g/cm ³
Densidad aparente		0.60 a 0.65	g/cm ³
Velocidad de Fundido			
200°C/5.0 kg		2.2 a 10	g/10 min
200°C/5.0 kg		2.3 a 8.2	g/10 min
Caudal volumétrico de fusión (MVR) (200°C/5.0 kg)		3.00 a 14.3	cm ³ /10min
Contracción de moldeo			
Flujo : 73°F		4.5E-3 a 6.1E-3	in/in
73°F		0.50 a 0.55	%
Absorción de agua			
24 hr. 73°F		0.021 a 0.11	%
24 hr. 73°F		0.10	%
Saturación. 73°F		0.10 a 0.15	%
Equilibrio. 73°F		0.030 a 0.10	%
Equilibrio. 73°F. 50% RH		0.098 a 0.10	%
Cantidad de Estireno		0.1	%
Dureza		Valor Típico	Unidad
Dureza Rockwell			
73°F		46 a 113	
73°F		54 a 106	
Dureza a la penetración de bola		9430 a 17400	psi
Prop. mecánicas		Valor Típico	Unidad
Módulo de tensión			
73°F		227000 a 332000	psi
73°F		239000 a 349000	psi
Tensión			
Punto de Fluencia. 73°F		2290 a 5030	psi
Punto de Fluencia. 73°F		2320 a 4420	psi
Rotura. 73°F		2380 a 4040	psi
Rotura. 73°F		2320 a 4390	psi
73°F		2880 a 4560	psi
73°F		3190 a 3710	psi
Elongación			
Punto de Fluencia. 73°F		4.0 a 61	%
Punto de Fluencia. 73°F		1.5 a 2.1	%
Rotura. 73°F		27 a 63	%
Rotura. 73°F		24 a 70	%
Módulo de Flexión			
73°F		199000 a 356000	psi
73°F		200000 a 332000	psi
Impacto		Valor Típico	Unidad
Fuerza de Impacto Charpy Notched (73°F)		2.3 a 5.3	ft·lb/in ²
Resistencia al Impacto Charpy sin entalle (73°F)		2.3 a 5.8	ft·lb/in ²
Resistencia al Impacto Izod con ranura			
73°F		1.3 a 3.1	ft·lb/in
73°F		2.8 a 5.5	ft·lb/in ²
Impacto Izod sin entalle			
73°F		1.0 a 10	ft·lb/in
73°F		3.8 a 4.9	ft·lb/in ²
Impacto Gardner (73°F)		108 a 162	in·lb
Prop. térmicas		Valor Típico	Unidad
Temperatura de deflexión bajo carga			
66 psi. No recocido		166 a 206	°F
66 psi. Acondicionada		183 a 192	°F
264 psi. No recocido		159 a 187	°F
264 psi. No recocido		154 a 187	°F
264 psi. Acondicionada		178 a 210	°F
264 psi. Acondicionada		172 a 205	°F
Temperatura de Ablandamiento Vicat			
--		188 a 223	°F
--		179 a 213	°F
Coefficiente de dilatación térmica lineal (CLTE) - Flujo			
--		4.9E-5 a 5.0E-5	in/in/°F
--		2.8E-5 a 5.6E-5	in/in/°F
Conductividad térmica (73°F)		1.1 a 1.2	Btu·in/(hr·ft ²)°F
Prop. eléctricas		Valor Típico	Unidad
Resistividad superficial			
--		5.1E+3 a 2.5E+18	ohms
--		1.0E+9 a 1.5E+15	ohms
Resistividad específica de volumen			
73°F		1.0E+3 a 2.5E+14	ohms·cm
73°F		1.0E+12 a 1.0E+18	ohms·cm
Resistencia dieléctrica			
73°F		400 a 460	V/mil

POLIETILENO TEREFTALATO DE GLICOL (PETG)

El PETG aparece por la copolimerización del PET. El proceso se basa en agregar ciclohexano dimetanol (CHDM) en lugar de etilenglicol, consiguiendo un bloque de átomos más largo, donde las cadenas lindantes no encajan como lo hace el etilenglicol. Con esto, se consigue frenar la cristalización cuando se aplica un esfuerzo sobre este material. A diferencia del PET, este polímero continúa presentando unas propiedades ópticas excelentes después de sufrir procesos de termomoldeo, plegado o mecanizado. Comienza a reblandecerse cuando alcanza 90°C y funde a 220°C.

- Alta resistencia a gran variedad de químicos
- Material certificado para estar en contacto con alimentos.
- Resistencia al impacto elevada
- Excepcionales prestaciones a bajas temperaturas
- Baja absorción de agua
- Fácil de reciclar

Se ha realizado una búsqueda más extensa de las propiedades físicas, mecánicas, térmicas, etc. obteniendo los siguientes datos:

Prop. físicas	Valor Típico	Unidad
Densidad / Gravedad específica	1.27 a 1.29	
Contracción de moldeo - Flujo (73°F)	3.5E-3	in/in
Intrinsic Viscosity (73°F)	0.72 a 0.84	dl/g
Dureza	Valor Típico	Unidad
Dureza Rockwell (73°F)	105 a 108	
Prop. mecánicas	Valor Típico	Unidad
Módulo de tensión (73°F)	160000 a 319000	psi
Tensión		
Punto de Fluencia, 73°F	7220 a 7300	psi
Rotura, 73°F	3760 a 4220	psi
Elongación		
Punto de Fluencia, 73°F	4.0 a 8.4	%
Rotura, 73°F	120 a 180	%
Módulo de Flexión (73°F)	177000 a 315000	psi
Resistencia a la flexión (73°F)	10000 a 10700	psi
Impacto	Valor Típico	Unidad
Resistencia al Impacto Izod con ranura (73°F)	1.3 a 2.2	ft-lb/in
Prop. térmicas	Valor Típico	Unidad
Temperatura de deflexión bajo carga		
66 psi, No recocido	158	°F
264 psi, No recocido	131 a 147	°F
Temperatura de transición vítrea	176 a 185	°F
Prop. ópticas	Valor Típico	Unidad
Transmitancia	88.0 a 90.0	%
Opacidad	0.980 a 1.00	%
Inyección	Valor Típico	Unidad
Temperatura de secado	149 a 161	°F
Tiempo de secado	5.5 a 6.0	hr
Temp. de procesamiento (fusión)	419 a 501	°F
Notas sobre la inyección		
*This data represents typical values that have been calculated from all products classified as: Generic PETG		
*This information is provided for comparative purposes only.		
Extrusión	Valor Típico	Unidad
Temperatura de secado	149 a 150	°F
Tiempo de secado	5.5	hr
Temperatura de Masa Fundida	419	°F

POLIAMIDA 6

Es un polímero sintético que pertenece al grupo de las poliamidas. El nylon es una fibra textil elástica y resistente y se utiliza en la confección de tejidos, medias, etc. El nylon moldeado se utiliza como material en la fabricación de diversos utensilios, como mangos, cepillos de dientes y peines.

Sus propiedades más importantes son:

- Resistencia mecánica, dureza, rigidez y buena tenacidad
- Resistencia a la fatiga
- Muy buena resistencia al desgaste
- Buenas propiedades de deslizamiento
- Elevada absorción de la humedad
- Estabilidad dimensional reducida
- Se utiliza cuando se requiere propiedades como alta tenacidad, rigidez o buena abrasión
- Temperatura de fusión = 260 - 280°C
- Se puede inyectar y mecanizar

Realizando una búsqueda más detallada sobre sus propiedades se han obtenido los siguientes datos técnicos sobre este material:

Prop. físicas	Seco	Acondicionado	Unidad
Densidad / Gravedad específica			
--	1.09	--	
--	1.09	--	g/cm ³
Contracción de moldeo - Flujo (0.125 in)	0.012	--	in/in
Absorción de agua			
24 hr	1.5	--	%
24 hr, 73°F	1.5	--	%
Saturación	8.1	--	%
Saturación, 73°F	8.1	--	%
Equilibrio, 50% RH	2.3	--	%
Equilibrio, 73°F, 50% RH	2.3	--	%
Dureza	Seco	Acondicionado	Unidad
Dureza Rockwell (Escala R)	82	--	
Prop. mecánicas	Seco	Acondicionado	Unidad
Módulo de tensión			
-40°F	411000	479000	psi
73°F	334000	106000	psi
176°F	58000	53700	psi
248°F	42800	31900	psi
302°F	34300	31900	psi
Tensión			
Punto de fluencia, -40°F	17000	16800	psi
Punto de fluencia, 73°F	9430	4640	psi
Punto de fluencia, 176°F	3630	2900	psi
Punto de fluencia, 250°F	2900	--	psi
Punto de fluencia, 73°F	8700	4640	psi
Punto de fluencia, 248°F	2900	--	psi
Punto de fluencia, 302°F	2180	2180	psi
Rotura, -40°F	14500	10200	psi
Rotura, 73°F	8700	--	psi
Elongación			
Punto de fluencia, -40°F	7.0	--	%
Punto de fluencia, 73°F	4.0	15	%
Punto de fluencia, 176°F	29	--	%
Punto de fluencia, 250°F	34	30	%
Rotura, -40°F	9.0	20	%
Rotura, 73°F	> 100	> 100	%
Deformación por tracción nominal en rotura			
-40°F	9.0	20	%
73°F	40	> 50	%
Módulo de flexión			
-40°F	442000	457000	psi
73°F	321000	97200	psi
149°F	60200	--	psi
Prop. térmicas	Seco	Acondicionado	Unidad
Temperatura de deflexión bajo carga			
66 psi, No recocido	334	--	°F
66 psi, No recocido	320	--	°F
264 psi, No recocido	140	--	°F
264 psi, No recocido	131	--	°F
Temperatura de fusión	428	--	°F
Coefficiente de dilatación térmica (lineal) (CLTE)			
Flujo	5.9E-5	--	in/in/°F
Flujo	4.9E-5	--	in/in/°F
Transversal	5.2E-5	--	in/in/°F
RTI eléc.			
0.028 in	221	--	°F
0.030 in	221	--	°F
0.06 in	221	--	°F
0.12 in	221	--	°F
0.24 in	221	--	°F
RTI imp.			
0.028 in	203	--	°F
0.030 in	203	--	°F
0.06 in	221	--	°F
0.12 in	221	--	°F
0.24 in	221	--	°F
RTI resist.			
0.028 in	203	--	°F
0.030 in	203	--	°F
0.06 in	221	--	°F
0.12 in	221	--	°F
0.24 in	221	--	°F
Prop. eléctricas	Seco	Acondicionado	Unidad
Resistividad específica de volumen			
0.0591 in	> 1.0E+15	--	ohms-cm
--	> 1.0E+15	--	ohms-cm
Índice comparativo de formación de surcos eléctricos	600	--	V
Inyección			Seco Unidad
Temperatura de secado			176 °F
Tiempo de secado			2.0 a 4.0 hr
Humedad máx. recomendada			0.20 %
Temp. de procesamiento (fusión)			464 a 516 °F
Temperatura del molde			140 a 165 °F
Presión de inyección			508 a 1610 psi
Velocidad de inyección			Rápida

4.3.3. SELECCIÓN DE MATERIALES

Se ha buscado información sobre las propiedades de los distintos materiales más utilizados en FFF. Ahora se realizará una comparación de los distintos polímeros para elegir el más adecuado en la fabricación del producto de este Trabajo Final de Máster. Para ello se han considerado las características más importantes.

DENSIDAD

PLA: 1,36 g/cm³

ABS: 1,04 g/cm³

HIPS: 1,16 g/cm³

PETG: 1,27 g/cm³

PA6: 1,09 g/cm³

PRECIO FILAMENTO

PLA: 18 €/Kg

ABS: 20 €/Kg

HIPS: 25 €/Kg

PETG: 22 €/Kg

PA6: 50 €/Kg

FALICIDAD DE IMPRESIÓN

PLA: Muy fácil

ABS: Difícil

HIPS: Difícil

PETG: Fácil

PA6: Muy difícil

RESISTENCIA UV

PLA: Apto

ABS: Apto

HIPS: No apto

PETG: No apto

PA6: Apto

TEMPERATURA MAXIMA DE TRABAJO

PLA: 60 °C max.

ABS: 100 °C max.

HIPS: 80 °C max.

PETG: 80 °C max.

PA6: 150 °C max.

Durante el funcionamiento del exoesqueleto, debido a los componentes electrónicos, se genera calor. El material con el que se va a fabricar deberá soportar, como mínimo, 50 °C. En el caso de los materiales analizados, todos son válidos.

La facilidad de impresión es también un aspecto muy importante a tener en cuenta, ya que asegurará que la fabricación de los componentes se haga de manera efectiva. En este caso, el material más fácil de imprimir es el PLA, ya que no se requiere cerrar la impresora ni tener un extrusor especial que soporte muy altas temperaturas.

Otro de los aspectos que se han tenido en cuenta ha sido el precio, ya que uno de los objetivos de este proyecto es que el coste del producto sea el mínimo posible. El PLA también es el más barato de los analizados.

La densidad también es importante porque el peso del producto debe ser el mínimo posible. El material con menor densidad es el ABS, con una densidad de 1,04 g/cm³.

Por último, el material seleccionado deberá soportar los rayos UV porque este exoesqueleto deberá poder utilizarse al aire libre sin problemas. Tanto el PLA como el Nylon y ABS resisten los rayos ultravioletas.

Una vez analizados los materiales y comparadas sus características, se ha llegado a la conclusión de que el material más adecuado para la fabricación del exoesqueleto de mano es el PLA. Se ha escogido este material por los siguientes motivos:

- Resiste a la luz UV
- De los cinco materiales, es el más barato y el más fácil de imprimir
- Resiste la temperatura máxima necesaria (50 °C)
- A pesar de ser el más denso, debido a las dimensiones de las piezas, este aspecto no afectará lo suficiente como para escoger otro material.

4.4. ANALISIS CAE

Además de las simulaciones realizadas para el cálculo de motores y casquillos, se ha realizado un estudio de tensiones y deformaciones de los componentes que se han considerado más críticos, con el objetivo de validar que las piezas son capaces de soportar las cargas a las que se verán sometidas. En este caso, se han analizado la Barra 1 del pulgar y las Barras 1 y 2 del corazón, en concreto, en la articulación E (unión entre Barra 1 y Barra 2). Estas barras se consideran críticas por ser, de todas, las que mayor esfuerzo tienen que soportar. Para todas las piezas, se ha seguido el mismo criterio.

4.4.1. BARRA 1 CORAZON

En primer lugar, debido a que el material no se encontraba en la lista predeterminada de SolidWorks, se ha creado el material PLA con las características necesarias para este estudio (ver Figura 74).

Tipo de modelo: Guardar tipo de modelo er

Unidades:

Categoría:

Nombre:

Criterio de fallos predeterminado:

Descripción:

Origen:

Sostenibilidad:

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	3300	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.39	N/D
Módulo cortante		N/mm ²
Densidad de masa	1360	kg/m ³
Límite de tracción	50	N/mm ²
Límite de compresión	70	N/mm ²
Límite elástico	60	N/mm ²

Figura 74. Características PLA en SolidWorks

Tras asignar el material creado a la pieza, se ha mallado con elementos tetraédricos de calidad altas, con un tamaño global 2 mm y una tolerancia de 0,1 mm. Como se muestra en Figura 75, se ha marcado la opción de “Transición automática” para facilitar el proceso de mallado

Parámetros de mallado

Malla estándar

Malla basada en curvatura

Malla basada en curvatura de combinado

Transición automática

Figura 75. Parámetros de mallado

Tras el mallado de la pieza, se ha aplicado una fuerza de 21 N en la articulación E y con la dirección de la Barra 3 cuando se ejerce dicha fuerza, que es la calculada en el apartado 12.8. Posteriormente, se han aplicado sujeciones tipo “Geometría fija” para las

otras 2 articulaciones (ver Figura 76), ya que cuando se produce esta tensión, esta barra se encuentra inmóvil:

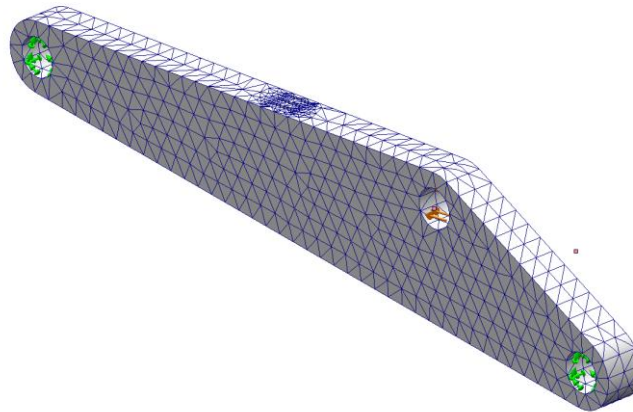


Figura 76. Condiciones de contorno Barra 1 corazón

Tras ejecutar el análisis, podemos observar como la tensión máxima a soportar sería de 1,159 MPa, mientras que el máximo soportado por el material es de 60 MPa (ver Figura 77). Esto quiere decir que la pieza no rompería ni sufriría daños irreparables durante su funcionamiento normal.

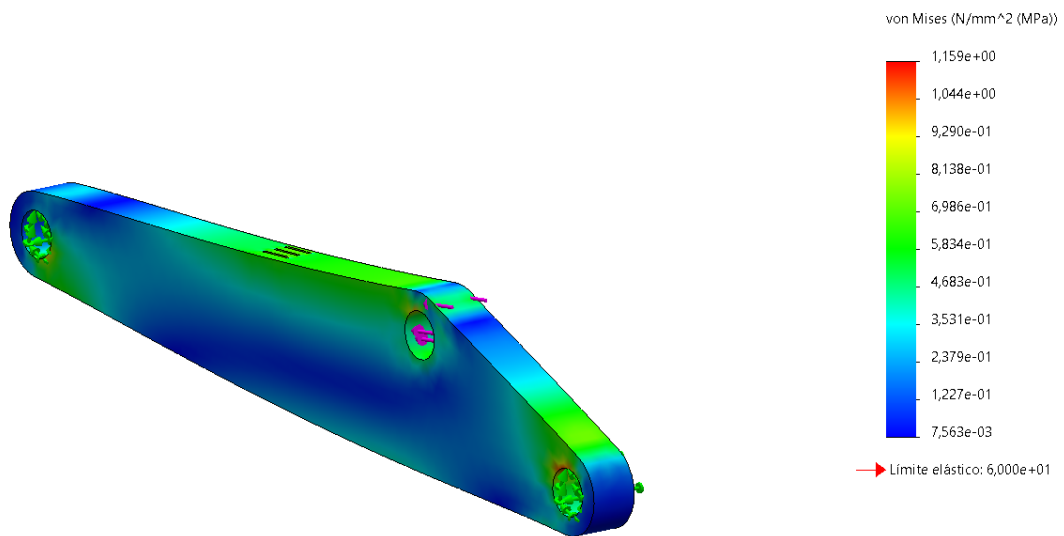


Figura 77. Tensión de Von Mises en Barra 1 corazón

En la Figura 78 se puede ver que esta pieza sufre una deformación máxima de 0,01 mm en la zona central de la pieza. Esto no supondrá un problema ya que la deformación es muy pequeña. Además, posteriormente se recuperaría tras dejar de aplicar la fuerza de 21 N.

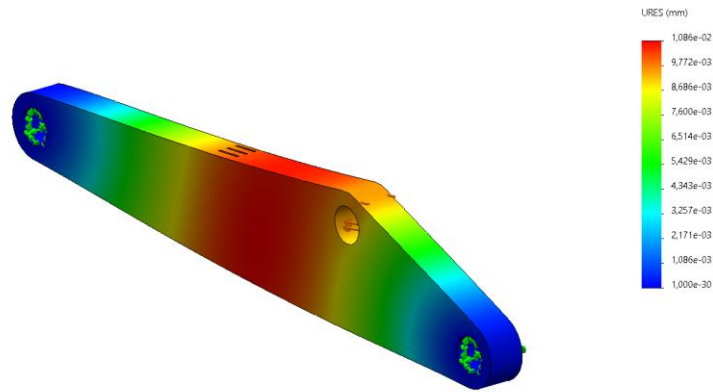


Figura 78. Deformaciones en Barra 1 corazón

4.4.2. BARRA 3 CORAZON

Para el análisis de este componente, se han aplicado las mismas condiciones de contorno, donde:

- Se ha mallado la pieza con las mismas opciones que para la Barra 1
- Se ha asignado una Fuerza de 10,5 N a los dos agujeros que permiten la unión con la Barra 1, ya que la fuerza total se divide en dos. Esta dirección es paralela a la Barra 3, ya que es esta barra la que está unida al actuador y la que transmite la fuerza.
- Se ha aplicado una sujeción tipo “Geometría fija” en la articulación C.

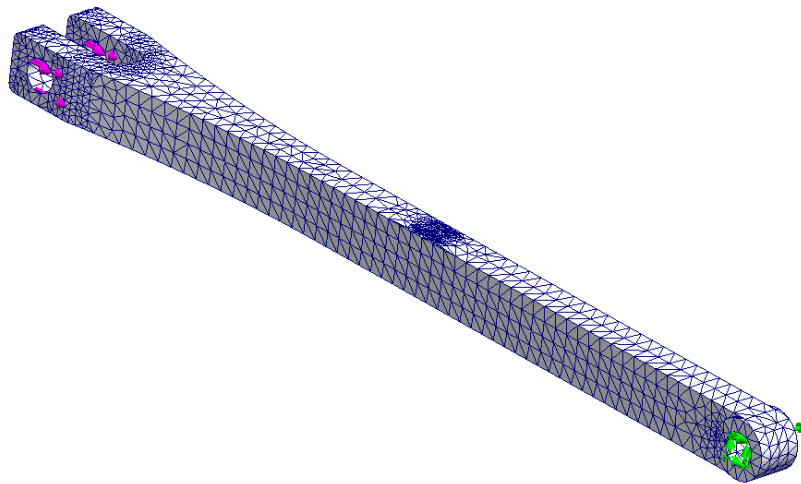


Figura 79. Condiciones de contorno Barra 3 corazón

Una vez ejecutado el análisis, se obtienen los resultados tanto de la tensión de Von Mises como de las deformaciones sufridas. Si visualizamos estos resultados (Figura 80 y Figura 81), podemos comprobar cómo las tensiones sufridas en el punto de unión con la Barra 1 están por debajo del límite elástico del material. Además, la deformación sufrida es de 0.3 mm, por lo que no afectaría prácticamente nada al funcionamiento normal de la pieza.

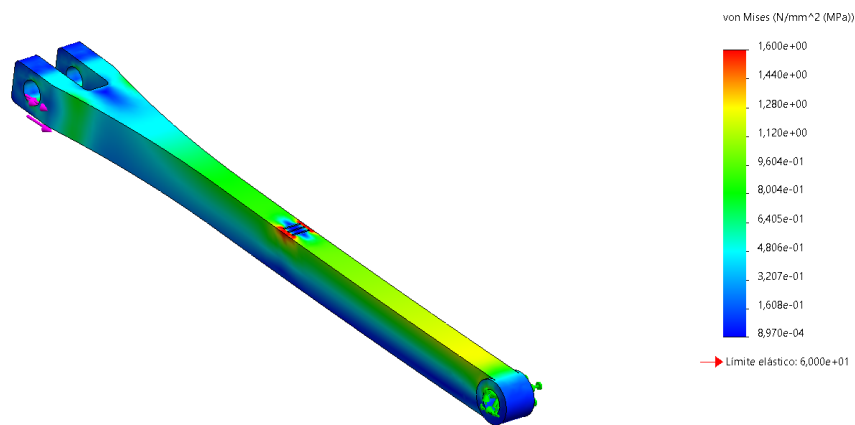


Figura 80. Tensión de Von Mises en Barra 3 corazón

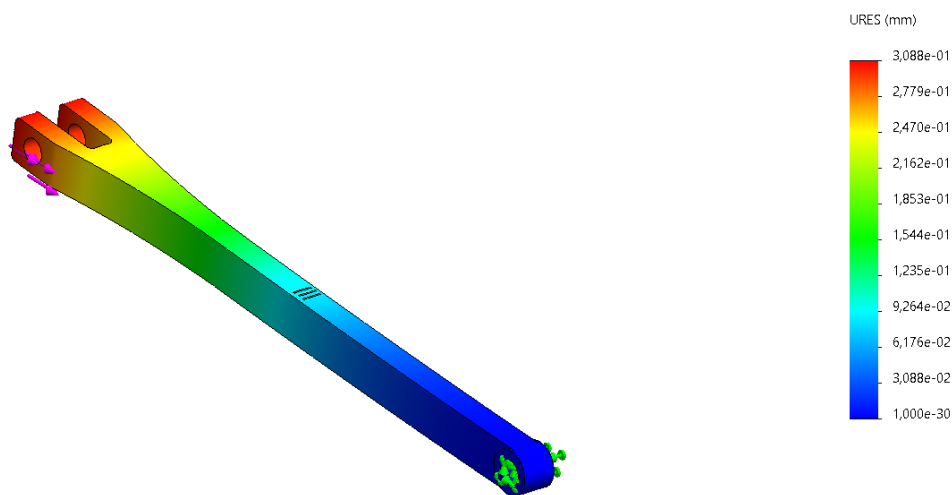


Figura 81. Deformaciones en Barra 3 corazón

4.4.3. BARRA 1 PULGAR

Se ha decidido realizar el análisis CAE de este componente por ser la pieza donde mayor fuerza se transmite, y por ser geoméricamente distinta a las demás.

Para la preparación de las condiciones de contorno de este componente:

- Se ha asignado el material creado previamente, es decir, PLA
- Se ha mallado con elementos tetraédricos de alta calidad, con un tamaño global de elemento de 2 mm y una tolerancia de 0,1 mm.
- La carga aplicada en este caso es de 32, 5 N en la articulación E, con dirección paralela a la de la Barra 3 del pulgar cuando se está aplicando esa fuerza.
- Se han asignado unas sujeciones de tipo “Geometría fija” en la bola 1 y bola 2, que corresponden con las articulaciones O1 y A, respectivamente

En la Figura 82 se muestra una imagen de la pieza con las condiciones de contorno asignadas.

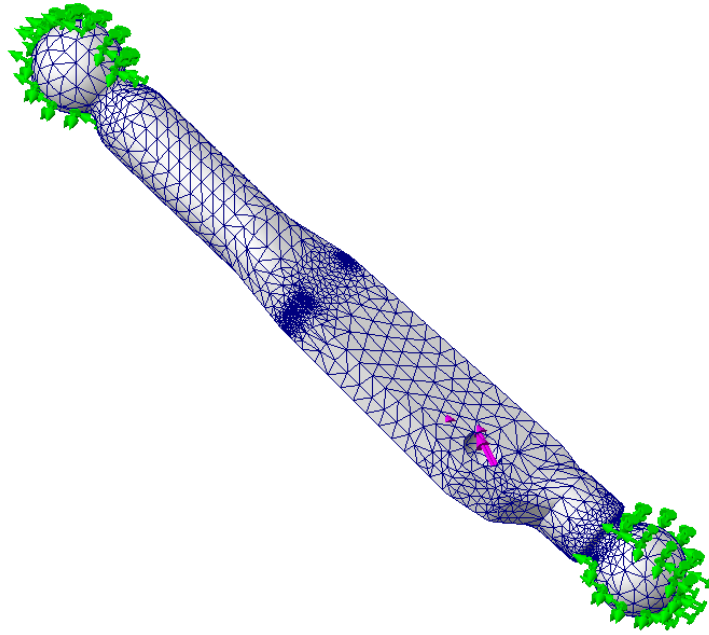


Figura 82. Condiciones de contorno Barra 1 pulgar

A continuación, se ha ejecutado el análisis, obteniendo el resultado de tensiones y deformaciones. Como se puede observar Figura 83, se obtiene una tensión máxima de 1,351 MPa en el cuello de la Bola 1 (O1), no superando el límite elástico del material. Por lo tanto, la pieza no sufrirá daños irreparables.

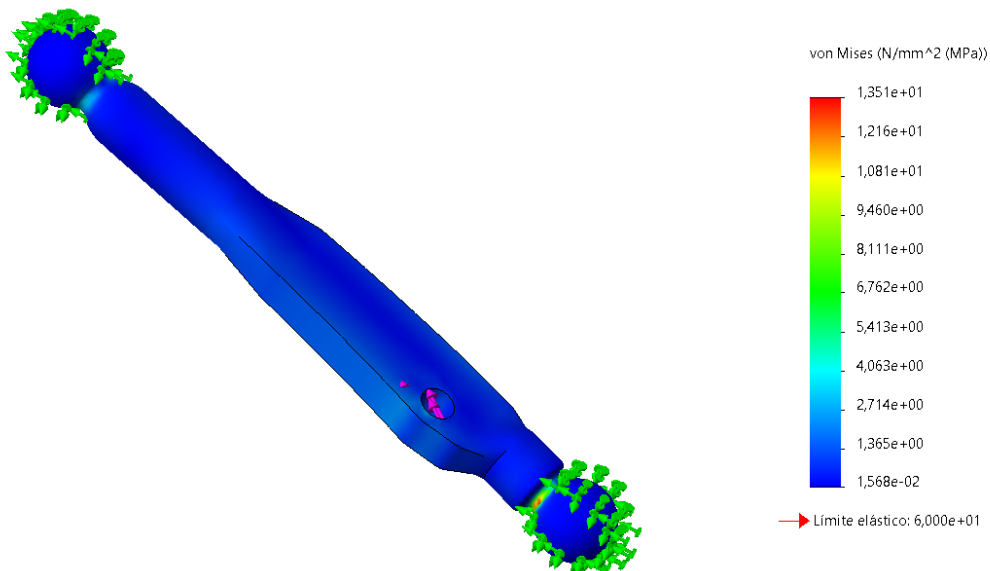


Figura 83. Tensión de Von Mises en Barra 1 pulgar

En la Figura 84 se muestra cómo la deformación máxima sufrida es de 0,038 mm en la zona central del componente. Esto no supone un problema debido a ser un valor muy

pequeño, casi inapreciable. Por lo tanto, se puede asegurar que el diseño es válido y que no sufrirá cambios drásticos que afecten a su correcto funcionamiento.

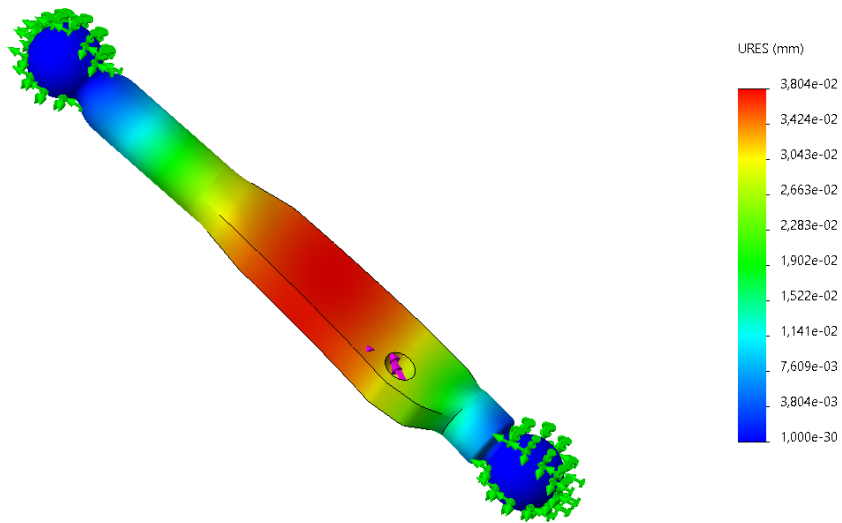


Figura 84. Deformaciones en Barra 1 pulgar

5. REQUISITOS FUNCIONALES Y ACOTACIÓN GPS

El exoesqueleto, como ya se ha comentado anteriormente, se podrá utilizar tanto para rehabilitación como para realizar acciones cotidianas. Esto quiere decir que el exoesqueleto no estará fijo en una única posición, si no que seguirá la trayectoria del brazo, por lo tanto, es necesario asegurar la fijación tanto de los componentes mecánicos como los electrónicos. Para ello, además de utilizar las uniones adecuadas, habrá que asegurar que estos componentes se pueden ensamblar en los espacios destinados para ello, asegurando su estabilidad y evitando interferencias entre unos componentes y otros.

5.1. REQUISITOS FUNCIONALES

Antes de establecer el acotado GPS conviene definir los requisitos funcionales para que el exoesqueleto funcione de forma correcta.

5.1.1. APOYO ANTEBRAZO

Se requiere que la superficie sea plana para que las baterías apoyen correctamente. De no ser así, la carcasa podría chocar con alguna de las baterías, impidiendo fijarla a este componente.

La distancia entre las orejas que sirven para fijar los servomotores debe ser la suficiente para permitir introducir el servomotor entre ellas. La ubicación debe ser lo más aproximada posible a la cota nominal para evitar chocar con el controlador o el soporte de las baterías. El diámetro del agujero donde se insertará el casquillo debe ser suficiente como para poder introducirlo a presión y poder sacarlo sin dañar ningún componente. Además, la distancia del agujero respecto de la base (altura) deberá tener una tolerancia muy pequeña, ya que es la distancia a la cual la zona inferior del servomotor apoya con la base del apoyo del antebrazo, si es muy superior, el servomotor no quedará alineado con la base y, si es inferior, los orificios no estarán lo suficientemente alineados como para pasar el eje del tornillo. Lo mismo ocurrirá si los agujeros entre las orejas no están lo suficientemente alineados.

Por otro lado, los agujeros que sirven para atornillar el soporte de las baterías deberán tener el diámetro correcto para permitir que los tornillos de M2 autorroscantes arranquen suficiente material y su ubicación deberá asegurar que el soporte no choca con los servomotores ni con el controlador. También se debe tener en cuenta la distancia entre agujeros, ya que, sin ser correcta, el soporte no se podrá atornillar con los dos tornillos.

Por último, las torretas que sirven para fijar los módulos TP4056 y el controlador deberán seguir las mismas restricciones que para los soportes de las baterías. Además, se deberá tener en cuenta la planitud, ya que, de ser incorrecta, estos componentes podrían chocar con la carcasa o con algún elemento del “apoyo antebrazo”.

5.1.2. APOYO ANTEBRAZO_2

Para este componente se requieren los mismos requisitos funcionales que para el “Apoyo antebrazo”. Ya que su función es muy similar.

5.1.3. CARCASA TP4056

Para este componente también se requiere que la superficie sea plana, asegurando el asentamiento de los módulos TP4056. Además, la superficie interior deberá ser suficientemente grande para que estos módulos se puedan introducir en la carcasa.

En cuanto a los orificios, deberán ser de un diámetro que permita pasar el eje de un tornillo M2 autorroscante y deberán tener una distancia entre sí adecuada para poder fijarla a las torretas del componente anterior.

5.1.4. CARCASA ELECTRONICA

Este componente es uno de los más complejos y más importantes, ya que, a él, se le añaden varios componentes. Por lo tanto, se deberán tener en cuenta múltiples requisitos funcionales.

En primer lugar, la cara inferior deberá ser plana y lo más paralela posible a la cara superior del “Apoyo antebrazo”. Además, todas las ranuras y orificios huecos que sirven para fijar los componentes eléctricos como leds, interruptores, usb, etc. deben tener unas dimensiones y ubicaciones adecuadas para asegurar la correcta fijación del componente y asegurar que no interfiere con ningún otro. El caso más crítico es el del interruptor circular de encendido y apagado.

Por otro lado, los huecos necesarios para las salidas de los servomotores deberán ser lo suficientemente grandes como para no interferir con estos. Así como tener la ubicación adecuada que permita centrarse respecto a los mismos.

5.1.5. CARCASA ELECTRONICA_2

Esta carcasa es menos compleja que la anterior, por lo tanto, necesitará menos requisitos funcionales.

Se deberá tener en cuenta que la cara inferior que apoya con “Apoyo antebrazo_2” debe ser lo más plana posible. Además, al igual que en “Carcasa electrónica”, el hueco que permite la salida del servomotor debe tener dimensiones y ubicación adecuada.

5.1.6. UNION BIELA-ACTUADOR PULGAR

Se debe tener en cuenta la unión con otra “unión biela-actuador” del pulgar, por lo que la cara de unión debe ser lo más plana posible. Además, la posición y tamaño de los agujeros determinará si es posible ensamblarlo con el resto de componentes o no. Por otro lado, el tamaño de la semi esfera será importante para evitar que haya demasiada holgura con la “Barra 1” y asegurar que tanto el movimiento como la fuerza transmitida se acercan a los datos teóricos.

5.1.7. BARRA 1 PULGAR

En esta barra deberá tener el espesor adecuado para poder ensamblarla a la “Barra 3”. Las ubicaciones entre puntos de uniones (bola 1, bola 2 y agujero) deben ser similares a las calculadas en el apartado 12.5. Además, el tamaño de la bola 1, de la bola 2 y del agujero debe ser el correcto para poder introducir a presión un casquillo de $\varnothing 4.5$ mm, en el caso del agujero, y para acoplar perfectamente con la “Barra 2”, la “Barra 2_2” y la “Barra 3”, en el caso de las bolas 1 y 2.

5.1.8. BARRA 2 PULGAR

Para este componente se debe tener en cuenta el ensamblaje con la “Fijación FM” y la “Barra 2_2”. Además, hay que asegurar que los diámetros tienen los diámetros adecuados para poder introducir unos pasadores de $\varnothing 3$ mm. En cuanto a la distancia

principal (longitud entre ejes), es importante que se aproxime a lo calculado en el apartado 12.5 para asegurar que el movimiento es similar al requerido.

5.1.9. BARRA 2_2 PULGAR

Para la “Barra 2_2” se seguirá el mismo criterio que para la “Barra 2”. Lo más importante a tener en cuenta será el tamaño y posición de los agujeros y la esfera central y asegurar una planitud de la cara que coincide con la “Barra 2”, asegurando un buen ensamblaje.

5.1.10. BARRA 3 PULGAR

Sirve de unión entre la “Barra 1” y la “unión biela-actuador pulgar”. En base a esto, se han determinado los requisitos funcionales. Por un lado, es importante que el tamaño de la bola sea adecuado para poder introducirse en la “unión biela-actuador pulgar” pero sin tener demasiada holgura. Por otro, se debe asegurar que tanto la ranura central como los agujeros donde se insertan los casquillos tengan las dimensiones adecuadas, así como asegurar el paralelismo entre las caras interiores.

5.1.11. UNION BIELA-ACTUADOR

Esta pieza es simétrica y se requiere que los agujeros superiores sean concéntricos, igual que los inferiores, de esta manera se podrá garantizar el montaje. Además, las ubicaciones de estos agujeros deberán ser muy cercanos a la cota nominal, evitando interferir con algún componente. La anchura entre los cilindros inferiores no debe ser menor a 6 mm para que pueda introducirse el servo lineal. Por último, también se debe asegurar que el diámetro de los agujeros sea el adecuado para poder introducir manualmente, a presión, unos casquillos de diámetro exterior 4.5 mm.

5.1.12. BARRA 1 DEDOS

Este componente es el que realiza el movimiento de balancín y el que une la “Barra 2”, la “Barra 3” y el “apoyo de la mano”. En cuanto a consideraciones funcionales, se deberá tener en cuenta que el espesor no sea demasiado grande para poder introducirse en los huecos de las Barras 2 y 3. Además, los agujeros deben tener el diámetro adecuado para introducir los casquillos a presión, así como unas ubicaciones cercanas a la cota nominal para conseguir que el movimiento sea lo más cercano a la realidad.

5.1.13. BARRA 2 DEDOS

Este elemento es exactamente el mismo para el índice, corazón, anular y meñique. Como con todas las barras, uno de los requisitos funcionales más importante es el tamaño de los agujeros, asegurando también su concentricidad. También hay que destacar la importancia de unas paredes interiores perpendiculares a los ejes de dichos agujeros, permitiendo un mejor ensamblaje tanto con la “Fijación FM” como con la “Barra 1”. Por último, hay que asegurar que la distancia entre ejes sea lo más aproximada posible a la calculada en el apartado 12.5.

5.1.14. BARRA 3 DEDOS

Sirve de unión entre la “Barra 4” y la “Barra 1”. El criterio seguido para determinar los requisitos funcionales de esta pieza ha sido el mismo que para las demás barras. Es decir, tamaño y distancia de agujeros, ejes paralelos caras internas perpendiculares a dichos ejes, asegurando una anchura de la ranura suficiente como para que entre el espesor de la “Barra 1”

5.1.15. FIJACION FM

Para esta pieza, se requiere que tanto la distancia como la posición del agujero sea adecuada para evitar el choque con la “Barra 2” cuando ésta gire. Además, es

importante asegurar que las dos caras perpendiculares al eje del agujero sean paralelas y se sitúen a una distancia inferior al espacio de la ranura de la “Barra 2”.

5.1.16. APOYO MANO

Los requisitos funcionales más destacados en este componente son los diámetros de los agujeros y la posición de los agujeros que permiten la unión con la “Barra 1” de los mecanismos de cada uno de los dedos.

5.1.17. EXTENSION MUÑECA-PULGAR

Lo más importante a tener en cuenta para la extensión muñeca-pulgar es que tanto el diámetro del hueco para la bola como las dimensiones de la ranura sean las correctas, permitiendo el acoplamiento de los demás componentes. Además, es importante que la cara inferior que apoya con el “Apoyo mano” sea plana, descansando completamente sobre la cara superior de dicho componente.

5.2. ACOTADO GPS

En este apartado se mostrarán los acotados GPS de cada uno de los componentes que se deben fabricar, indicando la selección de referencias, de tolerancias geométricas y dimensionales.

5.2.1. APOYO ANTEBRAZO

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara superior de la base (superficie donde van apoyados los servomotores y los soportes de las baterías)
- Referencia B: Cara trasera, perpendicular a la cara superior de la base
- Referencia C: Cara lateral derecha, perpendicular a las anteriores

En la Figura 85 se muestra una imagen con la ubicación de cada una de las referencias

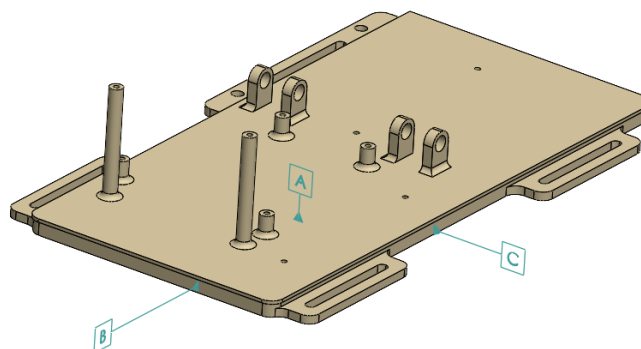


Figura 85. Ubicación referencias “Apoyo antebrazo”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMÉTRICAS (Figura 86)

- Tolerancia de posición de los orificios de las “orejas” respecto de A, B y C
- Tolerancia de posición de los agujeros para fijar los soportes de las baterías respecto de A, B y C
- Tolerancia de posición respecto de A, B y C de las torretas y agujeros necesarios para fijar el controlador y el soporte de los módulos TP4056
- Tolerancia de posición de los agujeros

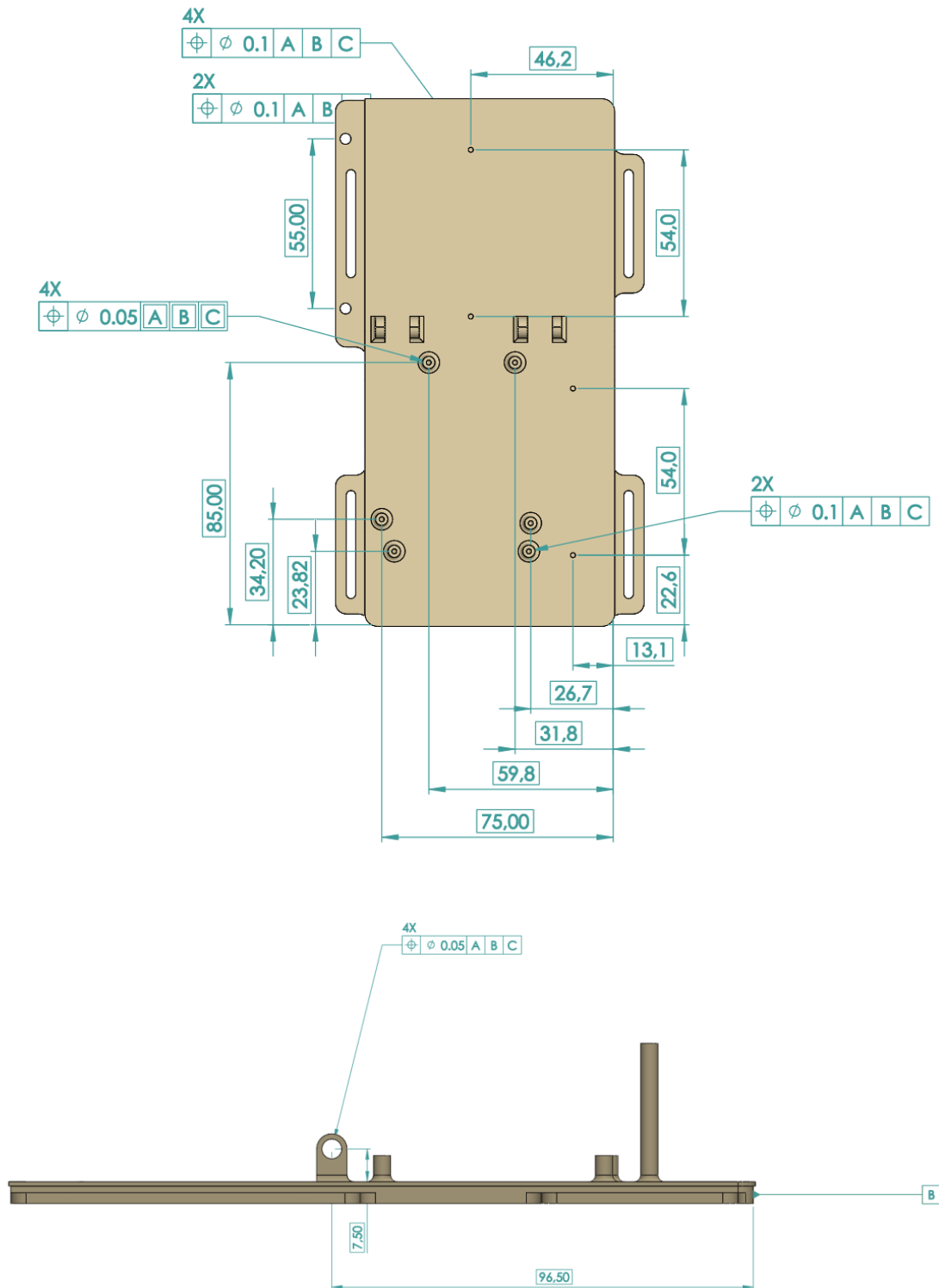


Figura 86. Tolerancias geométricas "Apoyo antebrazo"

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 87)

- Los diámetros de todos los agujeros
- Las profundidades de los agujeros no pasantes
- Distancia entre las caras interiores de las orejas

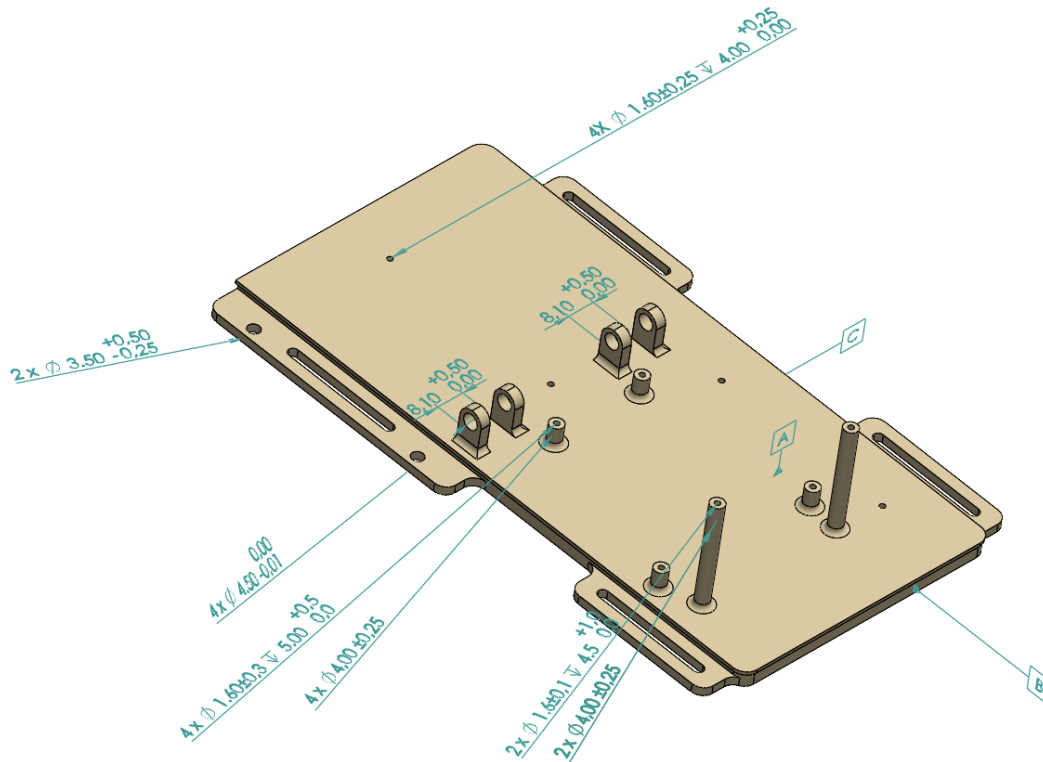


Figura 87. Tolerancias dimensionales “Apoyo antebrazo”

5.2.2. APOYO ANTEBRAZO_2

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara inferior de la pieza. Cara que apoya con “Apoyo antebrazo”
- Referencia B: Cara perpendicular a la referencia A.

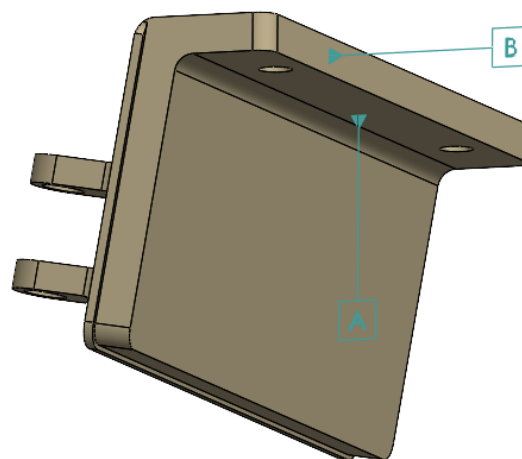


Figura 88. Ubicación referencias “Apoyo antebrazo_2”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMÉTRICAS

- Tolerancia de posición de los agujeros pasantes que permiten la unión con el “Apoyo antebrazo”

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de A
- Tolerancia de planitud en la cara donde deberá apoyar el servo

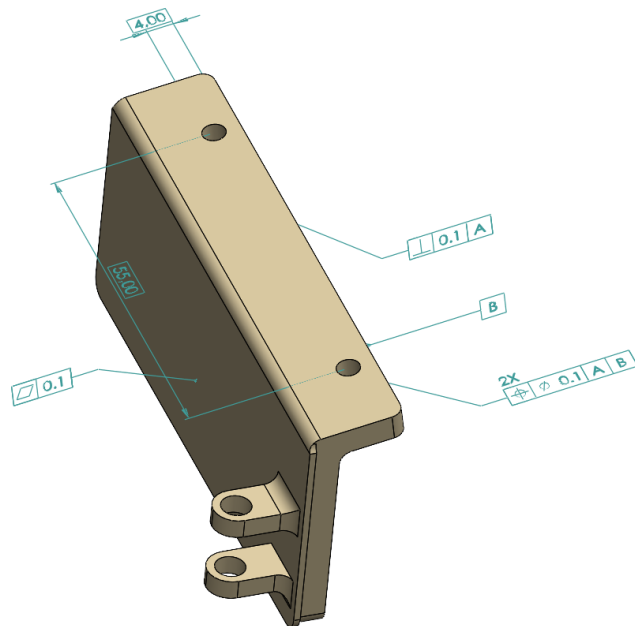


Figura 89. Tolerancias geométricas “Apoyo antebrazo_2”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Los diámetros de todos los agujeros
- Distancia de los agujeros de las orejas respecto de la base donde apoya el servomotor
- Distancia entre las caras interiores de las orejas

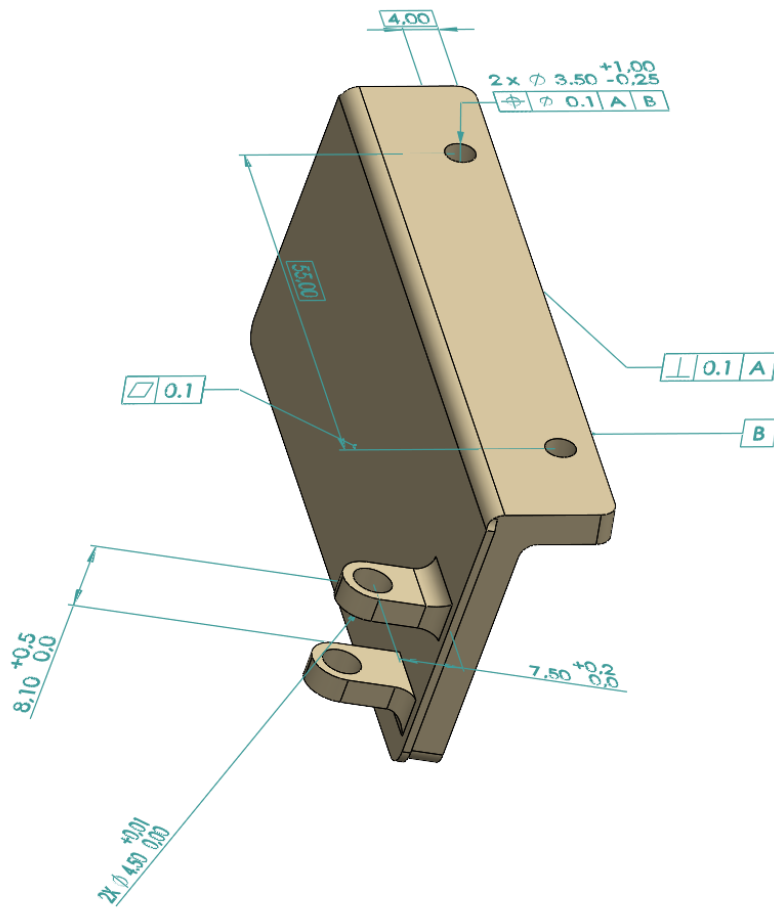


Figura 90. Tolerancias dimensionales “Apoyo antebrazo_2”

5.2.3. CARCASA TP4056

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara inferior de la base
- Referencia B: Cara delantera, perpendicular a la cara inferior de la base
- Referencia C: Cara lateral derecha, perpendicular a las anteriores

En la Figura 91 se muestra una imagen con la ubicación de cada una de las referencias

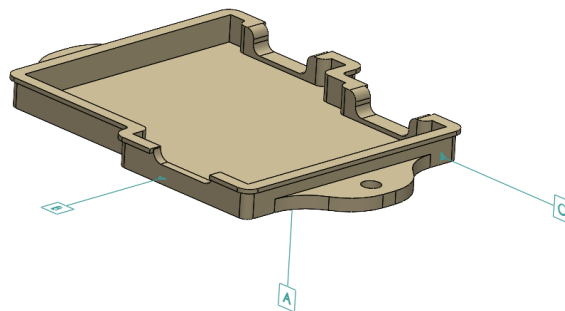


Figura 91. Ubicación referencias “Carcasa TP4056”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMÉTRICAS (Figura 92)

- Tolerancia de posición de los agujeros
- Tolerancia de perfil de superficie del interior de la carcasa

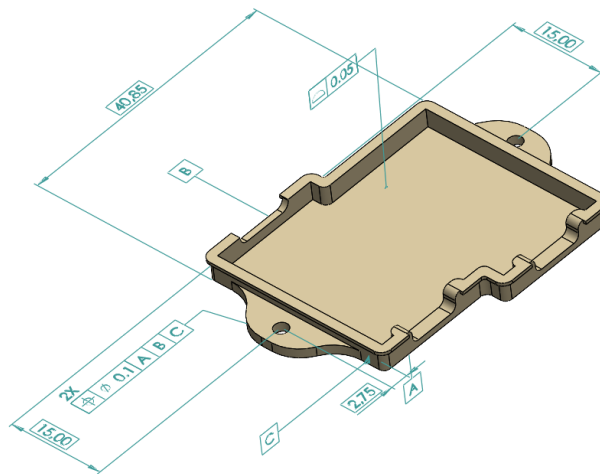


Figura 92. Tolerancias geométricas “Carcasa TP4056”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Los diámetros de los dos agujeros
- Zonas de la carcasa donde apoyan los módulos TP4056

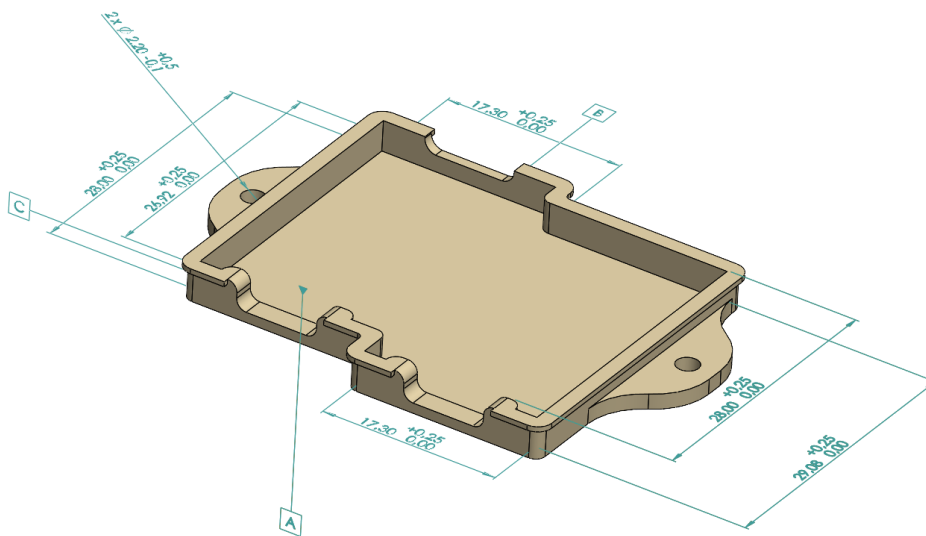


Figura 93. Tolerancias dimensionales “Carcasa TP4056”

5.2.4. CARCASA EXOESQUELETO

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara inferior de la carcasa. Cara que apoya con “Apoyo antebrazo”
- Referencia B: Cara trasera de la carcasa, perpendicular a la referencia A.
- Referencia C: Cara exterior izquierda, perpendicular a las referencias anteriores

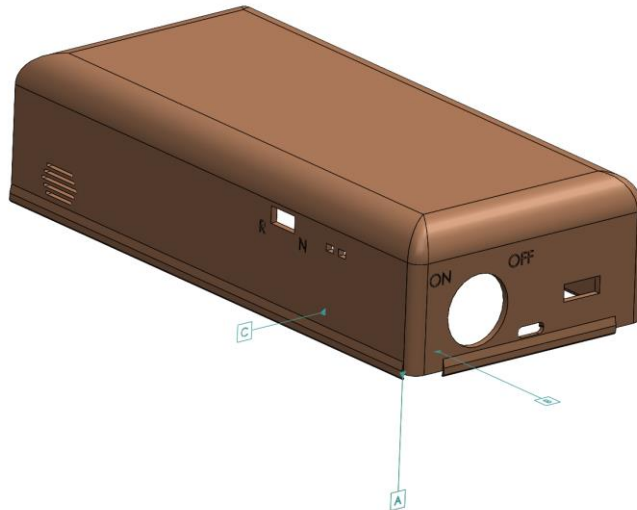


Figura 94. Ubicación referencias “Carcasa electrónica”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B, respecto de A
- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia C, respecto de A y B
- Tolerancia de posición del orificio para el interruptor

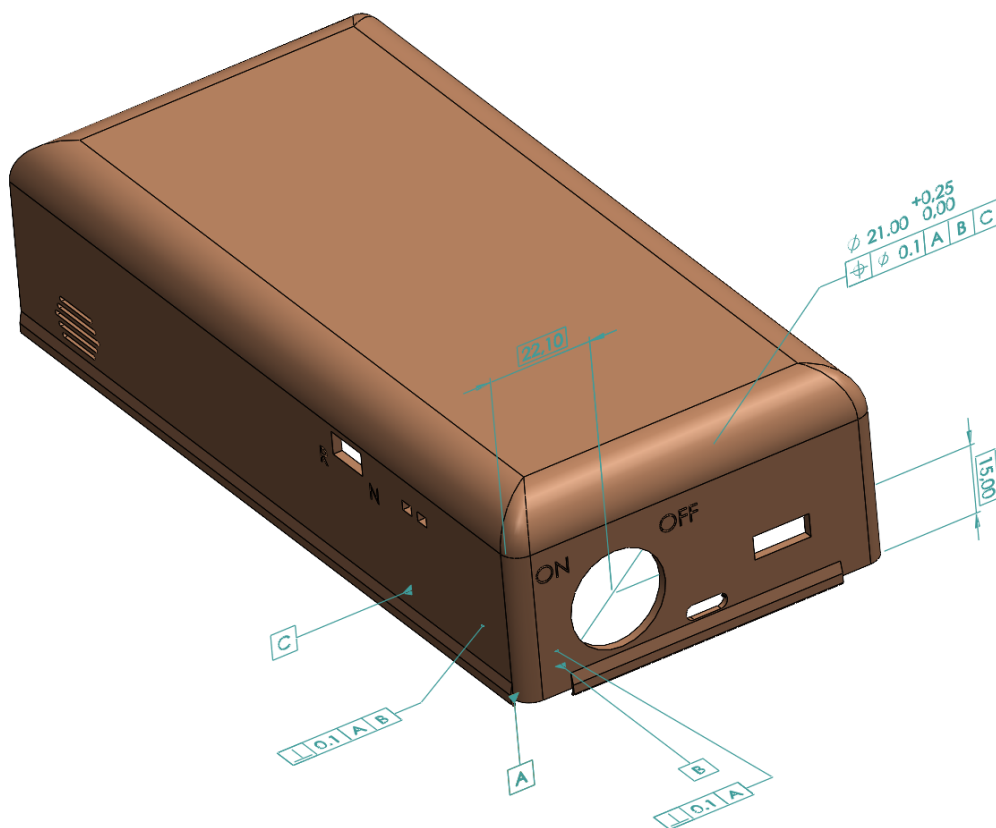


Figura 95. Tolerancias geométricas “Carcasa electrónica”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Diámetro del agujero donde se inserta el interruptor circular
- Medidas de todas las ranuras de la carcasa (leds, interruptor, usb, usb-c, etc.)
- Dimensiones de los huecos necesarios para la salida de los servomotores

En este apartado no se ha añadido ninguna imagen. Debido a la multitud de cotas que se han añadido, la imagen resultaría demasiado engorrosa y no se podrían visualizar correctamente las tolerancias.

5.2.5. CARCASA ELECTRONICA_2

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara inferior de la carcasa. Cara que apoya con “Apoyo antebrazo_2”
- Referencia B: Cara trasera de la carcasa, perpendicular a la referencia A.
- Referencia C: Cara exterior izquierda, perpendicular a las referencias anteriores

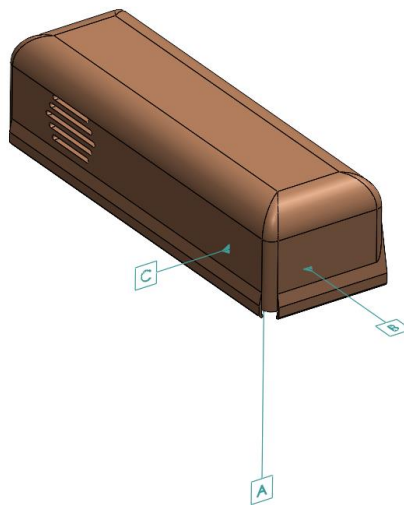


Figura 96. Ubicación referencias “Carcasa electrónica_2”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B, respecto de A
- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia C, respecto de A y B

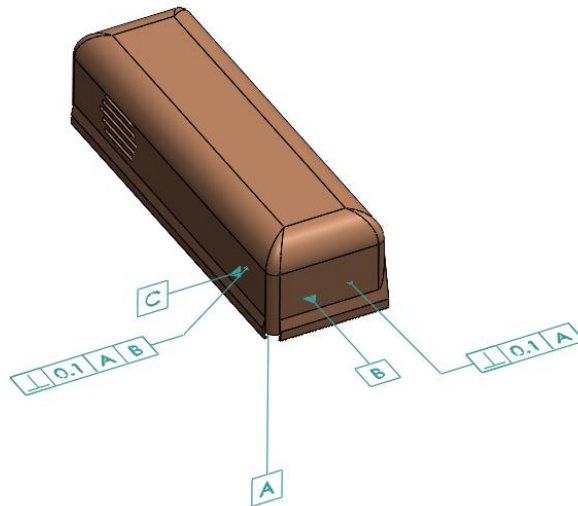


Figura 97. Tolerancias geométricas “Carcasa electrónica_2”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Dimensiones del hueco necesario para la salida del servomotor

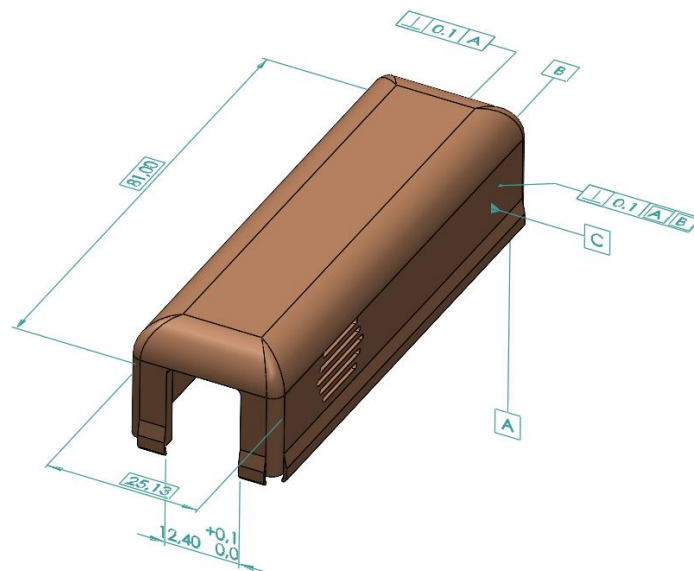


Figura 98. Tolerancias dimensionales “Carcasa electrónica_2”

5.2.6. UNION BIELA-ACTUADOR PULGAR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Eje cilindro inferior
- Referencia B: Cara plana interior, perpendicular a la referencia A

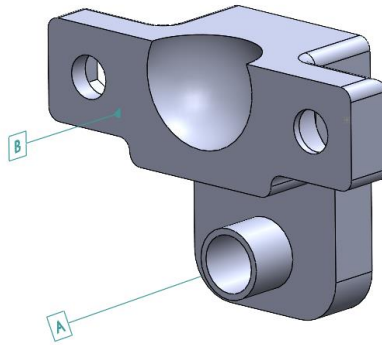


Figura 99. Ubicaciones referencias “Unión biela-actuador” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de A
- Tolerancia de paralelismo respecto de B, de la cara interior del cilindro inferior
- Tolerancias de posición tanto de los agujeros laterales como de la esfera central, respecto de A y B

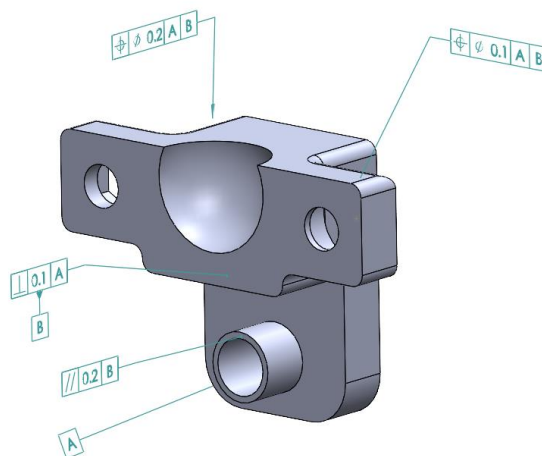


Figura 100. Tolerancias geométricas “Unión biela-actuador” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Diámetros y posiciones de agujeros
- Diámetro y posición de la semi esfera
- Anchura de la cara exterior a la cara del cilindro inferior

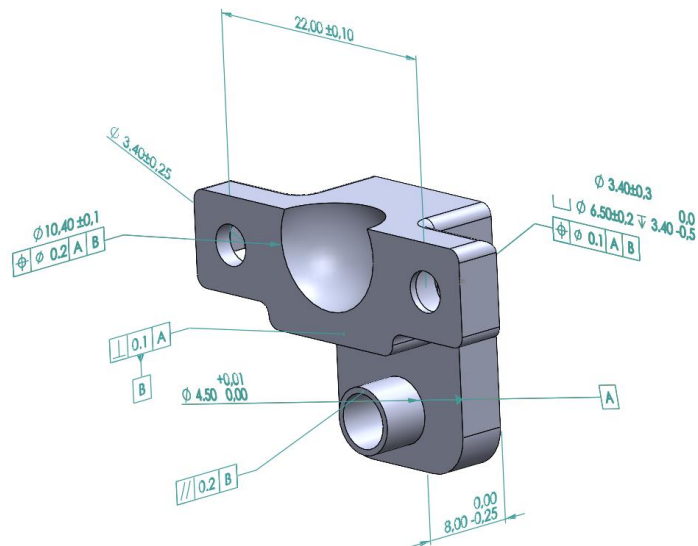


Figura 101. Tolerancias dimensionales “Unión biela-actuador” pulgar

5.2.7. BARRA 1 PULGAR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara plana perpendicular al eje del agujero
- Referencia B: Cara plana perpendicular a A

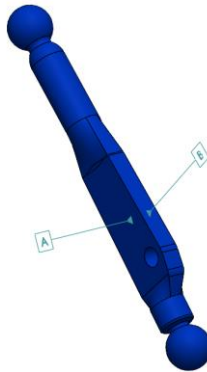


Figura 102. Ubicación referencias “Barra 1” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de posición de las bolas 1 y 2 respecto de A y B
- Tolerancia de posición del agujero respecto de A
- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de A

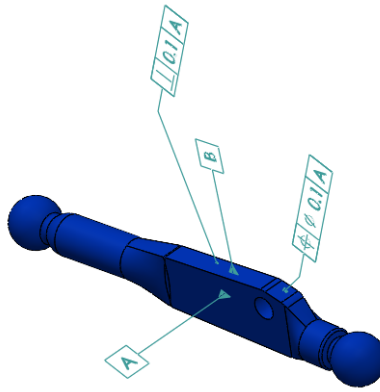


Figura 103. Tolerancias geométricas “Barra 1” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Dimensiones de las bolas 1 y 2 y del agujero
- Distancia de la bola 1 al agujero
- Distancia de la bola 1 a la bola 2
- Distancia de la bola 2 al agujero

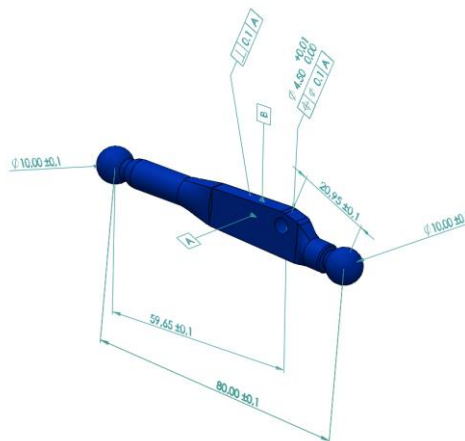


Figura 104. Tolerancias dimensionales “Barra 1” pulgar

5.2.8. BARRA 2 PULGAR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Eje de los agujeros que permiten la unión con “Fijación FM”
- Referencia B: Cara coincidente con “Barra2_2”
- Referencia C: Plano medio entre las caras interiores de la ranura

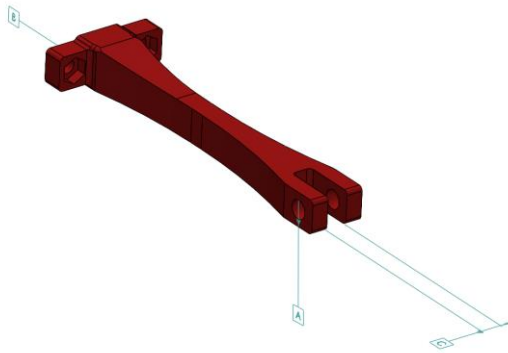


Figura 105. Ubicación referencias “Barra 2” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de perpendicularidad de la cara interior de la ranura respecto de A y B
- Tolerancia de planitud de la referencia B
- Tolerancia de perpendicularidad de los ejes de los agujeros para tornillos respecto de la referencia A
- Tolerancia de posición de los agujeros para tornillos respecto de C

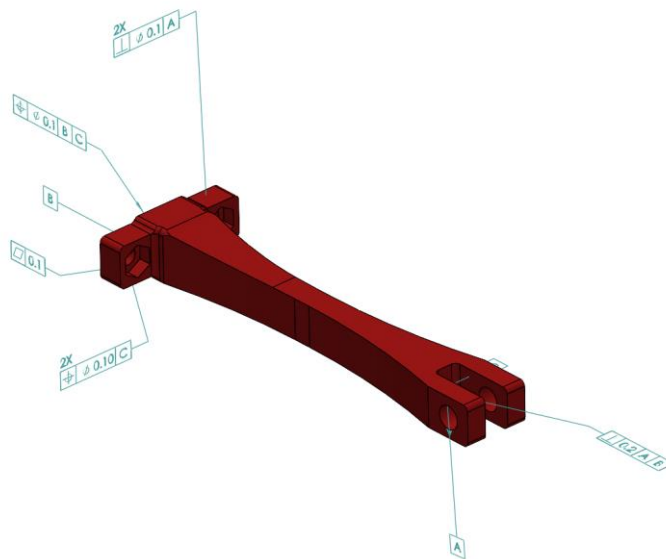


Figura 106. Tolerancias geométricas “Barra 2” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- La distancia entre la cara que coincide con “Barra 2_2” y los agujeros que permiten la unión con la “Fijación FM”
- Los diámetros de todos los agujeros
- La anchura de la ranura

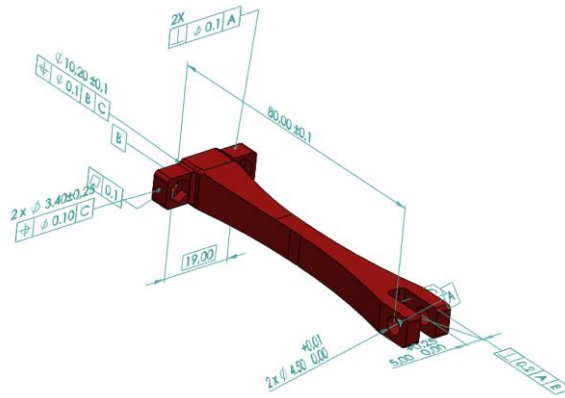


Figura 107. Tolerancias dimensionales “Barra 2” pulgar

5.2.9. BARRA 2_2 PULGAR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS

- Referencia A: Cara coincidente con “Barra 2”
- Referencia B: Plano medio de las caras exteriores de la pieza

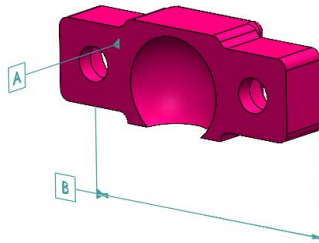


Figura 108. Ubicaciones referencias “Barra 2_2” pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de la A
- Tolerancia de posición tanto de los agujeros como de la esfera central, respecto de A y B
- Tolerancia de planitud de la referencia A

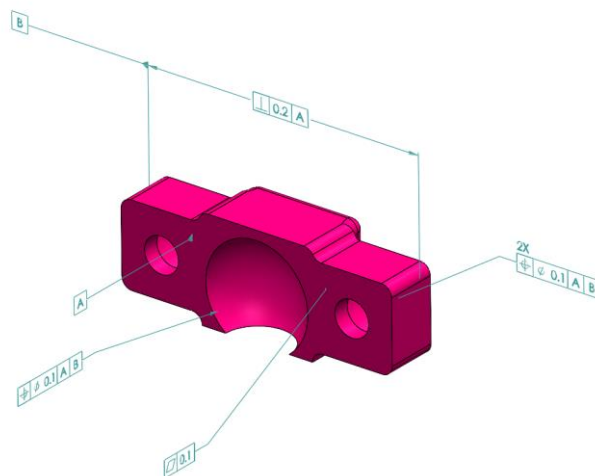


Figura 109. Tolerancias geométricas “Barra 2_2” pulgar

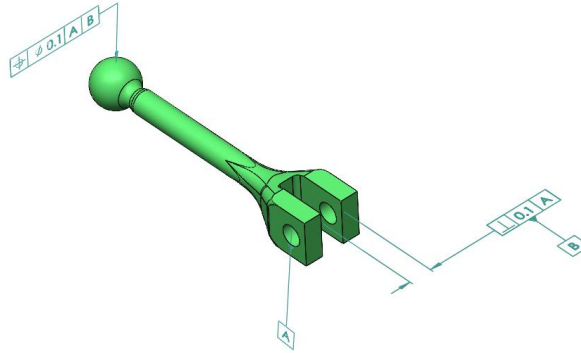


Figura 112. Tolerancias geométricas "Barra 3" pulgar

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES

- Dimensión de la bola
- Diámetro de los agujeros
- Anchura de la ranura
- Distancia de los agujeros respecto de la cara interior perpendicular a la referencia A

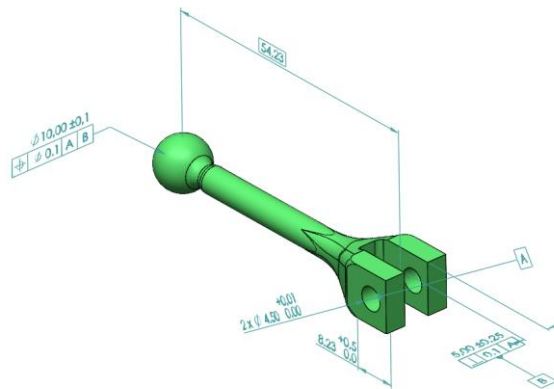


Figura 113. Tolerancias dimensionales "Barra 3" pulgar

5.2.11. UNION BIELA-ACTUADOR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 114)

- Referencia A: Es el eje del diámetro interior del agujero inferior, ya que es donde se monta el servo lineal
- Referencia B: Es la cara de apoyo del servo lineal

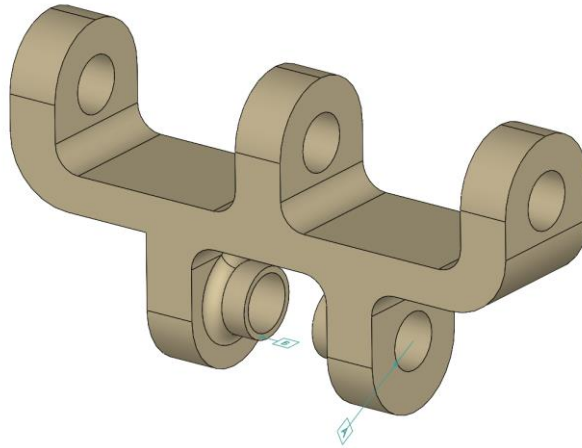


Figura 114. Ubicación referencias “Unión Biela-Actuador”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 115)

- Tolerancia de posición de los agujeros superiores respecto de las referencias A y B.
- Tolerancia de concentricidad de los agujeros inferiores respecto de la referencia A.
- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de la A.

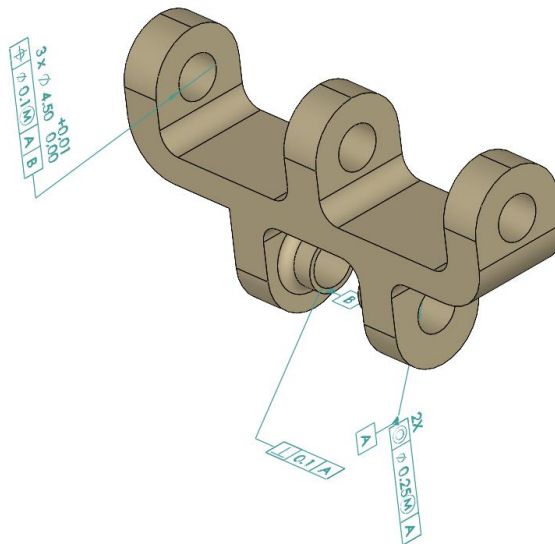


Figura 115. Tolerancias geométricas “Unión Biela-Actuador”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 116)

- Los diámetros de los agujeros superiores e inferiores
- La distancia de los agujeros superiores respecto de su base
- La distancia entre caras de los cilindros inferiores

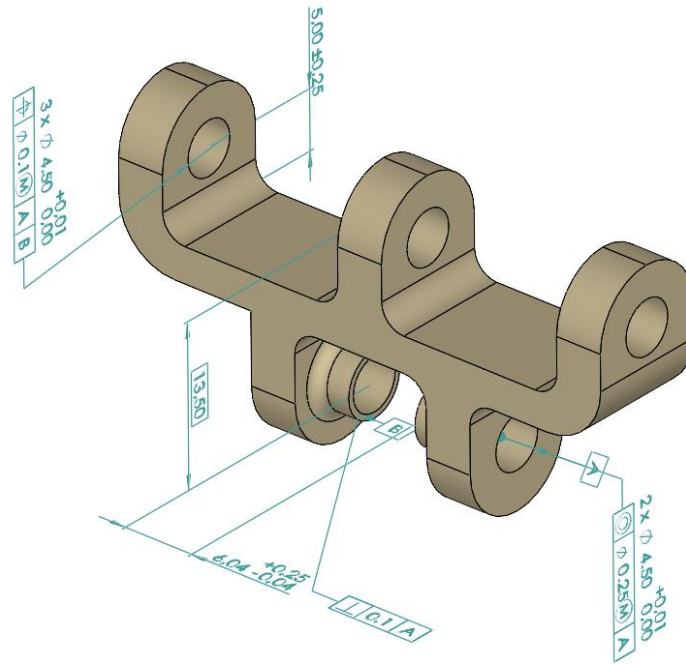


Figura 116. Tolerancias dimensionales “Unión Biela-Actuador”

5.2.12. BARRA 1 DEDOS

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 117)

- Referencia A: La cara plana perpendicular al eje de los agujeros
- Referencia B: Cara trasera, perpendicular a la anterior
- Referencia C: Cara superior, perpendicular a las dos anteriores

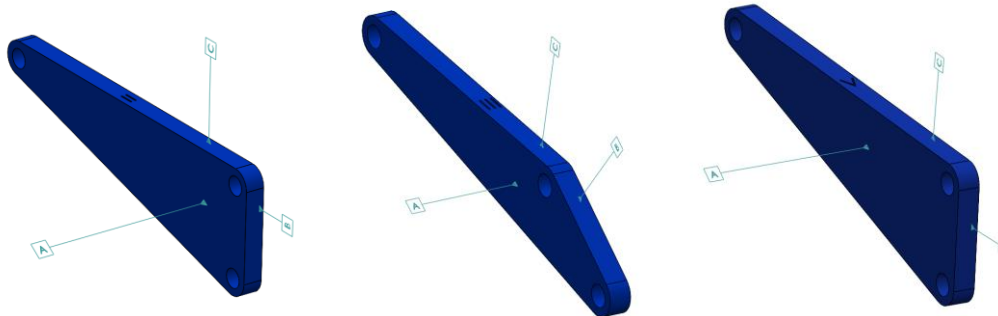


Figura 117. Ubicación referencias “Barra 1” dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 118)

- Tolerancia de posición de los agujeros respecto de las referencias A, B y C.

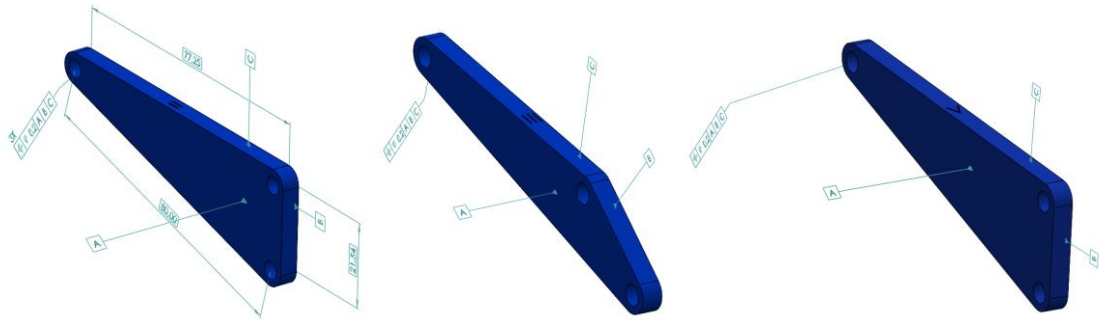


Figura 118. Tolerancias geométricas “Barra 1” dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 119)

- Tamaño de los agujeros
- Espesor de las barras

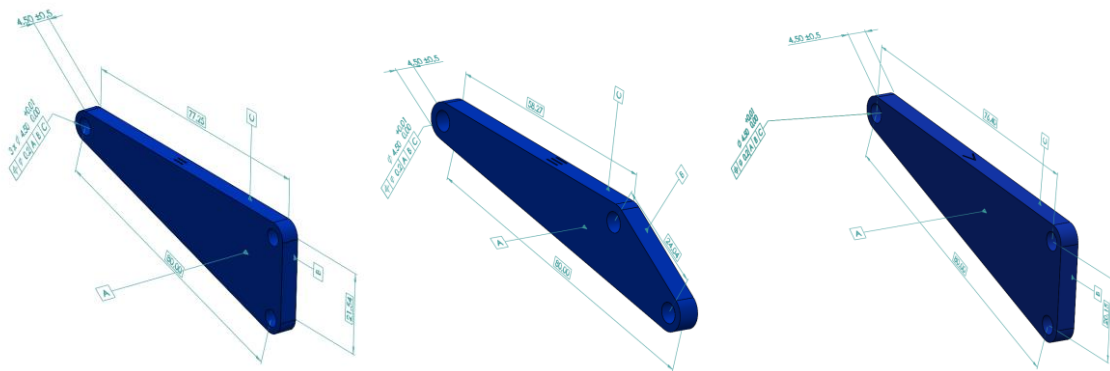


Figura 119. Tolerancias dimensionales “Barra 1” dedos

5.2.13. BARRA 2 DEDOS

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 120)

- Referencia A: El eje del agujero de unión con la Barra 1
- Referencia B: La cara interior plana de unión con la Barra 1

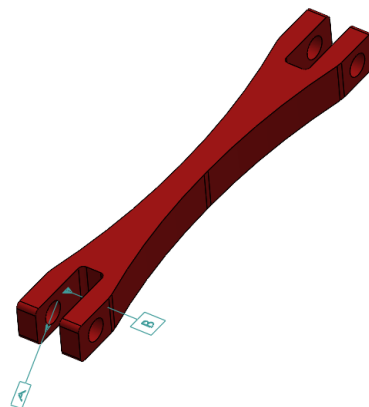


Figura 120. Ubicación referencias “Barra 2” dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 121)

- Tolerancia de perpendicularidad de B respecto de A

- Tolerancia de paralelismo del eje que coincide con el eje de la “Fijación FM” respecto del eje A

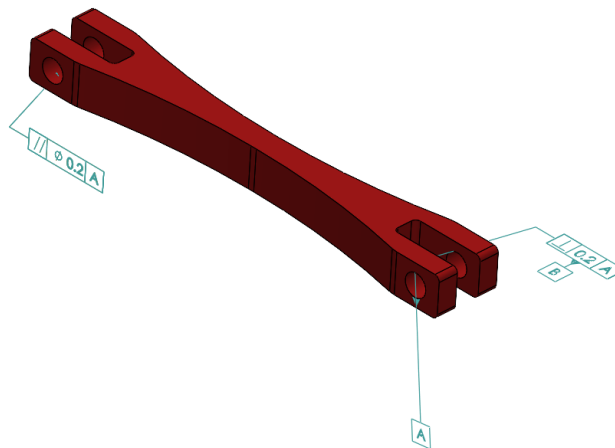


Figura 121. Tolerancias geométricas “Barra 2” dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 122)

- Anchuras de las ranuras de los extremos
- Diámetro de los agujeros
- Distancia entre agujeros

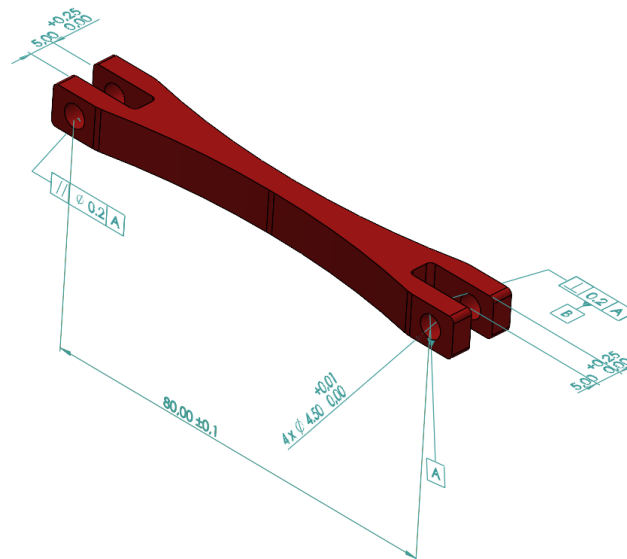


Figura 122. Tolerancias dimensionales “Barra 2” dedos

5.2.14. BARRA 3 DEDOS

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 123)

- Referencia A: Eje del agujero que permite la unión con la Barra 4 o “unión biela-actuador”

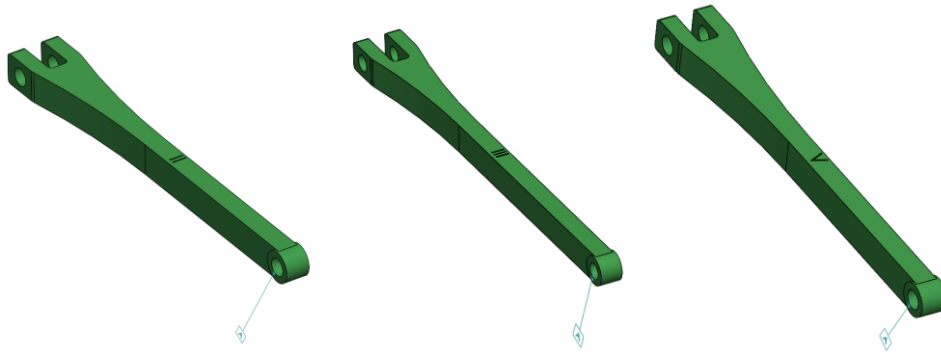


Figura 123. Ubicación referencias "Barra 3" dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 124)

- Tolerancia de perpendicularidad de la cara interior de la ranura respecto de A
- Tolerancia de paralelismo de los ejes de los agujeros que permiten la unión con la Barra 1 respecto de A

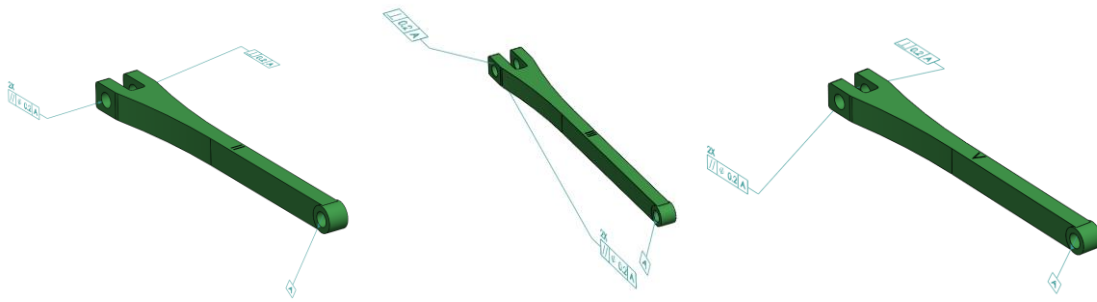


Figura 124. Tolerancias geométricas "Barra 3" dedos

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 125)

- Anchura de la ranura
- Distancia entre agujeros
- Diámetro de los agujeros

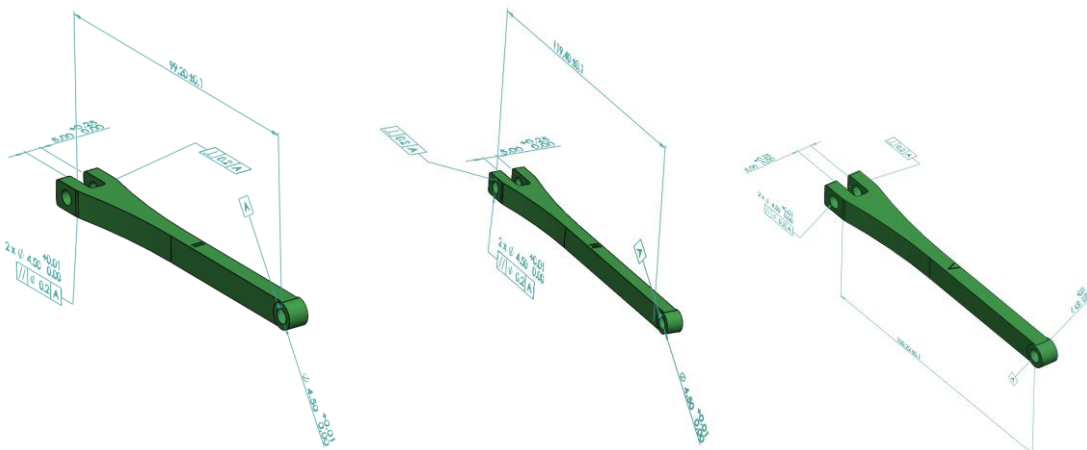


Figura 125. Tolerancias dimensionales "Barra 3" dedos

5.2.15. FIJACION FM

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 126)

- Referencia A: Cara lateral de protuberancia
- Referencia B: Cara superior

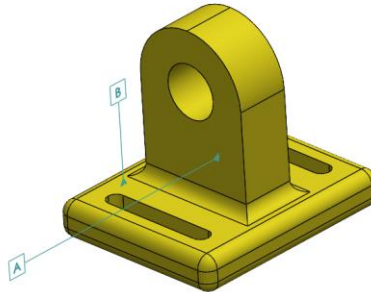


Figura 126. Ubicación referencias “Fijación FM”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 127)

- Tolerancia de posición del agujero respecto de A y B
- Tolerancia de perpendicularidad de B respecto de A
- Tolerancia de paralelismo de la cara respecto de A

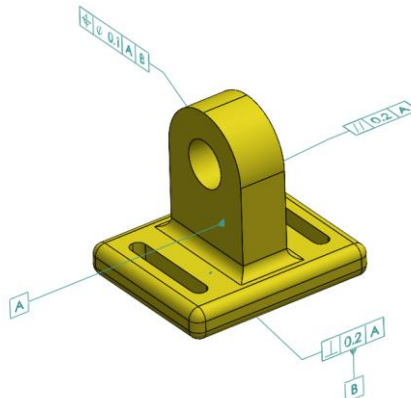


Figura 127. Tolerancias geométricas “Fijación FM”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 128)

- Diámetro del agujero
- Anchura de protuberancia

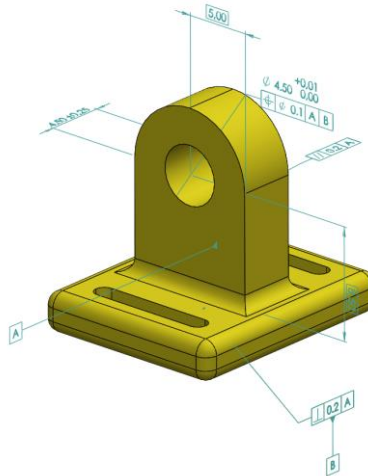


Figura 128. Tolerancias dimensionales “Fijación FM”

5.2.16. APOYO MANO

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 129)

- Referencia A: Cara plana superior (inicio de protuberancias)
- Referencia B: Cara frontal, perpendicular a referencia A

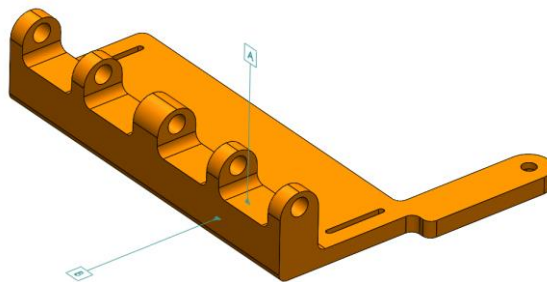


Figura 129. Ubicación referencias “Apoyo mano”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 130)

- Tolerancia de posición de los agujeros respecto de A y B

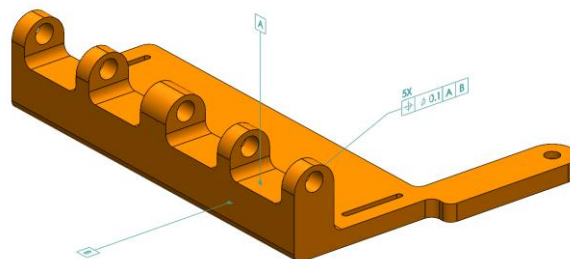


Figura 130. Tolerancias geométricas “Apoyo mano”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 131)

- Diámetro de los agujeros
- Distancia de la cara inferior de la base hasta el inicio de las protuberancias

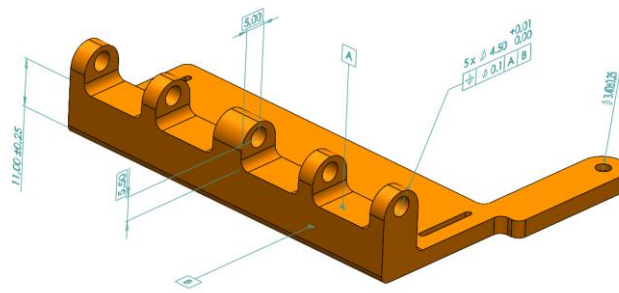


Figura 131. Tolerancias dimensionales “Apoyo mano”

5.2.17. EXTENSION MUÑECA-PULGAR

SELECCIÓN DE REFERENCIAS (Figura 132)

- Referencia A: Plano medio de las caras exteriores de la pieza
- Referencia B: Cara inferior plana. Esta cara apoyará con la pieza “apoyo mano”

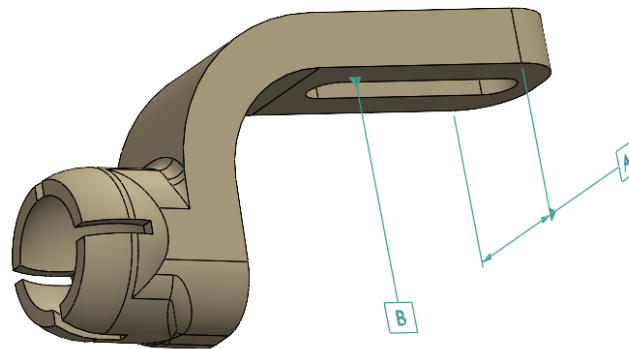


Figura 132. Ubicación referencias “Extensión muñeca-pulgar”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS GEOMETRICAS (Figura 133)

- Tolerancia de perpendicularidad de la referencia B respecto de la de A

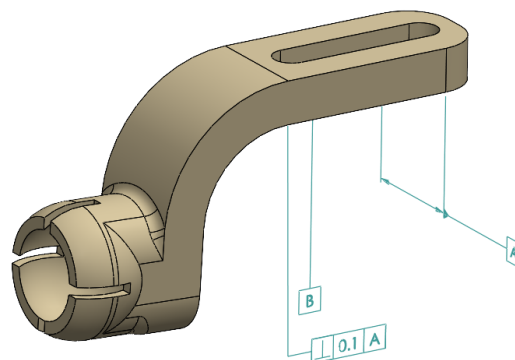


Figura 133. Tolerancias geométricas “Extensión muñeca-pulgar”

SELECCIÓN DE TOLERANCIAS DIMENSIONALES (Figura 134)

- Anchura y longitud de la ranura
- Diámetro del hueco para la bola de la Barra 1 del pulgar

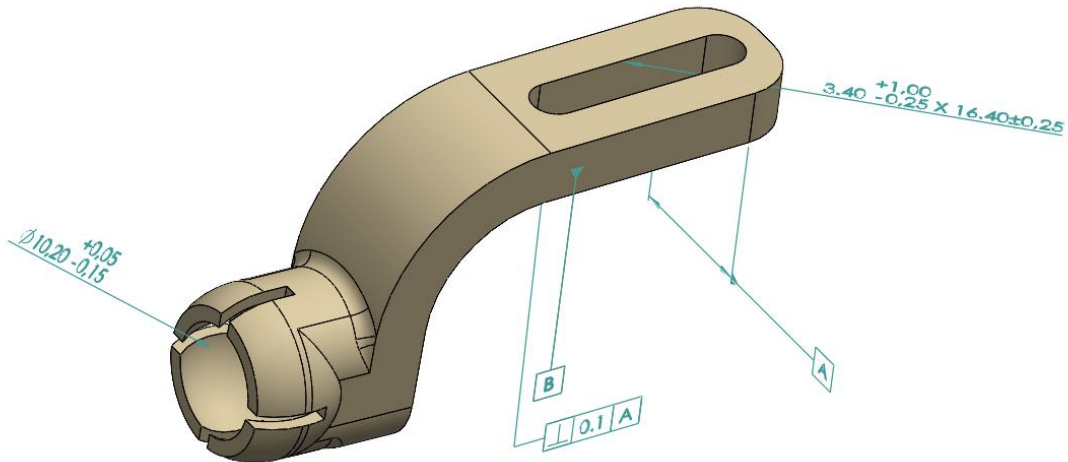


Figura 134. Tolerancias dimensionales “Extensión muñeca-pulgar”

5.3. CADENA DE COTAS

Para el cálculo de la cadena de cotas se ha utilizado el complemento “TolAnalyst” de SolidWorks. También se ha realizado el cálculo de forma manual, comparando los resultados obtenidos con los dos métodos.

5.3.1. TOLANALYST

El ensamblaje más crítico, y el más importante es el de la unión de las distintas barras del mecanismo. Para este apartado se ha considerado el mecanismo del dedo índice, en concreto, la unión entre la Barra 1 y la Barra 3. Cabe destacar que este cálculo dará el mismo resultado para cualquiera de los mecanismos de los demás dedos.

En primer lugar, se han definido las caras implicadas en el juego a calcular, que son la cara plana de la Barra 1 y la cara interior de la ranura de la Barra 3 (Figura 135).

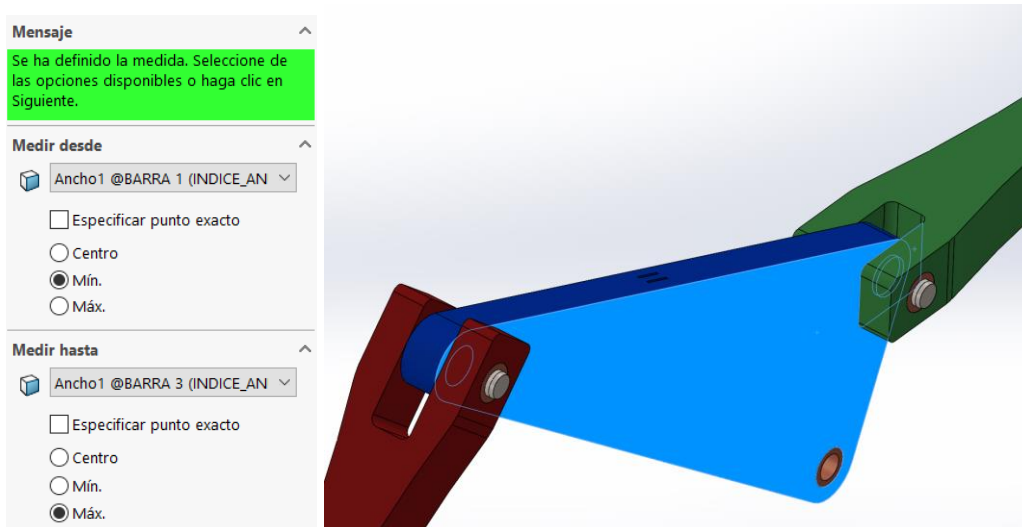


Figura 135. Definición de la medida a calcular en TolAnalyst

Después, se ha definido la secuencia de ensamblaje con las piezas que están directamente relacionadas con el juego a calcular (en este caso, las dos piezas señaladas anteriormente, ver Figura 136).

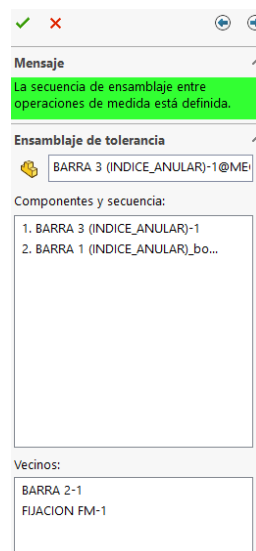


Figura 136. Secuencia de ensamblaje con TolAnalyst

Finalmente, se han establecido las restricciones de ensamblaje (Figura 137).

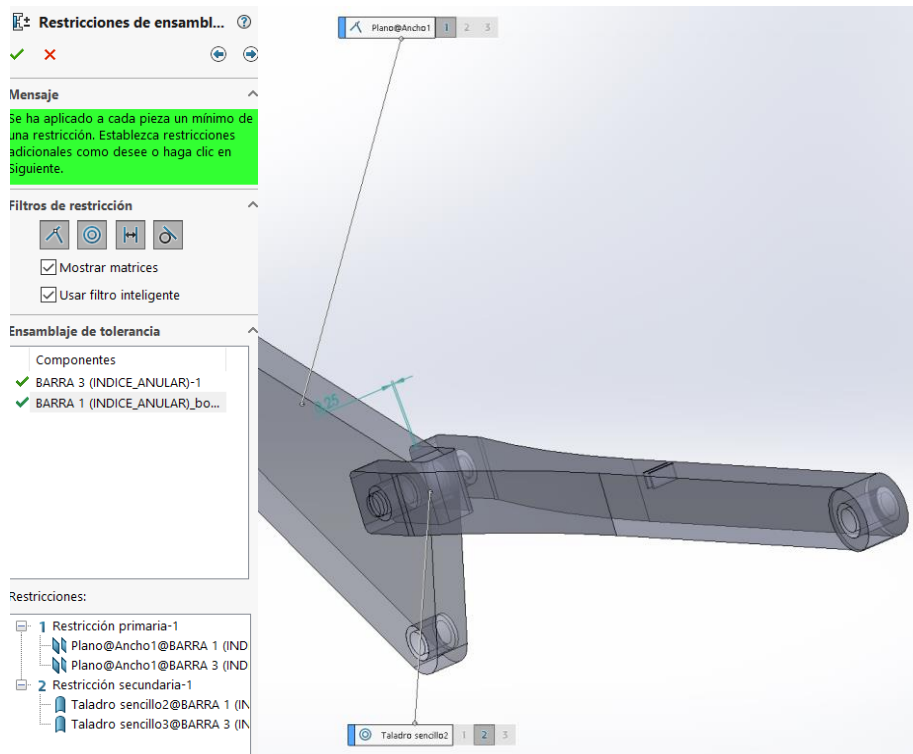


Figura 137. Restricciones de ensamblaje con TolAnalyst

Una vez realizados todos los pasos necesarios, se observa que la distancia mínima es de 0.125 mm y la máxima es de 0.5 mm (Figura 138)

Resumen del análisis	
✓ Nominal:	0.5
✗ Mín:	0.25
✗ Máx:	1
✗ Valor RS...:	0.329
✗ Valor RS...:	0.905

Figura 138. Resultado de cálculo con TolAnalyst

5.3.2. CALCULO MANUAL

Ahora se realizará el cálculo manual del juego analizado con ayuda de un Excel, de manera que se pueda comparar el resultado con el obtenido en TolAnalyst.

Se ha calculado la cadena de cotas según se muestra en la Figura 139, comenzando con la dimensión de la ranura de la Barra 3 y terminando con la tolerancia del espesor de la Barra 1.

Componente	Código #	Cadena #	Descripción	Valor Nominal (+)	Valor Nominal (-)	Tol	% Contrib
Barra 3		1	Dimensión	5		0,2500	26,32
		2	Tol. Espesor			0,0000	0,00
		3	Tol. Perpendicularidad			0,2000	21,05
Barra 1		4	Dimensión		4,5	0,5000	52,63
		5	Tol. Espesor			0,0000	0,00

Solución	
Cota Analizada (nominal)	0,5
Tolerancia Cota Analizada (peor caso)	0,9500
Tolerancia Cota Analizada (RCSC)	0,5937

Figura 139. Cálculo de cadena de cotas manual

Como se muestra en la Figura 139, se ha obtenido una cota nominal de 0,5 mm, con una tolerancia de 0,95 mm para el peor caso y de 0,594 mm para el caso RCSC. Por lo tanto, el resultado sería el siguiente:

- Para el peor caso: $0,5 \pm \frac{0,95}{2} = 0,5 \pm 0,475 \text{ mm}$
- Para el caso RCSC: $0,5 \pm \frac{0,594}{2} = 0,5 \pm 0,297 \text{ mm}$

Se obtiene una pequeña diferencia entre el cálculo a mano y el TolAnalyst. Esto puede ser debido a que la metodología de cálculo de SolidWorks y la del Excel no es exactamente la misma.

6. PLAN DE PROCESOS

A continuación, se procede a desarrollar las hojas de ruta de las piezas a fabricar.

Los procedimientos planteados son los requeridos para la fabricación de la pieza, considerando que todos los componentes y herramientas necesarias se encuentran en el mismo lugar. Los tiempos han sido tomados según el laminador utilizado y en base a lo considerado en el postprocesado de las piezas.

6.1. MECANISMOS DEDOS

Se ha decidido que las barras que forman los mecanismos de los dedos índice, corazón, anular y meñique se impriman de una tirada. Esto se debe a que todas las piezas necesitan los mismos parámetros. A pesar de ello, para evitar que un fallo en la impresión desperdicie todas las piezas, se han dividido en cuatro tandas (una por cada mecanismo), de manera que las barras del mecanismo del dedo índice se imprimirán de una misma tirada, y así con el resto de las barras.

Nombre: Mecanismo Índice y Anular				Fecha: 29/08/2021	
Material: PLA			Figura: Figura 140		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: No
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	6060	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	120	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

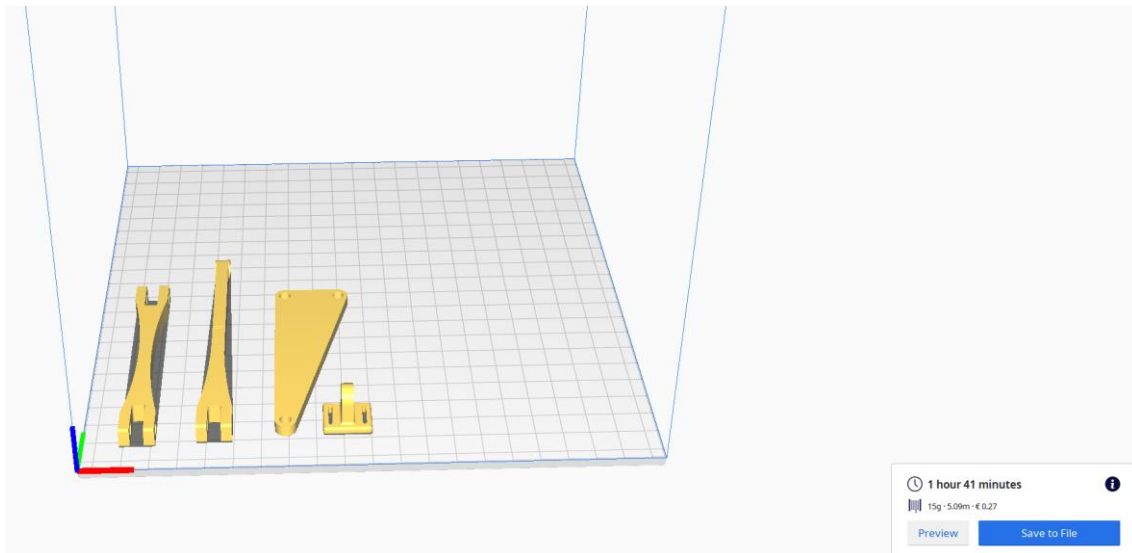


Figura 140. Laminador con barras del mecanismo de los dedos índice y anular

Nombre: Mecanismo Corazón			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura: Figura 141		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: No
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	5520	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	120	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

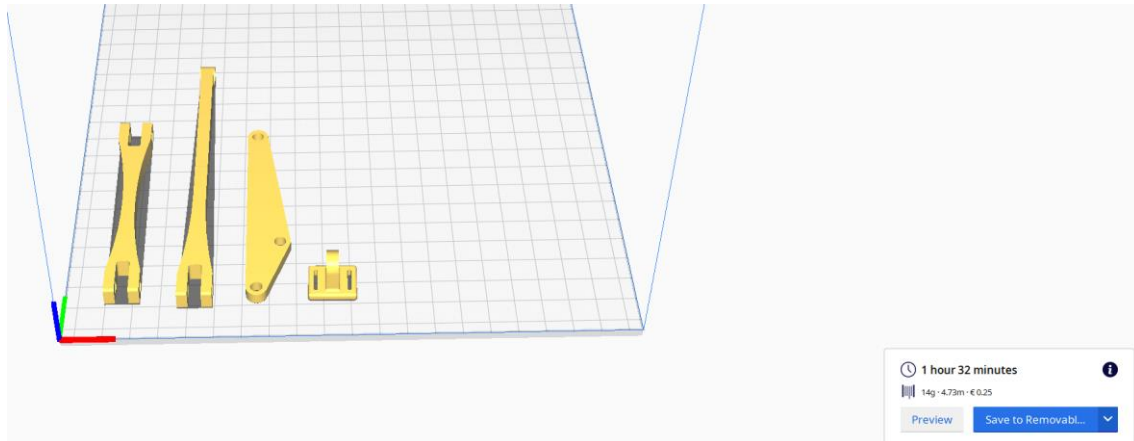


Figura 141. Laminador con barras del mecanismo del dedo corazón

Nombre: Mecanismo Meñique			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA		Figura: Figura 142			
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: No
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	6000	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	120	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

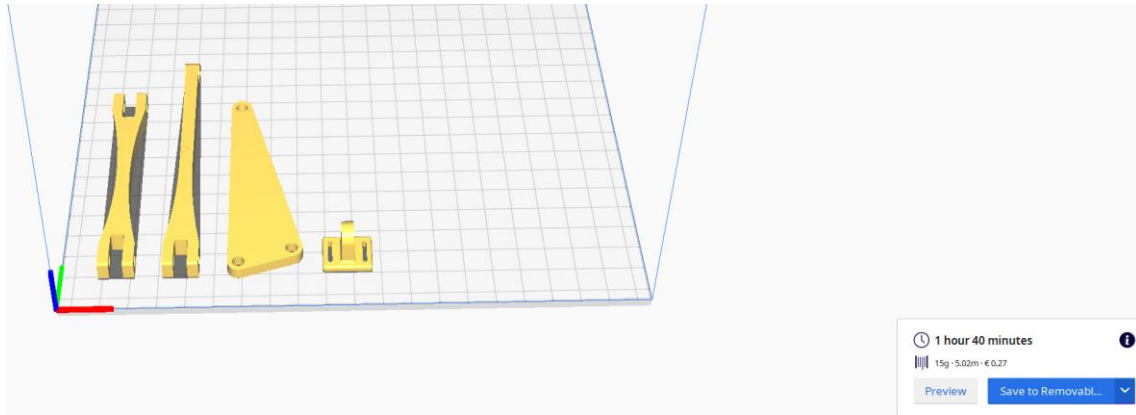


Figura 142. Laminador con barras del mecanismo del dedo meñique

6.2. MECANISMO PULGAR

Para el mecanismo del pulgar, se ha separado el archivo de la Barra 1 de las demás barras que forman el mecanismo. Debido a su complejidad geométrica se ha creído conveniente separar la Barra 1 del resto del mecanismo, evitando que un posible fallo en su fabricación, eche a perder el resto de piezas, por tener que cancelar la impresión.

Nombre: Mecanismo pulgar (sin Barra 1)			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura: Figura 143		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	4620	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	240	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

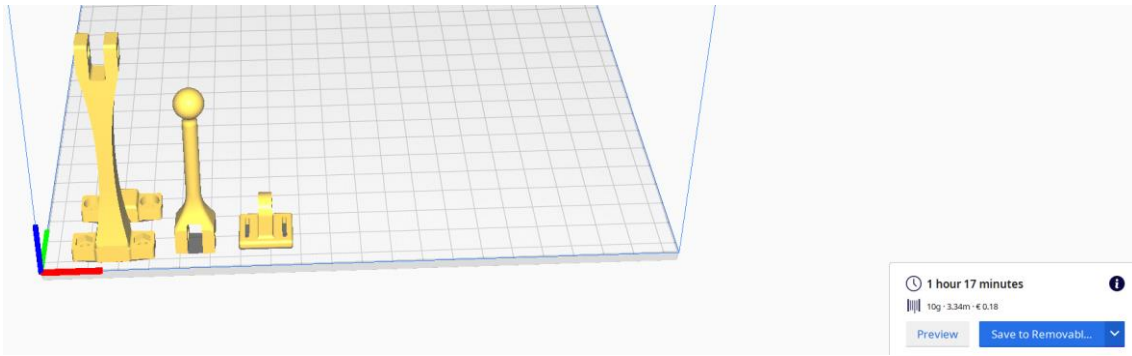


Figura 143. Laminador con barras del mecanismo del dedo pulgar (sin Barra 1)

Nombre: Barra 1 pulgar		Fecha: 29/08/2021			
Material: PLA		Figura: Figura 144			
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	1620	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	180	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

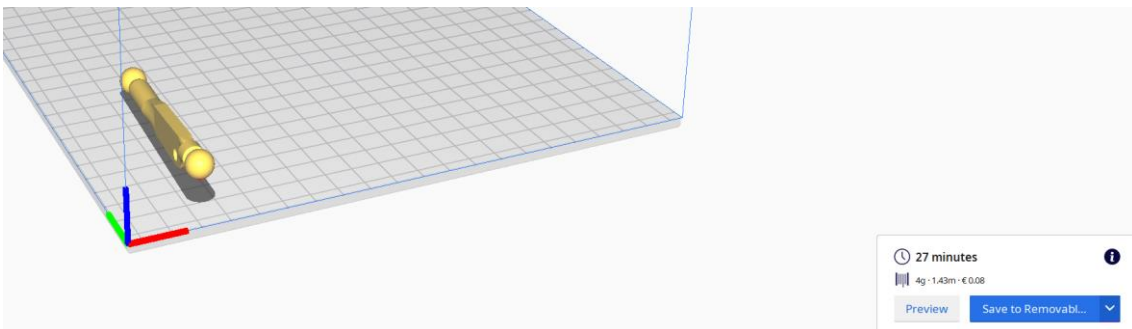


Figura 144. Laminador con Barra 1 del mecanismo del dedo pulgar

6.3. APOYO ANTEBRAZO Y MANO

Se ha decidido incluir estas dos piezas juntas ya que no tienen una geometría demasiado compleja y ambas tienen la misma función, fijar el exoesqueleto al usuario.

Nombre: Apoyo mano y antebrazo			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura: Figura 145		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: No
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	31260	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	180	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

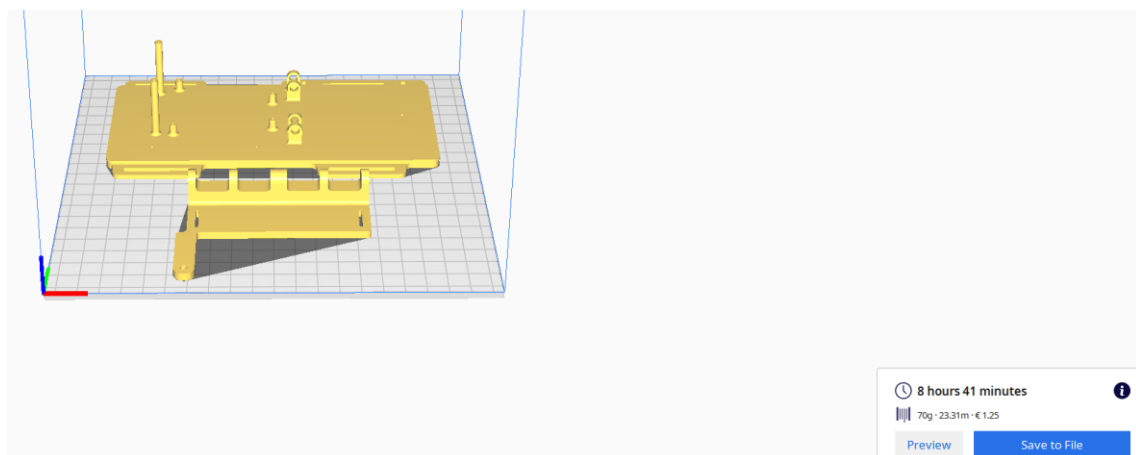


Figura 145. Laminador con Apoyo antebrazo y apoyo mano

6.4. APOYO ANTEBRAZO_2

Nombre: Apoyo antebrazo_2			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura:		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	9300	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	300	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

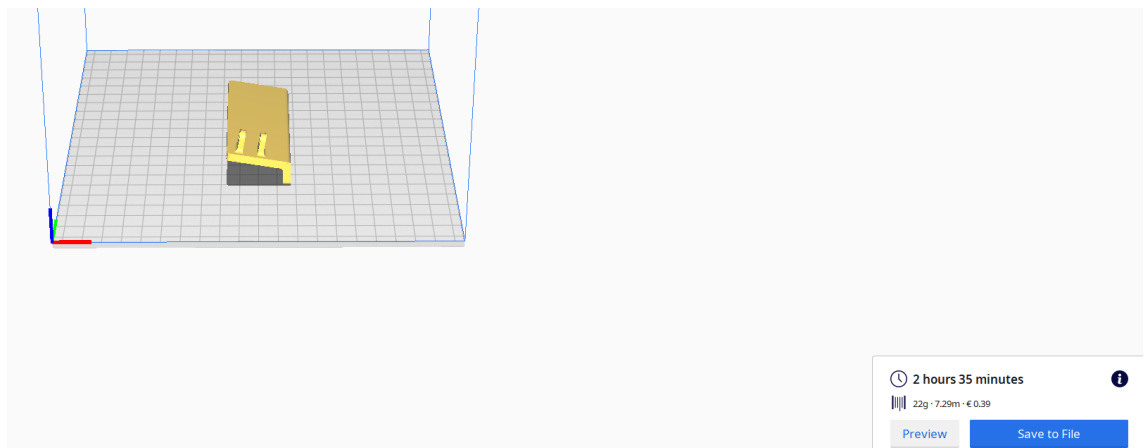


Figura 146. Laminador con Apoyo antebrazo_2

6.5. UNION BIELA-ACTUADOR

Se han unido en un mismo “.gcode” la unión biela-actuador de los dedos y del pulgar, ya que su geometría es muy similar y necesitarán los mismos parámetros.

Nombre: Unión biela-actuador y Unión biela actuador del pulgar			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura: Figura 147		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos “.gcode” en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	3420	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	180	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

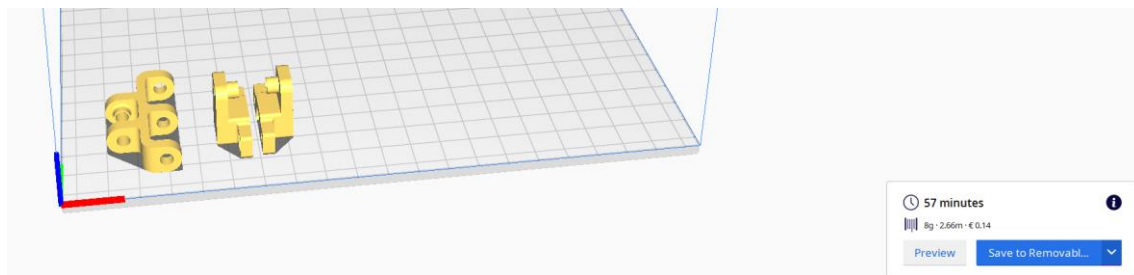


Figura 147. Laminador con unión biela-actuador y unión biela-actuador del pulgar

6.6. EXTENSION MUÑECA-PULGAR

Este componente es complejo de fabricar por eso, al igual que ocurre con la Barra 1, se ha preferido imprimir esta pieza por separado.

Nombre: Extensión muñeca-pulgar			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura: Figura 148		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	1200	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	300	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

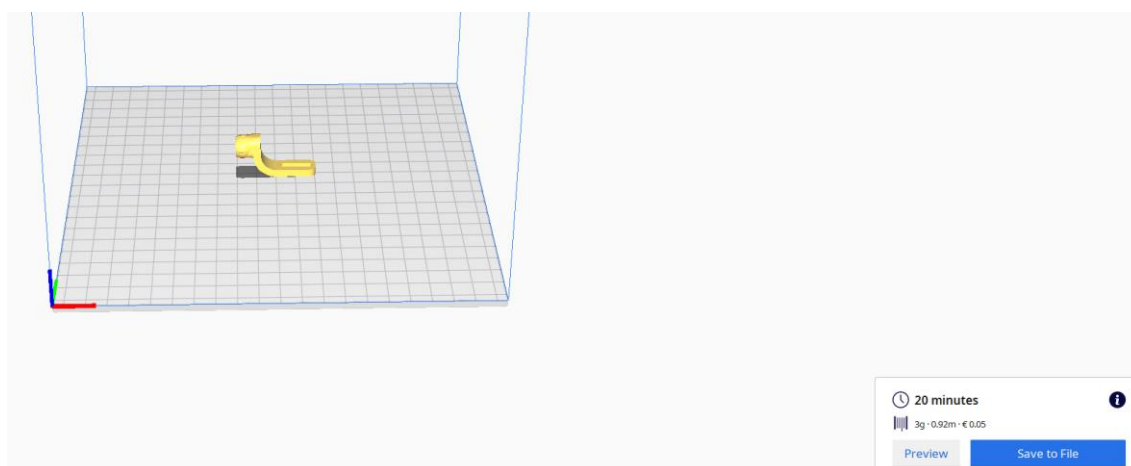


Figura 148. Laminador con extensión de muñeca-pulgar

6.7. CARCASAS

La carcasa también posee una geometría compleja. Además, sus dimensiones ocupan gran parte de la base de impresión, por lo que esta pieza se fabricará individualmente.

Nombre: Extensión muñeca-pulgar			Fecha: 29/08/2021		
Material: PLA			Figura:		
Nº Operación	Operación	Maquina	Tiempo (s)	Instrucciones	Parámetros importantes
1	Preparación del modelo	HP Pavilion	180	Laminar el modelo en Ultimaker Cura	Altura de capa: 0,2 mm Temperatura de impresión: 205 °C Temperatura de cama caliente: 60 °C Velocidad de impresión: 50 mm/s Soportes: Sí
2	Archivar modelos	HP Pavilion	20	Guardar archivos ".gcode" en tarjeta SD	-
3	Pasar los modelos a la máquina de FA	Anycubic I3 Mega	5	Encender máquina e introducir tarjeta SD	-
4	Impresión 3D de las piezas	Anycubic I3 Mega	35040	Seleccionar piezas a fabricar y fabricación de las mismas	-
5	Retirada de piezas	Anycubic I3 Mega	300	Esperar que la temperatura de la base alcance los 30/35 °C y retirar las piezas con cuidado	-
6	Postprocesado	Anycubic I3 Mega	300	Eliminar hilos de filamento, posibles rebabas y lijado	-

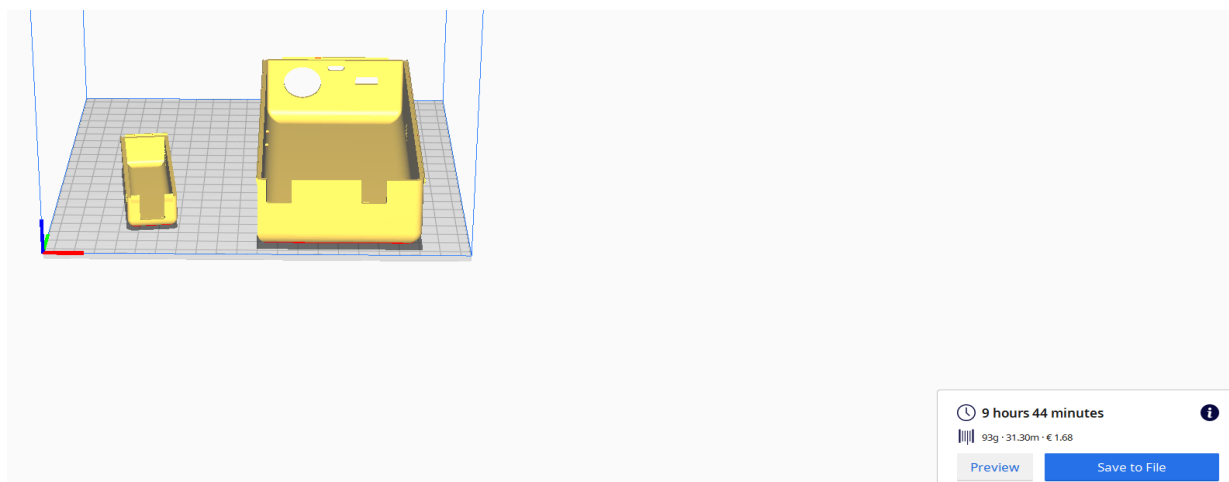


Figura 149. Laminador con carcasas

7. MODO DE FUNCIONAMIENTO

El exoesqueleto parte del reposo, fijado ya a la mano del paciente. Una vez fijado, el usuario deberá apretar el interruptor que permite el paso de la corriente a los componentes electrónicos. A continuación, deberá seleccionar el modo que desee (Rehabilitación o funcionamiento normal) a través de un selector, donde:

- Rehabilitación (R): Los sensores EMG captan la intención del usuario y ofrecen resistencia al movimiento en base a sus necesidades, permitiendo su regulación conforme se vaya progresando en la rehabilitación y obteniendo más fuerza.
- Funcionamiento normal (FN): Los sensores EMG captan la intención del usuario y asisten al movimiento, ofreciendo la fuerza necesaria.

Una vez seleccionado el modo, se deberá seleccionar el tipo que mejor se ajuste a sus necesidades (flexión, extensión o ambos), donde:

- Flexión (F): Únicamente ofrecerá resistencia o asistencia en el movimiento de flexión.
- Extensión (E): Únicamente ofrecerá resistencia o asistencia en el movimiento de extensión.
- Ambos (A): Ofrecerá resistencia o asistencia en ambos movimientos.

Además, será necesario informar al usuario sobre el nivel de batería disponible. De esta manera, se incorporarán 2 leds verdes (uno para cada batería) que indicará si el nivel de batería es correcto, y 2 leds rojos (uno para cada batería) que indicará si el nivel de batería está bajo y, por lo tanto, necesitará ser cargado lo antes posible para su correcto funcionamiento.

Así, el exoesqueleto ofrecerá gran versatilidad para todo tipo de usuarios, ayudando a realizar los agarres básicos utilizados en el día a día o simplemente ayudar al usuario en su sesión diaria de rehabilitación.

7.1. GRAFCET

Primero, antes de comenzar con el GRAFCET, se ha realizado una tabla con las entradas y salidas del sistema con los nombres abreviados para mejorar el entendimiento de este apartado (Tabla 15).

Tabla 15. Entradas y Salidas

ENTRADAS (9)		SALIDAS (8)	
Detección EMG flexión	Femg	Avance actuador pulgar	Aap
Detección EMG extensión	Eemg	Avance actuador índice y corazón	Aaic
Rehabilitación	R	Avance actuador anular y meñique	Aaam
Funcionamiento normal	FN	Retroceso actuador pulgar	Rap
Flexión	F	Retroceso actuador índice y corazón	Raic
Extensión	E	Retroceso actuador anular y meñique	Raam
Ambos	A	LED verde 1 (LED 1)	L1v
Batería correcta	B1c	LED rojo 1 (LED 2)	L1r
Batería baja	B1b		

A continuación, se muestra el GRAFCET perteneciente al modo de trabajo del exoesqueleto cuando se requiere realizar un agarre tipo cilíndrico, lumbrical o no prensil donde:

MODOS DE OPERACION (G0)

Recoge y fuerza los demás GRAFCET (ver Figura 150), correspondería con el paso número 1 de uso del exoesqueleto, seleccionando el modo deseado.

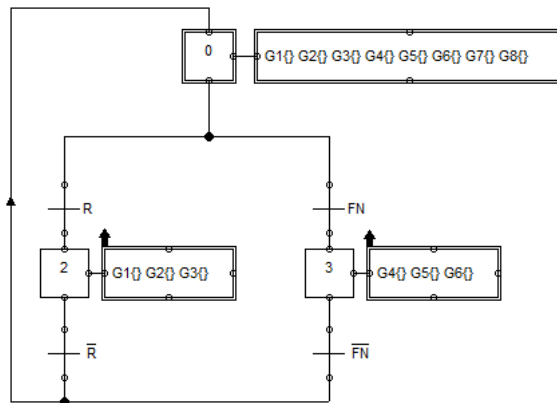


Figura 150. GRAFCET G0-Modos de operación

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN (G1)

Este GRAFCET se encarga de controlar el movimiento de retroceso de los motores cuando el usuario desea ejercitar el movimiento de flexión de los dedos (Figura 151).

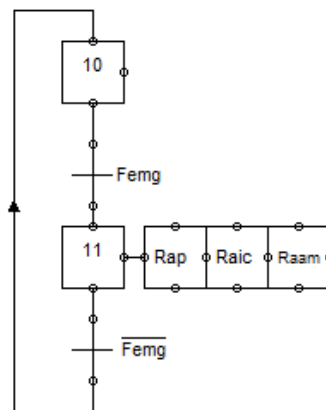


Figura 151. GRAFCET G1-Resistencia a la flexión

RESISTENCIA A LA EXTENSIÓN (G2)

Este GRAFCET se encarga de controlar el movimiento de avance de los motores cuando el usuario desea ejercitar el movimiento de extensión de los dedos (Figura 152).

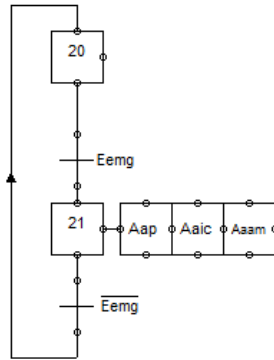


Figura 152. GRAFCET G2-Resistencia a la extensión

RESISTENCIA A AMBOS MOVIMIENTOS (G3)

Tiene la función de controlar el movimiento de avance y retroceso de los motores cuando el usuario desea ejercitar el movimiento de flexión y extensión de los dedos (Figura 153).

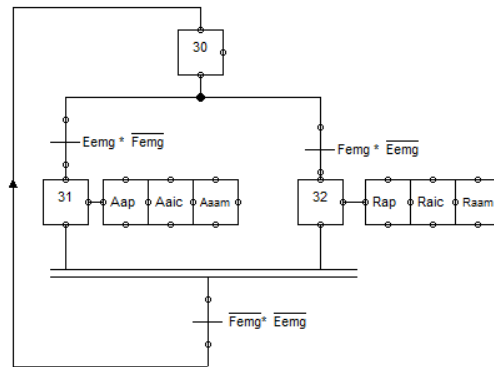


Figura 153. GRAFCET G3-Resistencia a la flexión y extensión

ASISTENCIA A LA FLEXIÓN (G4)

Controla el movimiento de avance de los motores cuando el usuario desea ejercitar el movimiento de flexión (Figura 154).

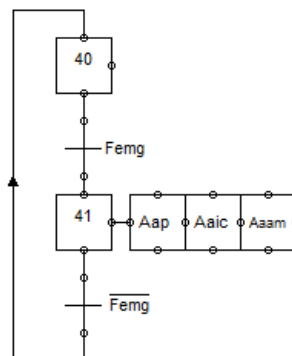


Figura 154. GRAFCET G4-Asistencia a la flexión

ASISTENCIA A LA EXTENSIÓN (G5)

Recoge los movimientos de retroceso de los motores cuando el usuario desea ejercitar el movimiento de extensión (Figura 155).

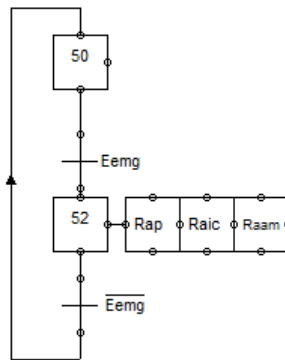


Figura 155. GRAFCET G5-Asistencia a la extensión

ASISTENCIA A AMBOS MOVIMIENTOS (G6)

Es el encargado de controlar el avance y el retroceso cuando el usuario desea realizar los movimientos de flexión y extensión. A diferencia del G3, en este caso, el avance se activa con la flexión (Figura 156).

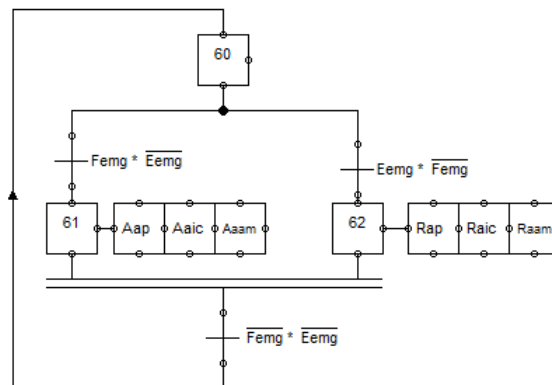


Figura 156. GRAFCET G6-Asistencia a la flexión y la extensión

FUNCIONAMIENTO DE LA ACTIVACIÓN DE LEDS DE LAS BATERÍAS (G7)

En este GRAFCET se muestra el proceso seguido para la activación de los LED verde y rojo que proporcionan información al usuario sobre la necesidad de carga de las baterías (Figura 157).

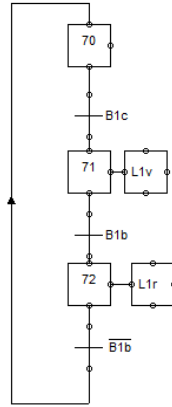


Figura 157. GRAFCET G7. Activación leds de la batería

8. ERGONOMIA

Con el objetivo de realizar un exoesqueleto que sea válido para el mayor número de personas posibles, se ha realizado un primer estudio ergonómico para conocer los factores en los cuales se debe hacer hincapié a la hora de diseñar este exoesqueleto.

El usuario extraerá del embalaje el exoesqueleto y se lo fijará al antebrazo, la mano y los dedos mediante unas tiras de velcro, permitiendo ajustarse independientemente del percentil al que pertenezca dicho usuario. Por lo tanto, se ha considerado de importancia estimar las longitudes mínimas de estas tiras de velcro para el antebrazo (A y A₂), para la mano (M_2) y para los dedos ($D_{1,2,3,4,5}$).

Por otro lado, es importante que el usuario pueda flexionar el codo cuando lleva puesto el exoesqueleto. Así pues, se han estimado las dimensiones máximas de las que se dispondrá para la colocación de la parte estructural del exoesqueleto, ya que deberá ser igual de válida para ambos extremos de la población.

Una vez fijado, el usuario, deberá seleccionar el modo de uso y pulsar el interruptor para encenderlo, por lo tanto, estos botones deben estar a la vista, en una zona de fácil acceso, pero lo más alejado posible del mecanismo, evitando daños al usuario.

En este apartado se muestran los cálculos necesarios para obtener unas dimensiones apropiadas del exoesqueleto. Se han utilizado las tablas relacionadas con las dimensiones de la población de adultos desde los 19 a los 65 años ya que es una enfermedad que, siendo más habitual en edades avanzadas, puede aparecer en cualquier etapa de la vida.

8.1. ANTEBRAZO

Al tratarse de regulación mediante velcro, el tipo de relación corresponde con un ajuste bilateral, es decir, se utilizarán las dimensiones del percentil 95 en hombres y las dimensiones del percentil 5 de mujeres, obteniendo el rango de regulación adecuado para un ajuste correcto. Sin embargo, para las medidas A₁ y A₂, se han utilizado las dimensiones de la Figura 158, ya que no se ha encontrado información en las tablas facilitadas en [30].

Country	Sex	Mean	sd	5th%ile	95th%ile	Source
UK	m	240	23	200	280	Pheasant 1990
	f	225	17	195	255	Pheasant 1990
Japan	m	249	12.1	219	277	Hoshi & Kouchi 1978
	f	218	10.4	187	243	Hoshi et al. 1980
Sri Lanka	m	233	20.62	205	265	Abeysekera & Shahnavaaz 1987
	f	205	15.78	180	235	Abeysekera & Shahnavaaz 1987
Sweden	f	239	1.5			Ingelmark & Lewin 1968




Figura 158. Circunferencia del antebrazo

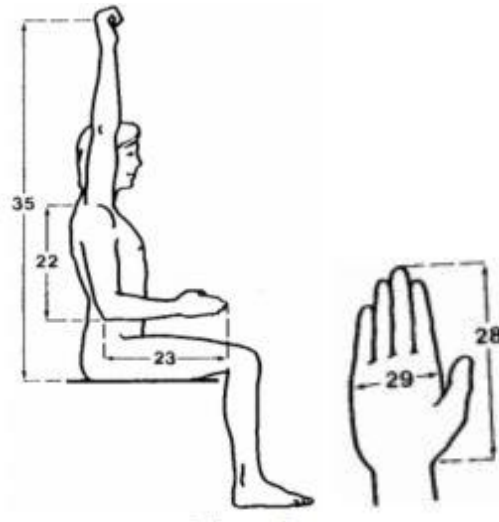
$$A_1 \text{ (circunferencia del antebrazo para el percentil 5 de mujeres)} = 195 \text{ mm}$$

$$A_2 \text{ (circunferencia del antebrazo para el percentil 95 de hombres)} = 280 \text{ mm}$$

Estos resultados muestran la longitud total que debería tener la tira de velcro si ésta rodeara completamente el antebrazo. Como este componente se puede cortar, en

caso de ser necesario, se tendrá en cuenta la dimensión calculada para el percentil 95 de hombres, es decir, de 280 mm.

Además, se ha realizado el cálculo necesario para obtener una dimensión máxima en cuanto a longitud de la zona de fijación al antebrazo (y donde se situarán los componentes eléctricos), de este modo se sabrá si este elemento dispone de las dimensiones adecuadas. Para asegurar que esta parte del exoesqueleto no sobrepasa la longitud del antebrazo se ha decidido utilizar el percentil 5 de mujeres en la dimensión 23 y el percentil 95 para la 28. En la Figura 159 se muestra la tabla de donde se han sacado estas dimensiones.



19-65 años	HOMBRES				MUJERES			
	5%	50%	95%	DT	5%	50%	95%	DT
1. Estatura.	1605	1725	1845	72,9	1490	1599	1708	66,4
2. Altura de los ojos.	1498	1616	1734	71,9	1388	1495	1602	65,3
3. Altura de los hombros.	1300	1413	1525	68,7	1199	1301	1403	62,1
4. Altura de los codos.	992	1081	1169	54,2	917	998	1079	49,3
5. Altura de la cadera.	827	912	997	52,1	729	804	880	46,1
6. Altura de los nudillos.	678	748	819	42,7	652	715	778	38,6
7. Altura de la yema de los dedos.	584	649	714	39,6	554	621	687	40,7
8. Altura desde el asiento.	841	902	964	37,5	783	844	906	37,5
9. Altura ojos-asiento.	723	783	843	36,5	677	735	793	35,3
10. Altura hombros-asiento.	535	590	645	33,3	497	551	606	33,2
11. Altura codos-asiento.	190	243	296	32,3	182	233	284	31,1
12. Espesor del muslo.	133	159	184	15,6	124	154	184	18,2
13. Longitud nalga-rodilla.	537	590	643	32,3	513	566	619	32,1
14. Longitud nalga-poplíteo.	436	491	545	33,3	424	477	529	32,1
15. Altura de la rodilla.	486	540	595	33,3	449	497	544	28,9
16. Altura poplíteo.	387	436	486	30,2	350	397	445	28,9
17. Anchura de hombros.	413	461	509	29,2	350	392	434	25,7
18. Anchura hombros biacrómica.	362	397	431	20,8	321	353	384	19,3
19. Anchura de caderas.	307	357	406	30,2	301	367	434	40,7
20. Espesor del pecho.	210	248	285	22,9	201	248	296	28,9
21. Espesor del abdomen.	213	268	322	33,3	201	253	306	32,1
22. Longitud hombro-codo.	328	362	396	20,8	298	328	358	18,2
23. Longitud codo-yema dedos.	435	471	507	21,9	394	427	460	20,3
24. Longitud hombro-yema dedos.	712	773	835	37,5	644	700	756	34,3
25. Longitud hombro-agarre	605	659	714	33,3	545	596	647	31,1
26. Longitud de la cabeza.	180	193	207	8,3	166	179	191	7,5
27. Anchura de la cabeza.	143	154	164	6,2	133	144	155	6,4
28. Longitud de la mano.	171	188	205	10,4	158	174	190	9,6
29. Anchura de la mano.	76	84	93	5,2	67	74	82	4,3
30. Longitud del pie.	239	263	287	14,6	212	233	254	12,9
31. Anchura del pie.	84	94	104	6,2	79	89	100	6,4
32. Envergadura.	1633	1775	1916	86,4	1469	1594	1719	76,0
33. Envergadura de codos.	857	937	1017	48,9	769	844	920	46,1
34. Alcance de pie hacia arriba.	1906	2042	2179	83,3	1767	1892	2017	76,0
35. Alcance sentado hacia arriba.	1132	1234	1337	62,5	1049	1142	1235	56,8
36. Alcance hacia adelante.	715	773	831	35,4	646	700	755	33,2

Figura 159. Dimensiones antropométricas de la población española de adultos de 19-65 años

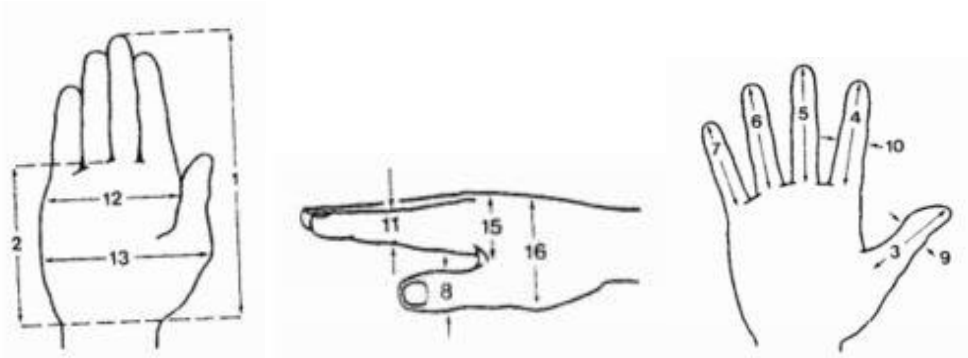
$$A_3 (\text{longitud máxima de la parte fija al antebrazo}) = P_5 (23) - P_{95} (28) = 394 - 190 = 204 \text{ mm}$$

Es decir, la longitud de la zona fijada al antebrazo deberá ser inferior a 204 mm.

8.2. MANO

Para la estructura del exoesqueleto que se situará en la zona de la mano se utilizará el percentil 95 de hombres para la dimensión 12. Esto se debe a que podrá exceder la anchura de la mano, siempre y cuando las articulaciones que unen la Barra 1 con la parte fija a la mano, se sitúen en la posición correcta. Se ha escogido la anchura de la mano (metacarpo) ya que la correa con velcro abrazará esa zona, permitiendo la movilidad del pulgar.

En cuanto a la longitud de éste, no podrá exceder de la medida M_1 . En la Figura 160 se muestra tanto la tabla de donde se han sacado estas dimensiones como un ejemplo gráfico de lo que mide esta dimensión.



	HOMBRES				MUJERES			
	5%	50%	95%	DT	5%	50%	95%	DT
1. Longitud de la mano.	173	189	205	10	159	174	189	9
2. Longitud de la palma.	97	107	117	6	89	97	105	5
3. Longitud del pulgar.	44	51	58	4	40	47	54	4
4. Longitud del índice.	64	72	80	5	60	67	74	4
5. Longitud del corazón.	75	83	91	5	69	77	85	5
6. Longitud del anular.	65	72	79	4	59	66	73	4
7. Longitud del meñique.	48	55	62	4	43	50	57	4
8. Anchura del pulgar.	20	23	26	2	16	19	22	2
9. Grosor del pulgar.	19	22	25	2	15	18	21	2
10. Anchura del dedo índice.	19	21	23	1	16	18	20	1
11. Grosor del dedo índice.	17	19	21	1	14	16	18	1
12. Anchura de la mano (metacarpo).	79	87	95	5	69	76	83	4
13. Anchura de la mano (con pulgar).	97	105	113	5	84	92	100	5
14. Anchura de la mano (mínima).	71	81	91	6	63	71	79	5
15. Grosor de la mano (metacarpo).	28	33	38	3	23	28	33	3
16. Grosor de la mano (pulgar).	44	51	58	4	40	45	50	3
17. Máximo diámetro de agarre.	45	52	59	4	43	48	53	3
18. Máxima extensión.	178	206	234	17	165	190	215	15
19. Máxima extensión funcional.	122	142	162	12	109	127	145	11
20. Mínimo acceso cuadrado.	56	66	76	6	50	58	66	5

Figura 160. Dimensiones antropométricas de la mano en adultos

$$M_1 (\text{Longitud máxima de la parte fija a la mano}) = P5 (2) = 89 \text{ mm}$$

$$M_2 (\text{anchura máxima de la parte fija a la mano}) = P95 (12) = 95 \text{ mm}$$

Por lo tanto, en caso de que alguna parte del exoesqueleto se fijara a la mano, no podrá excederse de 89 mm en longitud y 95 mm en anchura.

Sin embargo, también se debe tener en cuenta el rango de regulación que debe permitir el velcro. Para ello se utilizará el percentil 95 de hombres y el percentil 5 de mujeres de la dimensión 12, asegurando la correcta fijación a todos los usuarios.

$$M_2' (\text{anchura mano percentil 5 de mujeres}) = P5 (12) = 69 \text{ mm}$$

$$M_2'' (\text{anchura mano percentil 95 de hombres}) = P95 (12) = 95 \text{ mm}$$

Además, para la longitud de la correa se debe tener en cuenta el grosor de la mano (dimensión 15). A esta longitud se le debería sumar la diferencia entre la anchura de la carcasa y la anchura de la mano, ya que la carcasa no ocupará toda la anchura de la palma.

$$M_2''' (\text{longitud total de la correa de fijación a la mano}) = M_2'' + P95 (15) \times 2 = 95 + 76 = 171 \text{ mm}$$

Por lo tanto, la longitud de la correa será de aproximadamente 171 mm.

8.3. DEDOS

En el caso del sistema de fijación de los dedos se utilizará el percentil 95 de la población masculina. En este apartado se han calculado las dimensiones de cada uno de los dedos tanto en anchura como en grosor. De este modo los orificios serán lo suficientemente amplios como para permitir la entrada de los dedos. En la Figura 160 se puede observar la tabla de donde se han sacado todas estas dimensiones.

$$D_1 = P95 (8) = 26 \text{ mm}$$

$$D_{1'} = P95 (9) = 25 \text{ mm}$$

$$D_{2,3,4,5} = P95 (10) = 23 \text{ mm}$$

$$D_{2',3',4',5'} = P95 (11) = 21 \text{ mm}$$

Tras estos cálculos se llega a la solución de que, para el exoesqueleto estándar, los orificios para la inserción de los dedos deben tener un diámetro mínimo de 26 mm para el pulgar y 23 mm para los demás dedos. Esta regulación se alcanzará cerrando más o menos las tiras de velcro.

9. SEGURIDAD DEL PRODUCTO

Durante todo el proceso de diseño del exoesqueleto se ha de garantizar un diseño intrínseco, por ello en este apartado del proyecto se identificarán los peligros asociados al exoesqueleto.

Durante el desarrollo del proyecto se va a realizar un análisis de riesgos según la Norma UNE-EN ISO 12100:2012, para ello el primer paso es determinar los límites del exoesqueleto para, posteriormente, identificar los posibles peligros asociados durante todo su ciclo de vida.

9.1. DEFINICION DE LOS LIMITES

9.1.1. LÍMITES DE UTILIZACIÓN

Modo de funcionamiento

Una vez el exoesqueleto está fijado de forma segura al cuerpo y con la mano abierta, el usuario deberá seleccionar el modo de funcionamiento del exoesqueleto y el tipo de asistencia que requiere. Cuando los sensores sEMG capten la señal, los servos comenzarán a actuar de la manera adecuada, permitiendo cerrar o abrir la mano y ofreciendo resistencia o asistencia al movimiento.

Uso previsto

El uso del exoesqueleto dependerá de la gravedad del paciente. De manera general, tendrá un uso de 330 días al año, considerando que, por diversos motivos, como la falta de ganas del usuario o por la desinfección del exoesqueleto estará alrededor de unos 35 días sin utilizarse (repartidos a lo largo del año).

Nº de usuarios previstos

El exoesqueleto está diseñado para ser utilizado por un solo usuario, el cual podrá disponer, si la discapacidad fuera demasiado alta, de la ayuda de una persona externa para fijar y soltar el exoesqueleto.

Nivel esperado de formación para los usuarios de la máquina

Cualquier persona con el miembro superior gravemente afectado es un posible usuario, por lo que pueden estar en cualquier rango de la población en cuanto a formación. Por ello se tendrá en cuenta una formación baja para diseñar un exoesqueleto accesible a una mayor parte.

9.1.2. LÍMITES DE ESPACIO

Exigencia dimensional requerida para el usuario

El panel de control del exoesqueleto o los interruptores, en este caso, para la selección del modo de trabajo han de estar a la distancia adecuada para garantizar el alcance. Además, se deberá tener en cuenta otras dimensiones del exoesqueleto para satisfacer a la mayor cantidad de usuarios.

9.1.3. LÍMITES DE TIEMPO

Vida límite del exoesqueleto

Considerando un buen uso del producto, como mínimo deberá durar alrededor de 4 años, al menos aquellos componentes eléctricos. Como la carcasa se podrá fabricar mediante la tecnología FDM, cualquier rotura se podría solucionar fácilmente en un tiempo inferior a 48 horas.

Frecuencia de revisión recomendada

Se deberá ofrecer una garantía de funcionamiento mínima de 2 años. Aun así, se recomienda asegurar el correcto funcionamiento del mecanismo antes de utilizarlo, así como limpiar el exoesqueleto tras su uso y guardarlo en un lugar seguro.

9.1.4. OTROS LÍMITES

Se tendrán en cuenta aspectos como que el material de fabricación resista el agua o los rayos UV y se ha de garantizar una protección contra agentes químicos de limpieza.

9.2. DEFINICION DE LOS PELIGROS

Una vez determinados los límites de la máquina a diseñar, se identificarán los posibles peligros asociados al exoesqueleto. Algunos de ellos se detallan a continuación:

PELIGROS MECÁNICOS

Pueden producirse por los elementos móviles o rotativos. También por aristas vivas o relieves.

PELIGROS POR NO RESPETAR LOS PRINCIPIOS DE LA ERGONOMÍA

Pueden producirse peligros debidos al mal dimensionamiento del mecanismo de barras o la colocación de los componentes eléctricos. Además, se debe tener en cuenta que es portable, por lo que puede producir peligros físicos durante el transporte.

PELIGROS ASOCIADOS AL MEDIO AMBIENTE EN EL QUE SE UTILIZA EL EXOESQUELETO

El lugar de funcionamiento puede variar dependiendo de dónde resida el usuario. Por ello se considera que el exoesqueleto estará sometido a temperaturas desde -10 °C a 50 °C. Además, deberá soportar ambientes corrosivos, evitando daños por corrosión.

PELIGROS ELÉCTRICOS

Se han de aislar los componentes eléctricos, así como los mecanismos y otros componentes.

Una vez se han identificado los límites de la máquina, se ha realizado una estimación del riesgo según la Norma UNE-EN ISO 12100:2012

El riesgo relativo al peligro considerado es una función de la gravedad del daño y de la probabilidad de que se produzca dicho error. Por consiguiente, en la Tabla 16 se realiza una valoración de cada uno de los peligros

Tabla 16. Estimación del riesgo preliminar

Peligro	Tipo	Fase	Probabilidad	Severidad	Valoración
Atrapamiento de la mano con el mecanismo	Mecánico	Uso	Media	Leve	Baja
Contacto entre el usuario y cualquier componente eléctrico	Eléctrico	Uso	Baja	Leve	Baja
Movimiento no intencionado del sistema	Mecánico	Uso	Baja	Leve	Baja
Mal diseño de los componentes	Ergonómico	Uso	Baja	Grave	Intermedia
Posibles peligros debidos a ambientes en el que funciona el exoesqueleto	Medio ambiente en el que se utiliza	Uso	Baja	Moderada	Baja

Una vez realizada esta evaluación de los riesgos, se sigue el método de los 3 pasos para reducir o eliminar el riesgo de los peligros con mayor valoración. Para ello, se detallan las medidas tomadas para la prevención intrínseca del exoesqueleto, la información residual de los riesgos residuales para su utilización y las advertencias visuales correspondientes en cuanto a la seguridad de este producto.

Atrapamiento de la mano con el mecanismo

Es un riesgo de tipo mecánico que se origina cuando el usuario de manera consciente o inconsciente introduce alguna parte del cuerpo en el rango de movimiento del mecanismo. Esto puede generar una lesión en el usuario, pero debido a que el mecanismo es muy pequeño se considera que la lesión ocasionada será leve. Además, suponiendo que el usuario mantendrá la otra mano alejada del mecanismo, se ha considerado una probabilidad media.

Para asegurar que el usuario no toque el mecanismo de manera no intencionada, todos los botones que debe accionar el usuario se han puesto alejados del mecanismo.

Contacto entre el usuario y cualquier componente eléctrico

Es un peligro de tipo eléctrico que se ocasiona cuando un usuario toca de forma inconsciente algún componente eléctrico. El riesgo ocasionado al usuario será leve ya que, debido a la baja tensión con la que trabaja el exoesqueleto, no afectará al usuario.

Se podrá evitar resguardando los componentes eléctricos en una carcasa. Sin embargo, como ya se ha comentado, al no presentar riesgo para el usuario, esta carcasa servirá para proteger a los componentes eléctricos de otros agentes externos (agua, polvo, etc.). De esta forma, la probabilidad de que ocurra este riesgo será baja.

Movimiento no intencionado del sistema

Es un riesgo de tipo mecánico, se da cuando la máquina funciona de forma incorrecta por un mal uso del usuario o porque funciona de manera distinta a la deseada por el usuario. Considerando que el exoesqueleto realice el movimiento de extensión cuando el usuario quiere realizar la flexión, el riesgo ocasionado al usuario será leve.

Este tipo de peligro se puede evitar añadiendo un selector que permita al usuario si desea realizar los movimientos de flexión o extensión. Sin embargo, los actuadores estarán colocados de manera que, en el recorrido mínimo, los dedos estén completamente extendidos y que, cuando la carrea del actuador se sitúe lo más avanzada posible, la flexión de los dedos se encontrará dentro del rango natural de movimiento. Aun así, se deberá realizar un trabajo de programación minucioso de manera que se evite este problema.

Mal diseño o ubicación de los componentes

Este peligro, ocasionado por no respetar los principios de ergonomía, se produce debido a la inadecuada posición o distribución de los componentes, ocasionado por una mala ubicación de los actuadores, un mal diseño del mecanismo de barras, etc. Si no se tiene en cuenta, el exoesqueleto diseñado se convertirá en no funcional. De este modo, a pesar de que al usuario no le ocasionará una lesión, tampoco le ayudará a la rehabilitación, considerándose un riesgo grave.

Para evitar este riesgo, aquellas dimensiones de carácter relevante para la utilización de la máquina han sido estudiadas, estableciendo las medidas adecuadas y evitando una ubicación incorrecta de los componentes. De esta manera, a pesar de que la severidad sería grave, la probabilidad de que ocurra es baja.

Posibles peligros debidos a ambientes en el que funciona el exoesqueleto

Es un peligro debido al medio ambiente en el que se desarrolla el funcionamiento del exoesqueleto. Se produce cuando alguno de los componentes sufre un desgaste debido a la humedad del entorno (u otros agentes externos) y produce un daño irreparable de este. Se considera riesgo moderado, ya que sería posible el recambio individual del componente. Por ello, para aumentar la durabilidad del producto, todos los componentes deben soportar unas mínimas condiciones de uso.

Para que la probabilidad sea baja, se puede evitar utilizando materiales con las propiedades adecuadas, añadiendo carcasas de protección para aquellos componentes menos resistentes y/o utilizando componentes de calidad.

9.3. EVALUACION DE LOS RIESGOS RESIDUALES

Para un buen análisis del exoesqueleto es importante volver a realizar una evaluación de los riesgos residuales, analizando los diferentes peligros potenciales durante las fases de funcionamiento (transporte, montaje, arranque, uso normal, mantenimiento y desmantelamiento), valorando la gravedad del posible daño y la probabilidad de ocurrencia.

En la Tabla 17 y Tabla 18, se muestra toda la información sobre esta evaluación.

Tabla 17. Evaluación de riesgos residuales

			Severidad de las consecuencias			
			Leve	Moderada	Grave	Muy grave
			2	5	8	10
Probabilidad	Baja	2	4	10	16	20
	Media	5	10	25	40	50
	Alta	8	16	40	64	80
	Muy alta	10	20	50	80	100

Tabla 18. Estimación del riesgo final

Nº	Posible evento que genera el riesgo	Tipo de peligro	Fase del ciclo de vida de la máquina	Probabilidad	Severidad	Riesgo para cada peligro	Valoración del riesgo
1	Compresión del antebrazo, mano o dedos del usuario por apretar demasiado fuerte la correa	Peligro mecánico	Montaje	Baja	Leve	4	Baja
2	Choque del mecanismo con alguna parte del cuerpo del usuario	Peligro mecánico	Uso normal	Baja	Moderada	10	Baja
3	Aplastamiento de un dedo durante el movimiento del mecanismo	Peligro mecánico	Uso normal	Baja	Leve	4	Baja
4	El usuario frena el mecanismo con la mano	Peligro mecánico	Uso normal	Baja	Leve	4	Baja

En la Tabla 18 refleja el nivel de riesgo y por lo tanto se actuará de la siguiente manera

- Si el nivel de riesgo es >70, corresponderá con una valoración inasumible y requerirá una actuación inmediata.

- Si el nivel de riesgo es entre 35 y 70, corresponderá con un nivel de valoración alto y requerirá de actuación mediante medidas de protección como mínimo.
- Si el nivel de riesgo está entre 10 y 35, se corresponderá con un nivel intermedio y se deberán estudiar las alternativas para reducir el riesgo, se deberán usar EPIs y se incluirán estos riesgos en el manual de instrucciones.
- Si el nivel de riesgo es inferior o igual a 10, corresponderá con una valoración baja y se deberá, como mínimo, informar del riesgo en el manual de instrucciones.

10. COSTE, VIABILIDAD Y RENTABILIDAD

Para obtener una estimación acerca del coste total del producto y poder tomar una decisión sobre si es conveniente realizar la inversión o no, se han realizado una serie de cálculos aproximados que se detallan a continuación.

10.1. COSTES DEL EXOESQUELETO

En primer lugar, como se muestra en la Tabla 19, se han estimado los costes directos relacionados con la mano de obra, los componentes comerciales y aquellas piezas que se fabricarán.

Tabla 19. Costes Directos

COSTES DIRECTOS	
TIPO	COSTE
COMPONENTES A FABRICAR	4,66 €
COMPONENTES ADQUIRIDOS	420,63 €
MANO DE OBRA	38,40 €
TOTAL	463,69 €

En segundo lugar, se han calculado los costes indirectos que, como se carece de toda la información necesaria, se ha supuesto que equivalen a un 10% de los costes directos (ver Tabla 20).

Tabla 20. Costes Indirectos

COSTES INDIRECTOS	
TIPO	COSTE
COSTES DIRECTOS	463,69 €
SUPLEMENTO	10,00%
TOTAL	46,37 €

Obteniendo un coste total del producto de 510,06 € (ver Tabla 21).

Tabla 21. Coste total

COSTE TOTAL	
TIPO	COSTE
COSTES DIRECTOS	463,69 €
COSTES INDIRECTOS	46,37 €
TOTAL	510,06 €

A esto, se le han sumado los beneficios fijados (20% del coste total) y el IVA (21%), obteniendo el Precio de Venta al Público (PVP). En la tabla x se muestra un pequeño desglose de este PVP, precio con el que saldría al mercado.

Tabla 22. Precio de Venta al Público

PVP	
TIPO	COSTE
COSTE TOTAL	510,06 €
BENEFICIOS	20,00%
IVA	21,00%
TOTAL	740,60 €

10.2. VIABILIDAD ECONOMICA DEL EXOESQUELETO

En este apartado se comprobará la rentabilidad del producto.

En primer lugar, se va a considerar que la inversión inicial de la empresa es de 3000 €, que es el coste de comprar una máquina de FFF de bajo coste, filamento y un equipo con el que poder realizar los modelos 3D del exoesqueleto.

Dado que este producto no es de uso cotidiano o habitual, se considerará que el primer año se producirán 1000 unidades, de esta manera se dará a conocer y se podrán realizar las primeras mejoras. Una vez penetrado en el mercado, se prevé una visión de ventas de 1500 unidades por año, durante los cuatro años posteriores.

Tabla 23. Tabla resumen de Gastos e Ingresos

	0	1	2	3	4	5
INVERSIONES	3.000 €	0	0	0	0	0
UDS VENDIDAS	0	1000	1500	1500	1500	1500
GASTOS	0	510.056 €	765.084 €	765.084 €	765.084 €	765.084 €
INGRESOS	0	740.601 €	1.110.901 €	1.110.901 €	1.110.901 €	1.110.901 €
BENEFICIOS	0	230.545 €	345.818 €	345.818 €	345.818 €	345.818 €
FLUJO CAJA	- 3.000 €	230.545 €	345.818 €	345.818 €	345.818 €	345.818 €

En la Tabla 23 se muestra un resumen de los beneficios que se prevén en función de las unidades vendidas.

Una vez obtenidos estos datos, se ha calcular el Valor Actual Neto (VAN), utilizando la fórmula (X):

$$VAN = Inversión\ inicial + \frac{Flujo\ caja}{(1+i)^{n1}} + \frac{Flujo\ caja}{(1+i)^{n2}} + \frac{Flujo\ caja}{(1+i)^{n3}} + \frac{Flujo\ caja}{(1+i)^{n4}} + \frac{Flujo\ caja}{(1+i)^{n5}} \quad (X)$$

Para este cálculo, se ha tenido en cuenta una inflación del 3% del precio del dinero por año.

$$VAN = -3000 + \frac{230545}{(1+0.03)^1} = 220830 \text{ €}$$

$$VAN = -3000 + \frac{230545}{(1+0.03)^1} + \frac{345818}{(1+0.03)^2} = 546796 \text{ €}$$

$$VAN = -3000 + \frac{230545}{(1+0.03)^1} + \frac{345818}{(1+0.03)^2} + \frac{345818}{(1+0.03)^3} = 863268 \text{ €}$$

$$VAN = -3000 + \frac{230545}{(1+0.03)^1} + \frac{345818}{(1+0.03)^2} + \frac{345818}{(1+0.03)^3} + \frac{345818}{(1+0.03)^4} = 1170523 \text{ €}$$

$$VAN = -3000 + \frac{230545}{(1+0.03)^1} + \frac{345818}{(1+0.03)^2} + \frac{345818}{(1+0.03)^3} + \frac{345818}{(1+0.03)^4} + \frac{345818}{(1+0.03)^5} = 1468828 \text{ €}$$

Tal y como se muestra en el cálculo anterior, se puede estimar que este exoesqueleto empezaría a ser rentable desde el primer año.

10.2.1. CONCLUSIONES DE VIABILIDAD

Se puede observar que el precio del exoesqueleto a desarrollar es de unos 740 €, teniendo en cuenta todos los costes y el margen de beneficio deseado. Además, podrá disminuir considerablemente si se pide el material al por mayor.

Teniendo en cuenta el coste aproximado del exoesqueleto, se cree que tendrá éxito en el mercado, ya que está al alcance de cualquier persona con una economía promedia, con un sueldo mensual de 1108.3 € (salario mínimo en España), suponiendo que no se pudiera adquirir por la Seguridad Social (SS). En caso de poderse adquirir mediante la SS, se abarataría el precio de venta al público y resultaría todavía más asequible.

Además, el resto de guantes disponibles en el mercado por este rango de precio no ofrece las características del exoesqueleto de este proyecto. Por ejemplo, el guante SAEBO únicamente asiste a la extensión de los dedos. Es decir, no hay competidores con las mismas características.

10.3. RENTABILIDAD DEL EXOESQUELETO

Una vez estimados los costes totales del producto y fijado el PVP, queda fijar un objetivo de ventas en base a la tipología del producto.

En este caso, se ha previsto una visión de ventas de 7000 unidades repartidas en 5 años. El primer año, 1000 unidades, por el hecho de ser novedoso, y los cuatro posteriores, 1500 unidades.

Como se puede comprobar en el apartado 10.2, el exoesqueleto comenzaría a ser rentable el primer año, en concreto, a partir de las 14 primeras unidades vendidas.

11. CONCLUSIONES

Con ayuda de todo el proceso de investigación previo, se ha conseguido una lista de especificaciones necesarias para obtener un diseño acorde con las expectativas de los usuarios.

Después, se han utilizado diferentes métodos que nos han ayudado a analizar y seleccionar el concepto que mejor se adapta a las necesidades del cliente. La propuesta seleccionada se ha mejorado en la fase de desarrollo, evitando posibles inconvenientes formales.

La elección tanto del material como del proceso de fabricación ha permitido el cumplimiento de los objetivos buscados. En primer lugar, con la elección de la FA se ha conseguido una reducción en el tiempo de fabricación, así como una mayor capacidad de personalización. En segundo lugar, el material utilizado en la técnica de FFF es muy económico con lo que repercutirá en la reducción del precio del producto desde la primera venta.

Por último, el exoesqueleto ofrece más funcionalidades y a un precio menor que la competencia, por lo que se puede decir que en el desarrollo del proyecto se han logrado los objetivos buscados y que el diseño resultante se considera apropiado para su comercialización siendo viable económicamente con los requisitos especificados en cuanto a unidades de fabricación.

Cabe destacar que, debido a la falta de medios, no se ha podido comprobar su funcionamiento y que, por lo tanto, todo el estudio económico y de viabilidad se ha estimado en base a una idoneidad del producto (sin necesidad de más cambios).

12. ANEXOS

12.1. ANALISIS DEL PRODUCTO

Como se ha comentado anteriormente, la rehabilitación juega un papel muy importante para ayudar a la recuperación del miembro afectado. Para presentar un análisis del producto, los dispositivos existentes se han categorizado en:

Sistemas de efecto final para rehabilitación de ictus: Se trata de elementos fijos, situados normalmente en centros especializados, que permiten la posibilidad de trabajar la zona afectada de manera muy personalizada y ofreciendo un “*feedback*” al fisioterapeuta sobre el comportamiento del miembro afectado, acortando el proceso de rehabilitación. Este tipo de productos tecnológicos suelen ir acompañados de la realidad virtual (RV) como herramienta para disminuir la fatiga causada por la larga duración proceso de rehabilitación.

Exoesqueletos de mano: Son elementos portátiles que se acoplan a la mano, que sirven como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano con la desventaja de que aportan un peso adicional al paciente (ver apartado 2.2. Pueden ser elementos pasivos o activos, es decir, que contengan o no actuadores y por lo tanto necesiten o no un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores. Existen exoesqueletos comerciales, que se pueden comprar actualmente, y basados en la investigación que se encuentran en la fase de prototipo o ensayo clínico.

12.1.1. SISTEMAS DE EFECTO FINAL PARA REHABILITACION DE ICTUS

En este apartado solo se mostrará un breve resumen de lo que existe actualmente ya que se aleja de lo que se pretende diseñar.

Son dispositivos que interactúan con el paciente a través de un único punto (una zona específica), que se adhiere a la mano del paciente (o se agarra con la mano). Esta interacción permite al paciente realizar sus ejercicios dentro de un espacio virtual representado gráficamente en un monitor, mostrando sus progresos de manera realista.

Estos sistemas proporcionan asistencia durante toda la rutina, adaptándose a las limitaciones de cada paciente de manera individualizada y ofreciendo la fuerza/resistencia aproximada que ofrecería un objeto. Sin embargo, no pueden proporcionar la textura o la interfaz táctil de un objeto real.

Se pueden encontrar algunos sistemas robóticos para rehabilitación de las extremidades superiores donde se utiliza la realidad virtual para hacer este proceso más ameno. Además, gracias a la RV permite al usuario una experiencia más cercana a la realidad, ya que puede realizar acciones como pintar, coger objetos, mover objetos, etc. pero adecuándose a sus limitaciones tal como muestra la Figura 161.



Figura 161. Robot Diego

También se hallan productos que posibilitan el entreno de la movilidad de la muñeca, así como de la fuerza de algunos agarres de la mano. En el caso del Robot Pablo (Figura 162), se cuenta con unos sensores que recogen la movilidad de las articulaciones y que permiten al fisioterapeuta observar el avance de la rehabilitación.



Figura 162. Robot Pablo

Existen multitud de productos tecnológicos que ayudan a la movilidad de los dedos de forma individualizada y aislada donde el producto permite la movilización controlada de cada uno de ellos o de todos a la vez, como es el caso del Robot Amadeo (Figura 163).

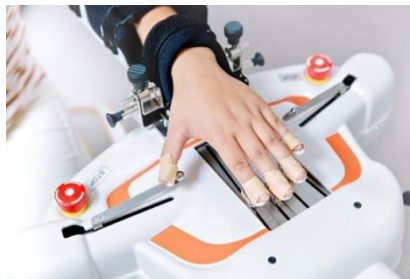


Figura 163. Robot Amadeo

12.1.2. EXOESQUELETOS DE MANO

Los sistemas de exoesqueleto se están desarrollando actualmente mucho más que los sistemas de efecto final ya que contrarrestan algunos de los defectos encontrados en los sistemas de efecto final (tamaño extremadamente voluminoso, diseños complejos, etc.) Sin embargo, existen exoesqueletos que a pesar de proporcionar una retroalimentación mediante RV siguen siendo demasiado voluminosos y no muy robustos.

COMERCIALES

Existen muchos exoesqueletos comerciales, éstos tienen un amplio rango de precios y complejidad. A continuación, se detallan algunos exoesqueletos encontrados en la web, comentando las características más importantes, así como su modo de funcionamiento.

RAPHAEL SMART GLOVE (NEOFECT)

Este exoesqueleto se fija al cuerpo en tres partes: dedos, zona perteneciente al metacarpo y en el antebrazo (ver Figura 164).

Este exoesqueleto va acompañado de videojuegos diseñados para inducir movimientos selectivos de la muñeca y los dedos, que incluyen supinación/pronación del antebrazo,



Figura 164. Raphael Smart Glove

flexión/extensión de la muñeca y los dedos y desviación radial/cubital de la muñeca. Los niveles de adaptación al usuario se dan gracias a la necesidad de realizar movimientos más complejos para realizar la acción requerida (y así pasar de nivel). Sin embargo, a pesar de la necesidad de alimentación externa, se puede hablar de un exoesqueleto pasivo, ya que esta alimentación es sólo para el registro del movimiento y no para alimentar elementos de actuación sobre las articulaciones. Permite registrar el movimiento de la

muñeca mediante sensor inercial, y la flexión de los dedos mediante galgas. Sin embargo, solamente puede ser utilizado a través de la aplicación, es decir, no permite un uso funcional para realizar tareas cotidianas tales como comer, ducharse, etc.

Es un producto compacto y aparentemente ligero (ya que no se ha encontrado información acerca de su peso). Además, está formado por una carcasa lisa, lo que supondrá facilitar la limpieza del guante y por elementos de conexión transpirables que, junto a la neutralidad del color blanco, proporcionarán una estética adecuada durante mucho tiempo (aunque también se ensuciará más fácilmente).

SAEBO (SAEBO)

Igual que en el caso anterior se sujeta al cuerpo en tres partes: dedos, zona perteneciente al metacarpo y en el antebrazo, pero en este caso con un sistema de sujeción algo más complejo, a través de una cinta regulable.

Este exoesqueleto es pasivo ya que tampoco ofrece energía que ayude al usuario sino que permite el avance de la rehabilitación mediante unos sensores que otorgarán la resistencia deseada (ver Figura 165). Sin embargo, no dispone de unos sensores que permitan al fisioterapeuta visualizar con datos el avance de la rehabilitación



Figura 165. Saebo

Posibilita al paciente comenzar a **mover** su mano durante las terapias y en su casa, favoreciendo la adquisición de capacidades para el desempeño de las actividades de la vida diaria. Además permite la mejora del control motor, fuerza y amplitud articular del usuario. Dispone de un sistema de sensores que permiten independizar el dedo pulgar de los demás. Además, es posible variar la fuerza ejercida por los sensores gracias a una regulación integrada en el mismo guante.

En cuanto a sus componentes, está fabricado mayormente en lycra transpirable y elástica que permite la adaptación perfecta a la mano de cada paciente pero que dificulta el proceso de limpieza del guante, en su interior incorpora revestimiento de silicona que minimiza la migración de la mano dentro del guante, manteniendo una alineación adecuada a cambio de aumentar la sudoración de la misma durante su uso.

Este guante se puede comprar actualmente en www.vitalasur.com y el peso varía dependiendo de la talla que se escoja (a mayor tamaño, mayor peso). Sin especificar un peso concreto, la empresa asegura que es un guante ligero.

DEXMO (DEXTA ROBOTICS)

No es en realidad un exoesqueleto pensado para rehabilitación, sino un guante háptico (Figura 166) que permite mejorar la experiencia de la RV. Está compuesto por una carcasa donde se organizan los componentes eléctricos y la cual se sujeta a la zona del metacarpo mediante una correa con velcro, seguidamente se encuentran los elementos que sujetan las yemas de los dedos, unidos a la carcasa mediante un mecanismo que permite el movimiento natural de la mano.

Permite tocar, asir y sentir los objetos virtuales como si estuvieran manipulando en el mundo real. Está equipado con sensores que captan el movimiento de flexión y abducción de todos los dedos, incorporando un sensor de rotación adicional para el pulgar. Además, cuenta con 19 grados de libertad de movimiento que proporciona retroalimentación de fuerza variable para cada dedo. El resultado es tan realista que incluso impide que el usuario penetre con los dedos los objetos virtuales. Por lo tanto, se puede hablar de un exoesqueleto háptico activo.

Según sus creadores, el guante es ligero y cómodo, por lo que se podrá usar por largos periodos de tiempo, además es inalámbrico y su batería proporciona una autonomía cercana a las 6 horas.



Figura 166. Exoesqueleto Dexmo

No se han encontrado datos sobre el precio del producto, pero debido a sus características se supone que el precio será mucho mayor que los vistos anteriormente.

PROTOTIPOS

HARVEX

Es un exoesqueleto háptico para RV, fabricado en su mayoría mediante la tecnología FFF (Fabricación mediante Filamento Fundido) que está especialmente dedicado a la rehabilitación interactiva de pacientes con alguna discapacidad motora en sus manos, permitiendo a los pacientes sentir los objetos visualizados en el monitor. Se sujeta a la mano en dos partes: la primera, en la zona del carpo mediante unas tiras de velcro, y la segunda, a través de unos anillos que se ajustan a los dedos también mediante velcro (Figura 167).

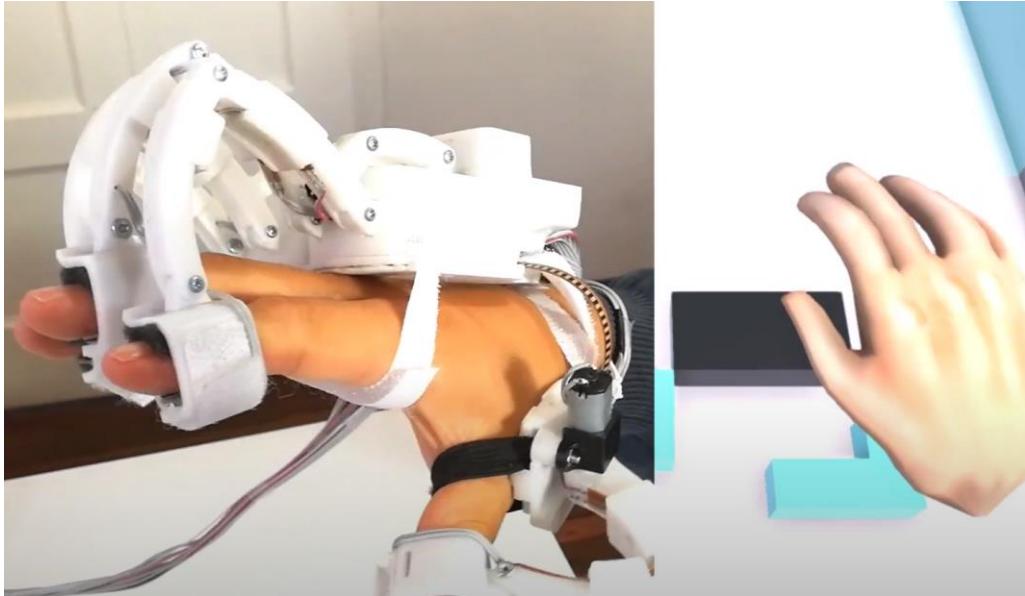


Figura 167. Harvex

Ya que necesita de alimentación externa para su funcionamiento se puede hablar de un exoesqueleto activo. Dispone de cinco sensores de fuerza y galgas extensiométricas que permiten determinar la fuerza generada y el grado de flexión de cada dedo. Estos sensores ofrecen la información necesaria para controlar cinco motores que se oponen al movimiento de los dedos, generando la sensación de la presencia de un objeto

Posee un diseño compacto y modular que permite utilizarlo en cualquiera de las dos manos. Además, los fabricantes aseguran que se tratará de un exoesqueleto económico. El mayor inconveniente es que la fuente de alimentación de este exoesqueleto se sitúa externamente, lo que complicará la flexibilidad de uso en distintos lugares.

EXOHAND (FESTO)

Este exoesqueleto está fabricado en su mayoría en poliamida con un proceso de sinterizado selectivo por láser (SLS). Se fija al cuerpo insertando los dedos en el interior del guante y sujetándolo en el antebrazo mediante una correa con velcro. Tiene como finalidad servir de apoyo externo para la mano, bien para rehabilitación o para operarios que realizan trabajos manuales, mejorando su fuerza y resistencia. Además, permite controlar robots que manejan materiales peligrosos a distancia, dándole la información táctil al usuario de lo que toca el robot, a través de sensores de fuerza incorporados en el robot y conectados a los actuadores del exoesqueleto.

Para moverse utiliza 8 actuadores neumáticos que accionan un mecanismo articulado tal y como se muestra en la Figura 168 que permite todos los grados de libertad. La fuerza, la posición se registran mediante unos sensores de los cuales no se ha encontrado información por parte de la empresa. Por lo tanto, necesitará de una alimentación externa que suministre la energía necesaria para el funcionamiento de todos sus componentes.

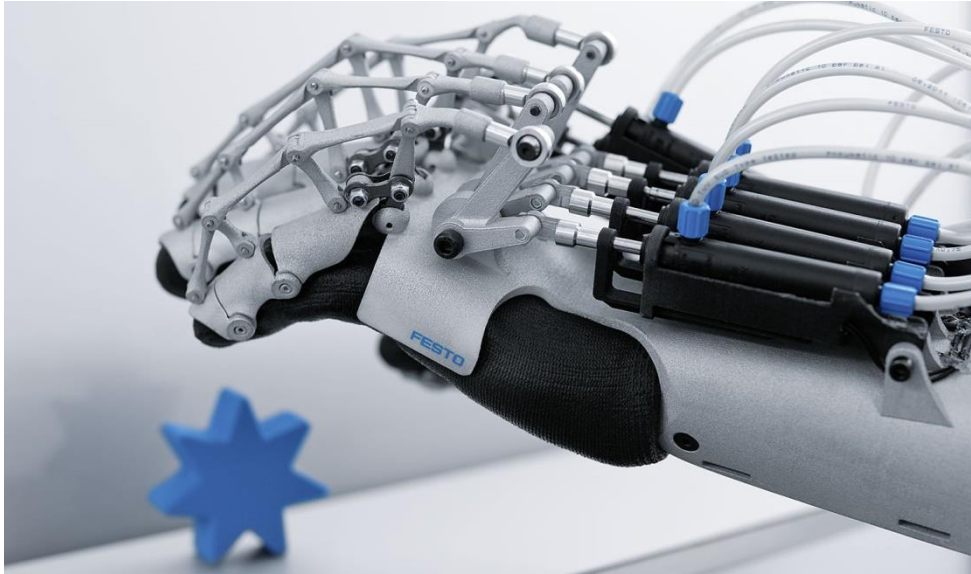


Figura 168. Exohand

Tiene una estética futurista, con formas orgánicas y un color neutro que aporta seguridad y confianza en el producto. Su construcción, a pesar de tener un diseño muy cuidado, en su conjunto resulta demasiado aparatoso y pesado para utilizar en el día a día. Además, la técnica utilizada para su fabricación le otorga una superficie rugosa que dificultará el proceso de limpieza.

FLEXO GLOVE (MOHAMMADI 2018)

Este guante fabricado mediante la tecnología FFF se fija en la muñeca a través de una goma flexible y en cada uno de los dedos gracias a los espacios destinados para ello (Figura 169). Además, estos espacios disponen de unas aletas de seguridad que evitarán el contacto directo de los cables con los dedos.

Es un exoesqueleto activo ya que para asistir al usuario se necesita suministrar energía externa que alimente toda la electrónica y así permitir a los actuadores realizar su función. Estos componentes se insertan dentro de una caja fabricada en FFF pero con un material más rígido y que se apoya en la parte posterior del antebrazo.

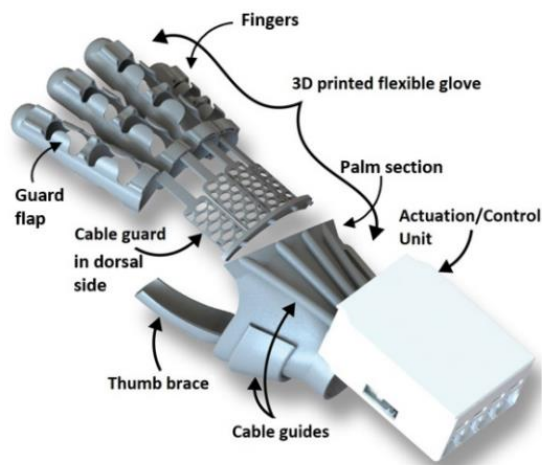


Figura 169. Mohammadi 2018

Permite cuatro grados de libertad, uno para cada dedo, mientras que el pulgar se mantiene fijo sobre un soporte semirrígido, es decir, solamente permite la rehabilitación de las falanges II, III, IV y V. Además, incorpora un sensor sEMG (Electromiografía de superficie) colocado en el antebrazo que permitirán detectar las señales mioeléctricas que proporcionará a los preactuadores la información necesaria para activar los motores.

Este exoesqueleto de 330 g de peso posibilita el almacenamiento de datos como fuerza y la posición de los dedos a través de una aplicación descargada en un Smartphone, el cual se conectará al guante mediante Bluetooth.

En cuanto a la estética del producto se han utilizado colores neutros tales como el gris y el blanco que a pesar de no ser colores muy limpios, destacan por su versatilidad en cuanto a la adaptación con diferentes estilos. Junto con esto y el uso de materiales termoplásticos que permiten ser extruidos por una máquina de fabricación aditiva (FA) y que debido a esta técnica, el proceso de limpieza de este exoesqueleto no será realmente bueno (ya que la superficie no es completamente lisa). Sin embargo, el hecho de utilizar esta técnica permite la personalización rápida y económica del exoesqueleto ajustada a cada usuario.

HEXOES (BURNS 2017)

Se acopla a la mano a modo de guante, ajustándose a la muñeca con un sistema de regulación y al antebrazo a través de unas tiras de velcro. Los elementos diferenciados con color blanco (Figura 170) están impresos mediante la tecnología FFF.

Este exoesqueleto necesita de una fuente de alimentación externa que suministre la electricidad necesaria para el funcionamiento de los componentes eléctricos, es decir, es un exoesqueleto activo.

Utiliza cinco motores para extender los dedos y otros cinco para realizar el movimiento de flexión de los dedos, todo esto gracias a unos cables. Además, incorpora sensores de flexión cosidos al guante y que registran los ángulos de las diferentes articulaciones de los dedos, monitorizando sus datos y ayudando a registrar el movimiento de estos.

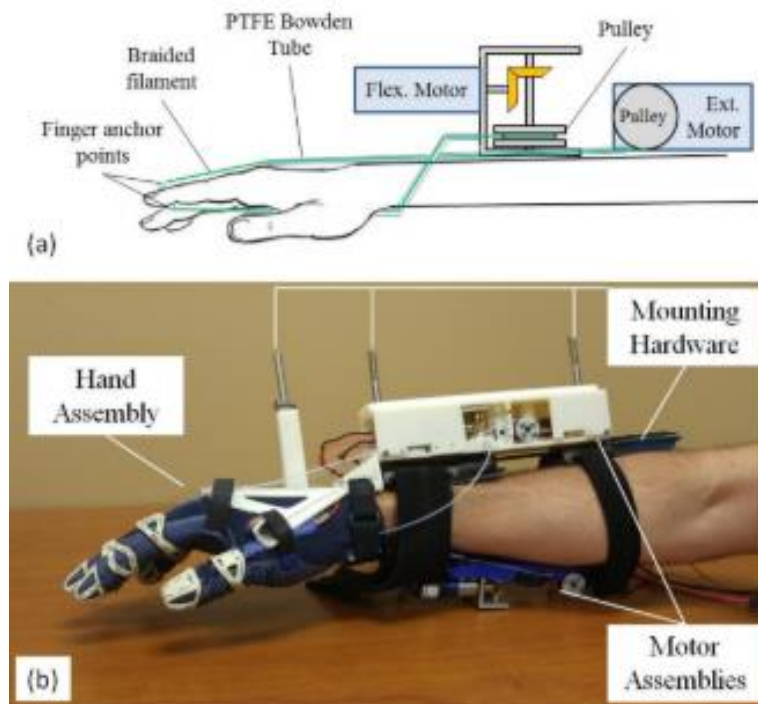


Figura 170. Burns 2017

Está destinado a la investigación, por ello para su funcionamiento se pueden utilizar sensores EMG o enviar las señales mediante un programa informático.

Su peso es de 1134 g, demasiado pesado en comparación con otros exoesqueletos estudiados. Además, a pesar de tener la ventaja de poder adaptarse a cualquier tamaño (debido al uso de la impresión 3D al sistema de fijación escogido), es demasiado voluminoso.

Su estética está poco cuidada, con muchos elementos a la vista. Esto puede deberse a que está en fase de experimentación, lejos del producto final.

TRIOLO 2018

En este caso también se ha utilizado la técnica FFF para la estructura del exoesqueleto (Figura 171), fabricada con ABS. Como en el caso anterior se fija a la muñeca con velcro y la zona de agarre de los dedos se compone de tres piezas: anillo proximal, medio y distal, cada uno conectado por articulaciones flexibles, también fabricados en ABS.

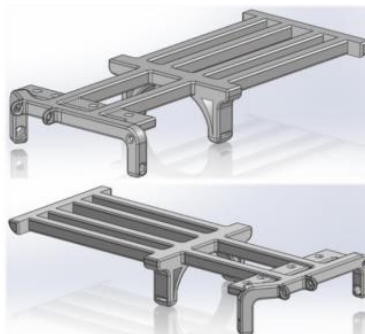


Figura 171. Estructura exoesqueleto

Es un exoesqueleto activo ya que necesita de una alimentación de entrada para su utilidad. El movimiento se da gracias a unos actuadores lineales (Figura 172)

controlados por un Arduino micro, alimentado por una batería de 6V. Estos componentes eléctricos se alojan en una caja, apoyada en la parte superior de la estructura. Este exoesqueleto permite asistir al usuario, aumentando los esfuerzos de pellizcar y agarrar.

Incorpora un sensor tipo SFR (Sensor de Fuerza Resistivo) para controlar la fuerza de agarre. Sin embargo, mediante tres electrodos sEMG se detectan las señales mioeléctricas de los músculos.

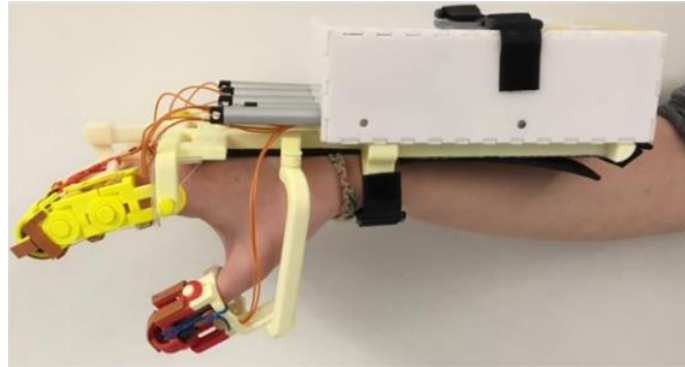


Figura 172. Exoesqueleto Triolo 2018

Tal y como se muestra en la Figura 172, se observa que es muy voluminoso, llamando demasiado la atención y limitando su uso únicamente en la casa del paciente. Además la fijación a los dedos podría ser compleja debido a que se necesitaría introducir cada dedo por separado y cabe la posibilidad de que el paciente necesite ayuda para fijar y extraer el exoesqueleto.

CAPELLO 2018

Este exoesqueleto para rehabilitación se fija a la mano de manera similar a un guante, fijándose a la muñeca y al antebrazo mediante un sistema de cierre con velcro. Permitiendo asegurar cada uno de los dedos de manera muy sencilla tal y como se muestra en la Figura 173.



Figura 173. Capello 2018

La flexión y la extensión de los dedos se consiguen mediante la presurización con una bomba de aire de unos conductos fijados en el guante. De este modo, tal y como se muestra en la Figura 174, cuando se deja pasar el aire por el conducto de color amarillo, éste se infla, estirándose y permitiendo la extensión de los dedos. Sin embargo, si se

deja pasar el aire por el conducto de color verde, se infla, contrayéndose y asistiendo al movimiento de flexión de los dedos. Esto se debe gracias al diseño de cada uno de los conductos, incorporando, el de color verde, unas muescas que permiten la flexión del mismo. Además, los actuadores se pueden controlar de manera individualizada, permitiendo así distintos agarres en función de la necesidad del usuario. La activación de la bomba de aire se realiza a través de unos interruptores que permiten el paso del aire por el conducto seleccionado.

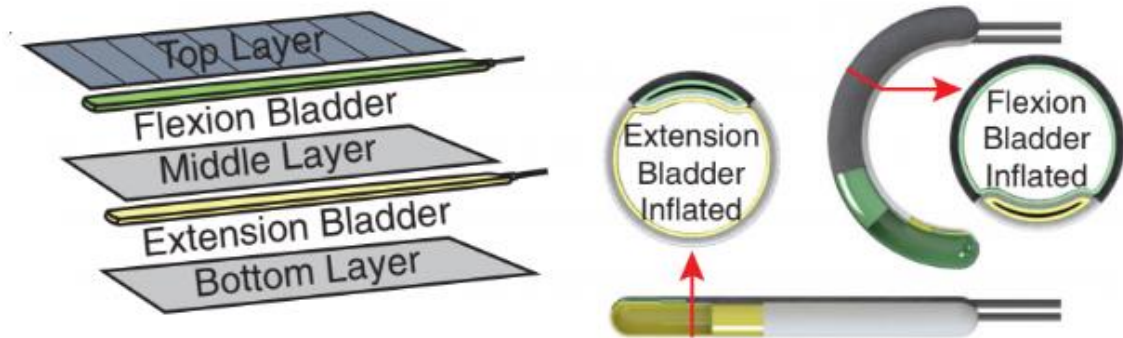


Figura 174. Flexión/extensión de los dedos

El diseñador ha ubicado toda la electrónica en una única caja externa, reduciendo su peso a 77 g, aspecto importante ya que su ligereza permitirá al usuario utilizarlo sin problema. Sin embargo, si se tiene en cuenta el exoesqueleto en su conjunto, resulta demasiado aparatoso por el hecho de tener que cargar con la caja a todos lados. Esto dificultaría el poder utilizarlo en tareas del día a día.

Su estética se asemeja a la de un guante especial para manejar las sillas de ruedas, por lo tanto, sin contar con la caja de la electrónica, pasará desapercibido. Además, desconectando los conductos de la bomba de aire, se podrá almacenar en un espacio muy reducido ya que es, en su mayoría, de un material textil.

WANG 2018

Este diseño proporciona un sistema de fijación que permite la adaptación a diversos tamaños de mano, ya que se adapta al antebrazo mediante unas tiras de velcro, a la palma con una correa ajustable y a los cinco dedos a través de unas gomas elásticas.

El mecanismo articulado es accionado por dos motores de corriente continua (uno para los cuatro dedos y otro para el pulgar), permitiendo la flexión o extensión de los dedos. Están colocados en una superficie de apoyo situada en la zona posterior de la mano. La información que le llega al microcontrolador puede venir de dos fuentes distintas: a través de una señal de voz o mediante la detección por los sensores EMG de las señales mioeléctricas de los músculos del paciente.

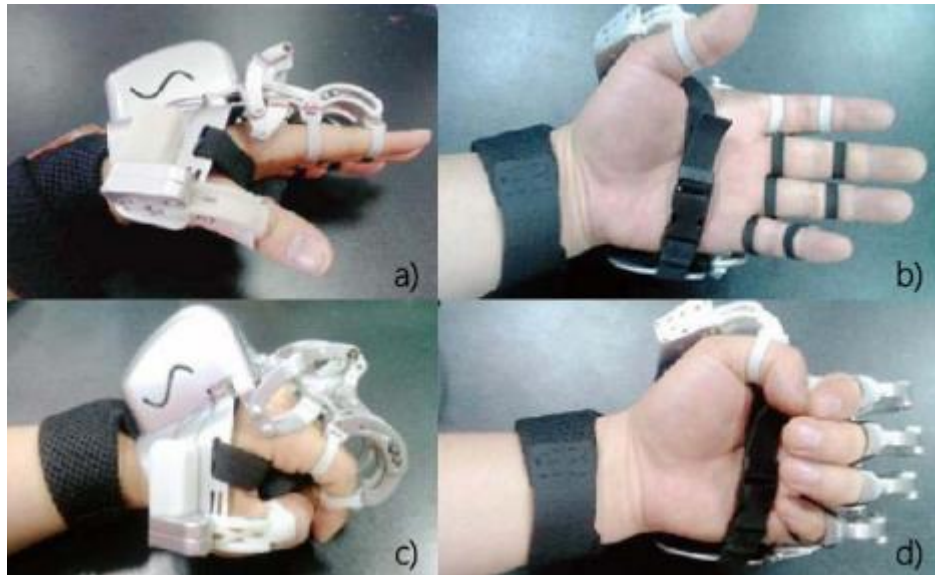


Figura 175. Rehand

En la Figura 175 se muestra el exoesqueleto acoplado a la mano. Su peso es de aproximadamente unos 500 gramos, el cual se podría reducir si el mecanismo fuera de un material con menor densidad (p.e. plástico). Además, es un exoesqueleto bastante compacto ya que incorpora todos los componentes en la mano, liberando peso en el antebrazo y dejándolo libre para la incorporación de los sensores EMG. Sin embargo, debido a la necesidad de sujetarse a las falanges proximales y medias mediante un sistema flexible, dificulta en gran medida que pueda ser ajustado por el paciente sin ayuda externa.

YOO 2019

Este exoesqueleto está fabricado casi en su totalidad mediante la técnica FFF ya que es una de las más utilizadas dentro de la impresión 3D. Consta de 3 partes: el manguito del antebrazo, la sujeción media y los anillos que sujeta los dedos (pulgares, índice y corazón) y se sujeta al brazo gracias a una cinta de velcro para que el usuario pueda ajustárselo fácilmente.

El funcionamiento es muy sencillo, en el interior de la carcasa del antebrazo se localiza un motor lineal que permite el movimiento de la muñeca gracias a la unión de éste con la sujeción media a través de unos cables de nylon (véase en la Figura 176). A su vez los anillos de los dedos se unen a la sujeción media a través de unos cables de nylon distintos a los anteriores, tal y como se muestra en la Figura 176. Todo este mecanismo posibilita que cuando la muñeca se mueve por el motor lineal, el hilo se tensa, llevando a la flexión simultánea de las articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas reforzando el agarre (incluyendo el pulgar).



Figura 176. Unión manguito y sujeción media

Este exoesqueleto solamente incorpora tres electrodos sEMG situados a una distancia de 2 cm entre ellos, en la zona del antebrazo y cuya función es la de obtener información sobre la actividad eléctrica de los músculos contraídos, reconociendo las intenciones de los pacientes y generando cierta autonomía en el uso del exoesqueleto.

La estética del producto está poco cuidada ya que no se han utilizado carcasas u otro tipo de elementos que permitan ocultar los cables a la vista de las personas. Además, debido a la construcción de este exoesqueleto, el paciente necesitará asistencia para la fijación y extracción del mismo, reduciendo la autonomía aportada por el uso de los sensores sEMG. Sin embargo, la técnica de fabricación utilizada junto con la optimización en cuanto a cantidad de los componentes incorporados permitirá el desarrollo de un exoesqueleto económico.

LI 2019

Este exoesqueleto se fija a la mano a modo de guante (Figura 177), asegurándose en la muñeca mediante un sistema de correas con velcro.

Es activo, ya que asiste a la flexión y a la extensión mediante unos motores lineales (uno para cada dedo) que estiran o empujan de las conexiones de acero que a su vez estiran o doblan el mecanismo multisegmento. Además, la señal de entrada para la activación de estos actuadores se da gracias a unos sensores EEG (electroencefalografía) que permiten captar las señales del cerebro y de este modo la intención del usuario.



Figura 177. Li 2019

Se han utilizado técnicas de fabricación aditiva para la creación de este exoesqueleto (FFF, para las partes de color blanco y MJP (multijet Printing) para el mecanismo multisegmento), de modo que es muy fácil personalizarlo a cada paciente. Su peso total es de 401 g, sin incluir la caja de la electrónica que se dispone externa al guante.

La estética de este exoesqueleto no está muy cuidada, dejando demasiados elementos a la vista. Esto puede deberse a que está en fase experimental y simplemente ha sido utilizado para fines analíticos, de ahí que tampoco se hayan preocupado en diseñar un guante compacto que permita ser fácilmente transportable para realizar tareas de la vida cotidiana.

BUTZER 2019

Este exoesqueleto se fija a dos partes del cuerpo:

- A la mano: Se puede fijar de dos maneras, dependiendo de las habilidades funcionales y las necesidades terapéuticas, así como de la preferencia del usuario. El primer enfoque, con correas para cada dedo y la muñeca, deja la palma de la mano prácticamente al descubierto y permite una retroalimentación sensorial al agarrar objetos. El segundo enfoque utiliza un guante cubiert que cubre la palma completamente.
- A la espalda: A modo de mochila y donde se encuentra toda la electrónica (Figura 178).

Integra sensores EMG que permiten captar las señales de los músculos del antebrazo y de este modo mandar la señal para que los motores se activen. Con este exoesqueleto se consigue el movimiento de flexión/extensión de las falanges II, III, IV y V y el movimiento de oposición del pulgar.

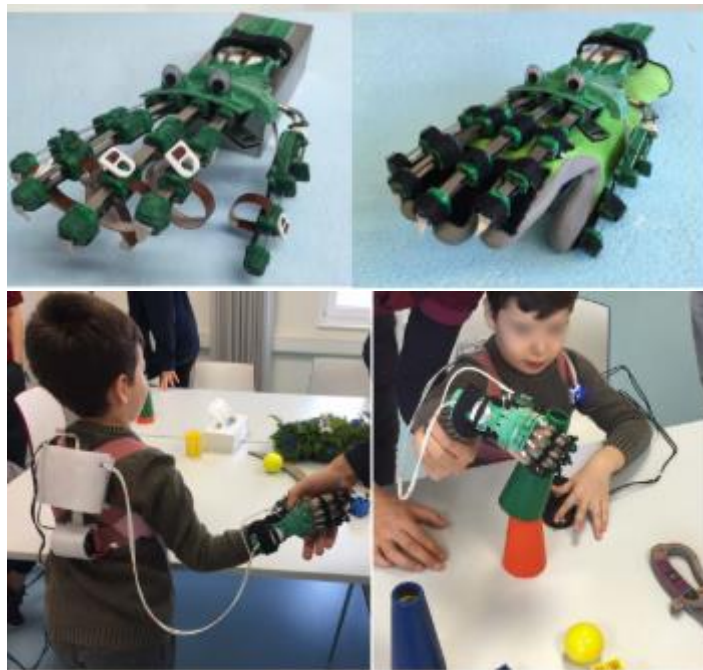


Figura 178. Butzer 2019

PEXO es un exoesqueleto portátil que cubre las necesidades especiales de los niños (6 a 12 años de edad) con deficiencias motoras de la mano. Proporciona asistencia en varios tipos de agarre necesarios para la ejecución de tareas funcionales. El diseñador asegura que es ligero e impermeable.

La estética de este producto es muy acertada ya que se asemeja a un cocodrilo y es algo que puede atraer la atención de los niños. Sin embargo, a pesar de ser interesante el incorporar la electrónica en la espalda para aligerar el peso del exoesqueleto, puede resultar incómodo tras utilizarlo varias horas o para usuarios en silla de ruedas.

TROTT 2019

Este exoesqueleto se divide en dos partes:

- La primera, a modo de guante que se fija a la muñeca y palma de la mano. Está fabricada con Nylon (80%) y Licra (20%).
- La segunda que se refiere a todo el conjunto que permite la fijación de los dedos, divididos en segmentos individuales y que están fabricados con PLA mediante la técnica FFF. Este elemento se fija encima de la primera parte tal y como se muestra

en la Figura 179. Además, se han colocado unos cojinetes en cada eje de las articulaciones donde se producen la flexión-extensión y aducción-abducción para minimizar la resistencia por la fricción.

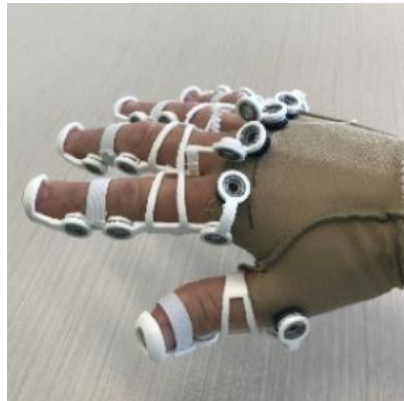


Figura 179. Trott 2019

Se diseñó con el fin de obtener un sistema versátil en cuanto a tamaños y que facilite la aplicación de sensores de ángulo en los ejes de rotación para controlar los 19 grados de libertad o evaluar el proceso de rehabilitación de uno o más dedos (Figura 180). Por lo tanto se habla de un exoesqueleto pasivo.

Sin embargo, para realizar la rehabilitación se precisará de ayuda externa ya que no dispone de ningún sistema que permita al paciente realizar movimientos repetitivos fuera de su rango de movilidad.



Figura 180. Versatilidad del exoesqueleto

Las limitaciones de este producto vienen dadas, en primer lugar, por ser imposible realizar un proceso de rehabilitación sin ayuda, restringiendo su uso para un fin analítico. Y en segundo lugar, por la poca autonomía que proporciona a una persona con movilidad reducida en el miembro superior de fijar y utilizar este guante.

EXO-GLOVE POLY (UNIVERSIDAD NACIONAL DE SEÚL)

Este guante flexible tiene como función principal ayudar a personas con movilidad reducida en las manos a realizar tareas cotidianas como sujetar objetos o abrir botellas, acciones que debido a su problema motriz pueden resultar complicadas y frustrantes. Ofrece al usuario la fuerza necesaria en cada momento mediante unos cables metálicos y retráctiles controlados por un motor, componentes que necesitan ser alimentados por una batería externa.

La apertura y cierre de la mano se realiza a través de un mando de control donde el usuario debe presionar el botón en función de lo que necesite en cada momento, aspecto que limita en gran medida la capacidad de autonomía del paciente ya que necesitará las dos manos para el manejo del exoesqueleto.

Gracias al uso de materiales flexibles e impermeables permite su uso en entornos húmedos (p.e. cocina o baño) y lavarlo cada vez que sea necesario (Figura 181). Además, el agarre en la muñeca mediante un sistema de correas con imanes incorporados, se ancla con facilidad a las yemas del pulgar, índice y corazón, adaptándose a tamaños muy variados.

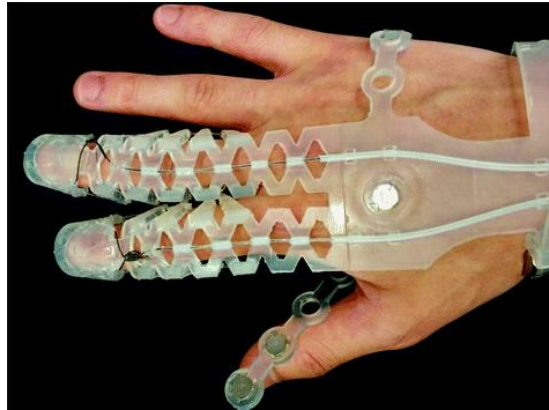


Figura 181. Exo-Glove Poly

Este exoesqueleto es demasiado aparatoso ya que la batería es independiente y no existe posibilidad de fijarla al miembro superior. Además, los cables de alimentación que recorren desde el mando de control y del exoesqueleto hasta la batería quedan completamente visibles y son demasiado largos (en función del lugar de apoyo de la batería), posibilitando enredos y sensación de agobio por parte del usuario.

12.1.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS EXOESQUELETOS

Una vez llegados a este punto se deberán comparar las características y funciones permitidas de los distintos exoesqueletos. Se ha tenido en cuenta lo siguiente:

- *Funcionalidad:* Se determinará si el exoesqueleto se ha diseñado para rehabilitación o ayuda de la mano u otro miembro del cuerpo.
- *Niveles:* Se refiere a si el producto permite realizar un ejercicio específico según el grado de discapacidad, permitiendo la mejora al ritmo que necesite el usuario.
- *Registro de datos:* Si es capaz de almacenar datos para seguir el avance de la rehabilitación.
- *Tipo de sensores:* Qué tipo de sensores utilizan para el registro de datos.
- *Comercialización:* Prototipo o es un producto comercializado.
- *Uso de juegos interactivos:* Si permite el uso de aplicaciones que entretengan al usuario a la vez que realiza la acción.
- *Modalidad de entrenamiento:* Si el exoesqueleto es pasivo o activo.
- *Grados de libertad:* Grados de libertad que permite el exoesqueleto.

A continuación, en la Tabla 11 y

Tabla 12 se muestra la comparativa de los exoesqueletos descritos anteriormente.

Tabla 24. Comparativa entre exoesqueletos comerciales

	COMERCIALES		
	RAPAEL SMART GLOVE	SAEBO	DEXMO
Funcionalidad	Muñeca y dedos	Muñeca y dedos	Sensibilidad
Niveles	Sí	Sí	No
Registro datos	Sí	No	No
Tipo de sensores	sEMG y galgas	-	-
Comercialización	Sí	Sí	Sí
Uso de juegos interactivos	Sí	No	Sí
Modalidad de entrenamiento	Activo	Pasivo	Activo
Grados de libertad	19	19	19
Ayuda a movimiento	No	Extensión	No

Comparativa entre prototipos de exoesqueletos

Tabla

25.

PROTOTIPOS	HARVEX	EXOHAND	MOHAMMADI	BURNS	TRIOLO	CAPELLO
Funcionalidad	Dedos	Dedos	Muñeca y dedos	Dedos	Dedos	Dedos
Niveles	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Registro datos	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Tipo de sensores	SFR y galgas	-	sEMG	Galgas	SFR y sEMG	-
Comercialización	No	No	No	No	No	No
Uso de juegos interactivos	Sí	Sí	No	No	No	No
Modalidad de entrenamiento	Activo	Activo	Activo	Activo	Activo	Activo
Grados de libertad	15	19	4	14	14	15
Ayuda a movimiento	No	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión

PROTOTIPOS	WANG	YOO	LI	BUTZER	TROTT	EXO-GLOVE POLY
Funcionalidad	Dedos	Muñeca y dedos	Dedos	Dedos	Evaluación dedos	Dedos
Niveles	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No
Registro datos	Sí	Sí	No	No	Sí	No
Tipo de sensores	EMG y galgas	sEMG	EEG	EMG	sEMG	-
Comercialización	No	No	No	No	No	No
Uso de juegos interactivos	No	No	No	No	No	No
Modalidad de entrenamiento	Activo	Activo	Activo	Activo	Pasivo	Activo
Grados de libertad	15	19	14	15	19	21
Ayuda a movimiento	Extensión y flexión	Flexión	Extensión y flexión	Extensión y flexión	No	Extensión y flexión

Finalmente, se puede observar que los exoesqueletos comercializados permiten el uso de juegos interactivos por norma general, además de estar diseñados con la estética adecuada para atraer a los usuarios. Los prototipos se centran puramente en la funcionalidad, utilizando sensores que ayuden a realizar estudios lo más certeros posibles y diseñando exoesqueletos para funciones específicas, sin centrarse tanto en la estética. Sin embargo, cabe destacar que gran parte de estos prototipos se han diseñado para la investigación y por ello suelen

12.2. DISEÑO CONCEPTUAL

12.2.1. REQUISITOS DE DISEÑO

A la hora de obtener los objetivos que deberá cumplir el exoesqueleto de mano desarrollado se deberá tener en cuenta tres aspectos:

- *Las necesidades de los usuarios:* Recuperar la coordinación y movilidad de la mano.
- *Las circunstancias que rodean al producto:* Aquellas que influyen directa o indirectamente en el funcionamiento y uso adecuado del producto.
 - Debido al tipo de usuario al que se enfoca el producto, el coste final del producto deberá ser el menor posible.
 - Respecto al entorno que lo rodea, el diseño de este producto no se enfocará bajo ningún canon cultural específico ya que será de uso internacional.
 - Los materiales deberán soportar ciertos productos de limpieza, así como la sudoración.
 - El tamaño y peso han de ser adecuados para poder utilizarlo cómodamente.
- *Requisitos del diseñador:* Se definirán en base a la facilidad de fabricación y a la obtención de un producto novedoso.

12.2.2. DEFINICION DE OBJETIVOS DE DISEÑO

Con el objetivo de desarrollar el mejor producto posible, tras investigar otros diseños disponibles en el mercado (comercializados o prototipos) se han impuesto una serie de requerimientos previos que aseguren un producto accesible y funcional que ayude al usuario a recuperar total o parcialmente la coordinación en los movimientos y la fuerza de la mano, acelerando el proceso de rehabilitación y ayudando a realizar las tareas cotidianas.

Los objetivos se han establecido en función de las necesidades de los usuarios, de las circunstancias que rodean al producto, su diseño y los recursos disponibles para poder llevar a cabo el Proyecto. Una vez determinada la lista de objetivos, estos se clasificarán según sean:

- Optimizables (O)
- Restricciones (R)
- Deseos (D)

Estos objetivos han sido los siguientes:

1. Que sea ligero. (O)
2. Que se ajuste a diferentes tamaños de mano (O)
3. Que disponga de un sistema de regulación en función del grado de discapacidad (R)
4. Se valoraría que permitiese analizar el avance de la rehabilitación. (D)
5. El usuario debe poder ajustárselo fácilmente. (O)
6. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor. (O)
7. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor. (O)
8. Se debe poder guardar fácilmente. (O)

9. Se valoraría que el producto permita el uso de juegos interactivos para amenizar el proceso de rehabilitación (D)
10. Deberá incorporar o se deberán poder añadir sensores de movimiento (R)
11. Que los materiales puedan estar en contacto con productos de limpieza sin deteriorarse (R)
12. Que sea fácil de limpiar (O)
13. El exoesqueleto deberá alimentarse mediante batería externa (R)
14. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor (O)

Una vez obtenida la lista completa, se transforman los objetivos no cuantificables en objetivos cuantificables con el propósito de realizar una lista final de especificaciones de diseño que definirán correctamente el problema planteado en este Proyecto:

1. Que sea ligero. (NC)
Que el peso del producto sea el mínimo posible. (C)
2. Que se ajuste a diferentes tamaños de mano (NC)
Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor. (C)
3. Que disponga de un sistema de regulación en función del grado de discapacidad (R)
4. Se valoraría que permitiese analizar el avance de la rehabilitación. (D)
5. El usuario debe poder ajustárselo fácilmente. (NC)
Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible (C)
6. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor. (C)
7. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor. (C)
8. Se debe poder guardar fácilmente. (NC)
Que sea lo más fácil de almacenar posible (C)
9. Se valoraría que el producto permita el uso de juegos interactivos para amenizar el proceso de rehabilitación (D)
10. Deberá incorporar o se deberán poder añadir sensores de movimiento (R)
11. Que los materiales puedan estar en contacto con productos de limpieza sin deteriorarse (R)
12. Que sea fácil de limpiar (NC)
Que sea lo más fácil de limpiar posible (C)
13. El exoesqueleto deberá alimentarse mediante batería externa (R)

14. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor (C)

12.2.3. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Una vez diferenciados los objetivos, se pasa a obtener la variable, escala y criterio de las especificaciones

1. Que el peso del producto sea el mínimo posible. (C)
Criterio: El de menor peso
Variable: Peso (Kg)
Escala: Proporcional
2. Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor. (C)
Criterio: El que mayor rango de tamaños acepte
Variable: Tamaños (mm)
Escala: Proporcional
3. Que disponga de un sistema de regulación en función del grado de discapacidad (R)
4. Se valoraría que permitiese analizar el avance de la rehabilitación. (D)
5. Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible (C)
Criterio: El que menor tiempo necesite para su ajuste
Variable: Tiempo (seg)
Escala: Proporcional
6. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor. (C)
Criterio: El que mayores articulaciones permita trabajar
Variable: Articulaciones (Nº)
Escala: Proporcional
7. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor. (C)
Criterio: El que mayor rango de movilidad
Variable: Rango de movilidad (º)
Escala: Proporcional
8. Que sea lo más fácil de almacenar posible (C)
Criterio: El que ocupe menor espacio al almacenarse
Variable: Tamaño (cm²)
Escala: Proporcional
9. Se valoraría que el producto permita el uso de juegos interactivos para amenizar el proceso de rehabilitación (D)
10. Deberá incorporar o se deberán poder añadir sensores de movimiento (R)
11. Que los materiales puedan estar en contacto con productos de limpieza sin deteriorarse (R)

12. Que sea lo más fácil de limpiar posible (C)

Criterio: El que menor tiempo se necesite para su limpieza

Variable: Tiempo (seg)

Escala: Proporcional

13. El exoesqueleto deberá alimentarse mediante batería externa (R)

14. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor (C)

Criterio: El que más movimientos permita

Variable: Movimientos

Escala: Proporcional

ESPECIFICACIONES

1. Que el peso del producto sea el mínimo posible
2. Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor
3. Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible
4. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor
5. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor
6. Que sea lo más fácil de almacenar posible
7. Que sea lo más fácil de limpiar posible
8. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor

12.3. PROPUESTAS

12.3.1. CAPTACION DE INTENCION DEL USUARIO

SENSORES EMG

Estos sensores permiten registrar la actividad eléctrica generada por los músculos cuando existe la intención de realizar algún movimiento. Estas señales pueden ser utilizadas para asistir al usuario, mediante unos actuadores, a realizar el movimiento requerido. Además, con estos sensores se puede obtener información sobre las fuerzas generadas por los músculos y la temporización de los comandos de los actuadores, permitiendo la adaptación al paciente de manera individualizada, ajustando la frecuencia de activación dependiendo del grado de afectación. En la Figura 182. Sensores EMG Figura 182 se muestra un ejemplo de estos tipos de sensores.



Figura 182. Sensores EMG

PULSADORES E INTERRUPTORES

Los pulsadores son operadores eléctricos que, cuando se oprime, permite el paso de la corriente eléctrica y, cuando se deja de oprimir lo interrumpe o viceversa.

Los interruptores son operadores eléctricos cuya función es abrir o cerrar un circuito de forma permanente. Al accionarlo se cierra el circuito eléctrico, permitiendo el paso de la corriente y para abrir este circuito se necesita volver a presionar (también se puede configurar para que funcione de manera inversa).

Existen muchos tipos de pulsadores e interruptores que se diferencian en la forma que tienen de accionarse, pero el que interesa para este proyecto es el que se acciona por la presión (Figura 183).

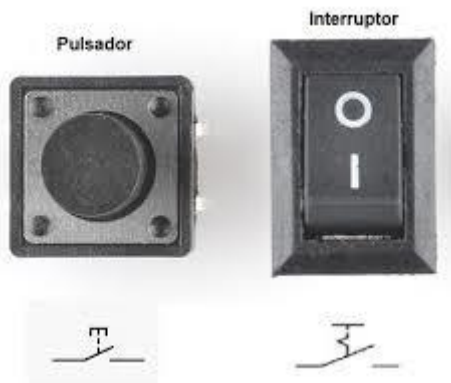


Figura 183. Pulsador e interruptor

12.3.2. ACTUADORES

Los actuadores son dispositivos capaces de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de mover otro dispositivo mecánico.

NEUMÁTICOS

Utilizan el aire comprimido como fuente de energía y son muy indicados en el control de movimientos rápidos, pero de precisión limitada. Los actuadores neumáticos por excelencia son los cilindros (ver Figura 184). Los hay de doble efecto (los más

habituales) que pueden hacer fuerza en los dos sentidos y de simple efecto que solo pueden hacer fuerza en un sentido. Para que los cilindros actúen es necesario poner a presión una parte del cilindro y a escape (al aire) la otra. Esto se consigue generalmente mediante electroválvulas, que son los preactuadores neumáticos por excelencia.



Figura 184. Cilindro neumático

Existen cilindros de muchos tipos, algunos llevan un mecanismo antigiro para evitar que el émbolo gire, otros no llevan vástago para aprovechar al máximo la carrera, también los hay que soportan esfuerzos a torsión. Dependiendo del tipo que se utilice pueden realizar presiones de entre 6 y 10 kg/cm².

HIDRAULICOS

Se basan en la acción del aceite a presión y suelen utilizarse para realizar fuerzas muy grandes (del orden de 50 a 300 kg/cm²). Los actuadores básicos también son los cilindros (ver Figura 185) y son muy diversos, al igual que en los neumáticos. Además, para accionar estos cilindros son necesarias las electroválvulas. El inconveniente de este tipo de actuadores es el aceite ya que, si se produce una fuga, ensuciará.



Figura 185. Cilindro hidráulico

ELECTRICOS

Son los más utilizados, por su fácil y preciso control, así como por otras propiedades ventajosas que establece su funcionamiento, como consecuencia del empleo de la energía eléctrica. Los actuadores eléctricos por excelencia son los motores. Del mismo modo que en los actuadores neumáticos e hidráulicos, existen diferentes tipos, algunos son muy económicos y se utilizan para controlar la velocidad (motores de inducción), otros que tienen características de par/velocidad muy buenas y por lo tanto se utilizan para control de posición (motores brushless de imanes permanentes), incluso existen motores que avanzan a pasos (ver Figura 186), controlando la posición sin necesidad de sensor (motores paso a paso), muy útiles cuando el par es pequeño y no se requieren grandes aceleraciones.

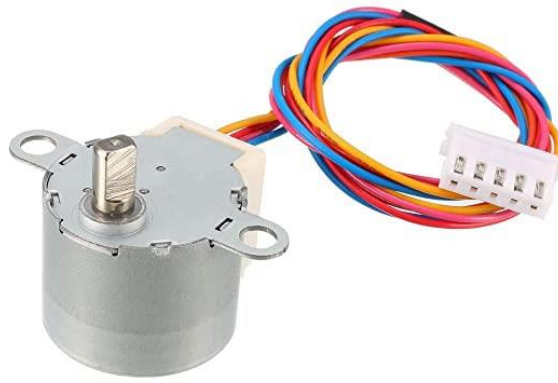


Figura 186. Motor eléctrico paso a paso

En el caso de los preactuadores eléctricos son muy diversos y con funciones distintas, distinguiendo entre relé, contactor, regulador de alterna, arrancador estático, variador de frecuencia, equipo de control de motor brushless, equipo de control de motores paso a paso, equipos de control de motores de continua, etc.

12.3.3. ELEMENTOS DE ACCIONAMIENTO

Estos componentes serán los encargados de trasladar la fuerza ejercida por el actuador a los dedos, permitiendo el movimiento de éstos. Además, deberán de tener la distancia suficiente como para llegar del antebrazo, donde irán situados los actuadores, a las falanges distales.

TRANSMISIONES FLEXIBLES

La Figura 187 corresponde con un sistema de transmisión por correas cuyas ventajas más destacadas son la ligereza y el poco ruido durante su funcionamiento.



Figura 187. Transmisión flexible por correas

Otro tipo de transmisión flexible puede ser la transmisión por cadena (ver Figura 188). Este tipo de sistemas ofrece una mayor transmisión que las correas así como un menor deterioro por las condiciones medioambientales, aunque requieren un mantenimiento minucioso para aumentar su vida útil. Poseen un coste y un peso más elevados que las correas.



Figura 188. Transmisión flexible por cadena

Por último, estaría la transmisión por cable que suelen utilizarse en aplicaciones de elevación o tracción y que presentan la ventaja de tener menor peso y tamaño que las comentadas anteriormente. En la Figura 189 se muestra una imagen de una máquina de pesas donde se utiliza la transmisión por cable para el levantamiento del peso.



Figura 189. Transmisión flexible por cable

MECANISMO DE BARRAS

Son sistemas de cuerpos diseñados para convertir sus movimientos y las fuerzas que actúan sobre ellos en movimientos restringidos de uno o varios cuerpos diferentes o en fuerzas que actúan sobre ellos. Tiene como ventaja principal que con un único actuador se puede realizar el movimiento de flexión y extensión de los dedos, mientras que con las transmisiones flexibles se necesitaría uno para cada movimiento. Por otro lado, en este tipo de elementos es necesario realizar una síntesis para obtener el mecanismo de barras que permita realizar el movimiento lo más completo posible y sin afectar a las articulaciones. A continuación, en la Figura 190 se muestran un ejemplo de mecanismos válidos para un exoesqueleto.

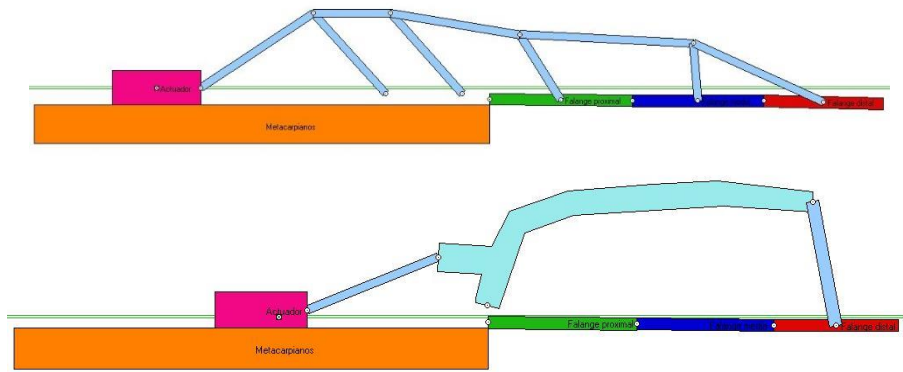


Figura 190. Mecanismo de barras

12.3.4. FIJACION DEL EXOESQUELETO AL CUERPO

Además de los elementos citados anteriormente se debe tener en cuenta el sistema de fijación del exoesqueleto al miembro superior. De este modo se podrá seleccionar el sistema de fijación más sencillo y que mayor independencia del usuario permita.

SISTEMA DE FIJACIÓN MEDIANTE VELCRO

Este tipo de cierre es muy económico y permite ajustar el exoesqueleto fácilmente y adaptarlo a los diferentes tamaños de los usuarios, posibilitando ser amarrado sin necesidad de ayuda. Este tipo de cierre sería válido tanto para la sujeción de la carcasa al antebrazo como para la fijación del exoesqueleto a los dedos.

SISTEMA DE FIJACIÓN MEDIANTE GOMA ELÁSTICA

Este sistema es también muy económico y permite ajustar el exoesqueleto a diferentes tamaños. Sin embargo, es probable que el usuario necesite ayuda de otra persona para introducir la mano por el agujero (entre la carcasa y la goma elástica). Igualmente es válido tanto para la fijación al antebrazo como para la fijación a los dedos.

SISTEMA DE FIJACIÓN MEDIANTE IMANES

Esta forma de cierre es menos económica e igual de sencilla que el sistema de fijación mediante velcro. Además, es el más caro de los comentados anteriormente, aunque también más estético.

SISTEMA DE FIJACIÓN POR APERTURA DEL MATERIAL

Este tipo de cierre permite homogeneizar la carcasa o la pieza de sujeción de los dedos con el sistema de cierre, permitiendo un efecto visual agradable. En la Figura 191 se muestra un ejemplo de cómo quedaría una pieza de fijación de los dedos con este sistema.

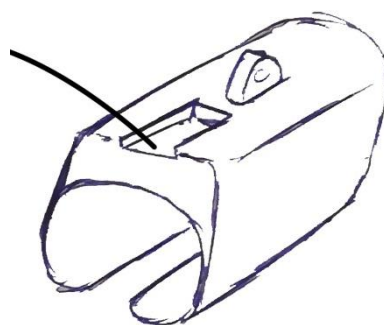


Figura 191. Sistema de fijación por apertura del material

SISTEMA DE FIJACIÓN POR ANILLO

Este sistema sólo es válido para la fijación de los dedos y, a pesar de ser muy utilizado en algunos de los exoesqueletos existentes, no se permite la adaptación al tamaño del usuario y por lo tanto se necesitaría personalizar el diseño del exoesqueleto a cada usuario. En la Figura 192 se muestra un ejemplo de este tipo de fijación.

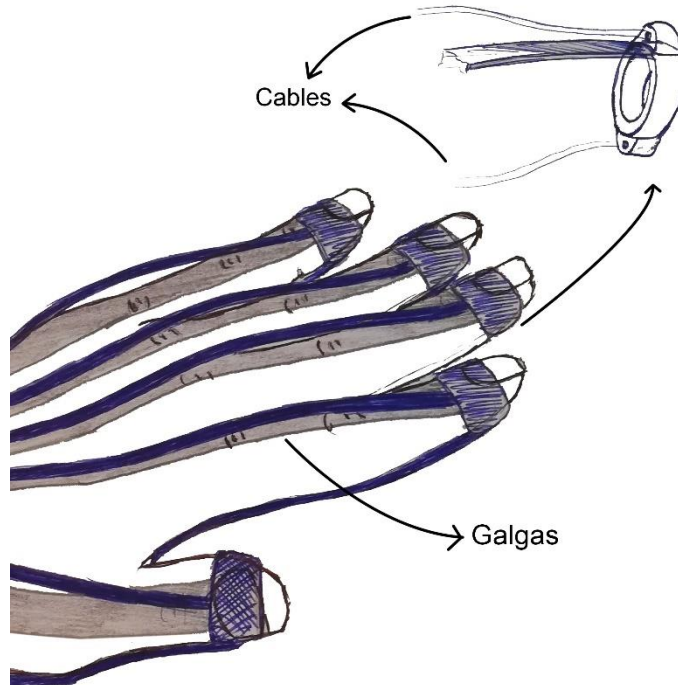


Figura 192. Sistema de fijación por anillo

SISTEMA DE FIJACIÓN POR CAPUCHÓN

Este tipo de fijación es muy similar al de fijación por anillo. Este sistema permite mayor sensibilidad al agarrar los objetos, ya que no se interpone ningún material rígido (como en el caso de los anillos). En la Figura 193 se puede ver un ejemplo de este tipo de fijación.

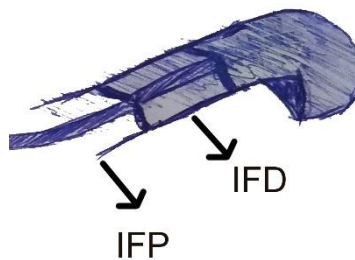


Figura 193. Sistema de fijación por capuchón

12.4. ANALISIS DE SOLUCIONES

Cada grupo de propuestas se han analizado mediante dos métodos, uno cualitativo y otro cuantitativo.

12.4.1. METODO CUALITATIVO

Dentro de los métodos cualitativos se ha utilizado el “DATUM”, realizando una matriz comparativa y situando las diferentes propuestas en la fila superior y las especificaciones en la primera columna. En todas las tablas se ha escogido la primera propuesta descrita en el apartado anterior como referencia y se han contrastado las demás de la siguiente manera:

- Si la propuesta cumple mejor con la especificación que la propuesta escogida como referencia, se añadirá el símbolo “+” en la casilla correspondiente.
- Si la propuesta cumple peor, un “-”
- En el caso de que las dos propuestas cumplan de igual manera con la especificación, se pondrá un “=”. Este símbolo también se aplicará a ciertos aspectos que aún se encuentren en incertidumbre, ya que no se han desarrollado las propuestas en su totalidad.

CAPTACIÓN DE INTENCIÓN DEL USUARIO

Para la selección de la mejor opción entre los sensores o los pulsadores se han tenido en cuenta únicamente cuatro de las ocho especificaciones ya que las demás no se pueden aplicar a este tipo de productos.

Tabla 26. DATUM propuestas para captación de intención del usuario

	Sensores EMG (P1)	Pulsador (P2)
E1	D A T U M	+
E5		-
E6		=
E7		-
TOTAL		1 2 1
+		
-		
=		

Una vez realizada esta comparativa se ha comprobado que la propuesta que mejor cumple con las especificaciones es la propuesta 1, es decir, que el exoesqueleto incorpore unos sensores EMG.

ACTUADORES

Para la selección de los actuadores también se han descartado algunas especificaciones que no se podían aplicar a estos elementos. Por lo tanto, esta selección se centrará en aspectos como el peso, el almacenaje (tamaño), etc.

Tabla 27. DATUM propuestas para actuadores

	Neumáticos (P1)	Hidráulicos (P2)	Eléctricos (P3)
E1	D A T U M	=	+
E6		=	+
E7		+	+
TOTAL		1	3
+		0	0
-	2	0	
=			

En esta tabla (Tabla 27) se muestra cómo a través de este método, el motor eléctrico es el que mejor cumpliría con las especificaciones analizadas. Son más fáciles de almacenar y menos pesados ya que no necesitan elementos neumáticos para su alimentación. En cuanto a la limpieza, tanto los actuadores neumáticos como los motores eléctricos son más limpios que los hidráulicos ya que cualquier fuga en el conducto produciría que el líquido se saliera y ensuciara el exoesqueleto.

ELEMENTOS DE ACCIONAMIENTO

En este caso también se han seleccionado aquellas especificaciones que permiten la realización de la comparativa entre cada una de las propuestas. Por ejemplo, especificaciones como la 4 y la 5 dependerán del diseño del mecanismo de barras y por lo tanto no puede compararse a los cables. Lo mismo ocurre con la especificación 2.

Tabla 28. DATUM propuestas de elementos de accionamiento

	Flexibles (P1)	Mec. Barras (P2)
E1	D A T U M	+
E3		-
E6		-
E7		=
E8		+
TOTAL		2
+		2
-		1
=		

Según la Tabla 28 ambas opciones serían igualmente válidas, por lo que ambas propuestas se tendrán en cuenta a la hora de buscar alternativas de exoesqueletos distintas. Cabe destacar que en la especificación 1 se ha considerado el peso extra de los actuadores que supondría añadir cables en lugar de un mecanismo de barras.

FIJACIÓN DEL EXOESQUELETO AL CUERPO

En este apartado se realizará la comparativa tanto para la fijación del exoesqueleto al antebrazo como para la sujeción de los dedos, ya que se han desarrollado propuestas que no son válidas para ambas. Esta comparación se centrará principalmente en cuatro especificaciones:

- 1. Que el peso sea el mínimo posible.
- 2. Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor.
- 3. Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible
- 7. Que sea lo más fácil de limpiar posible

Tabla 29. DATUM propuestas fijación al antebrazo

	Velcro (P1)	Goma (P2)	Imanes (P3)	Apertura (P4)
E1	D A T U M	=	-	=
E2		=	=	-
E3		-	=	-
E7		-	+	+
TOTAL				
+		0	1	1
-		2	1	2
=		2	2	1

Tal y como se muestra en la Tabla 29 la fijación del exoesqueleto al antebrazo se deberá realizar mediante unos imanes o utilizando unas tiras de velcro, ya que son las que mejor puntuación han obtenido.

A continuación, en la Tabla 30 se muestra la comparativa de las opciones para la sujeción de los dedos. En esta tabla se han obviado todas aquellas opciones que han quedado descartadas en la tabla anterior. De este modo, la propuesta 1 corresponderá con la sujeción por imanes.

Tabla 30. DATUM propuestas sujeción dedos

	Velcro (P1)	Imanes (P2)	Anillo (P3)	Capuchón (P4)
E1	D A T U M	-	=	=
E2		=	-	-
E3		=	=	=
E7		+	+	+
TOTAL				
+		1	1	1
-		1	1	1
=		2	2	2

Para este caso, todas las propuestas tienen la misma valoración. Por lo tanto, la propuesta final podrá incorporar cualquiera de estos tipos de fijación.

12.4.2. METODO CUANTITATIVO

El método cuantitativo que se va a seguir es el método de ponderación, con el que se conseguirá cuantificar la valoración de cada alternativa.

Se compararán las especificaciones dos a dos, asignando un "1" a la casilla si la especificación de la fila se considera más importante que el de la columna y asignando un "0" en caso contrario.

Tabla 31. Comparativa de especificaciones

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	TOTAL
E1	-	1	1	0	0	1	1	0	4
E2	0	-	0	0	0	1	1	0	2
E3	0	1	-	0	0	1	1	0	3
E4	1	1	1	-	1	1	1	1	7
E5	1	1	1	0	-	1	1	0	5
E6	0	0	0	0	0	-	0	0	0
E7	0	0	0	0	0	1	-	0	1
E8	1	1	1	0	1	1	1	-	6

Una vez comparadas estas especificaciones obtenidas, se ponderan de manera subjetiva y a criterio del diseñador, siguiendo el orden en función de la matriz comparativa realizada en la Tabla 31 donde se puede observar que la especificación con mayor valor debe ser la E4.

E1. Que el peso del producto sea el mínimo posible (15%)

E2. Sin perder su funcionalidad, cuantos mayores rangos de tamaños acepte, mejor (5%)

E3. Se debe poder ajustar lo más fácilmente posible (10%)

E4. Cuantas mayores articulaciones permita trabajar, mejor (25%)

E5. Cuanto mayor rango de movilidad permita, mejor (15%)

E6. Que sea lo más fácil de almacenar posible (5%)

E7. Que sea lo más fácil de limpiar posible (5%)

E8. Deberá ayudar, como mínimo, a la extensión o flexión de los dedos. Si ayuda a ambos movimientos, mejor (20%)

A continuación, se establecerá una medición utilizando una escala común del grado en que cada propuesta satisface cada una de las especificaciones.

- Totalmente satisfactorio (4): 100%
- Parcialmente satisfactorio (3): 75%
- Parcialmente insatisfactorio (2): 50%
- Totalmente insatisfactorio (1): 25%

CAPTACIÓN DE INTENCIÓN DEL USUARIO

En la Tabla 32 y Tabla 33 se muestra cómo la propuesta 2 sería la que mayor puntuación ha obtenido y por lo tanto, la seleccionada para la construcción del exoesqueleto.

Tabla 32. Grado de cumplimiento de propuestas para la captación de la intención del usuario

G/E	E1	E6	E7
4	P1,P2	P1,P2	P1,P2
3			
2			
1			

Tabla 33. Resultado del método para la captación de la intención del usuario

ESPECIFICACIONES	PONDERACIÓN	P1	P2
E1	0.15	1	1
E6	0.05	1	1
E7	0.05	1	1
		0.25	0.25

ACTUADORES

En la Tabla 34 y Tabla 35 se muestra cómo la propuesta 3 sería la que mayor puntuación ha obtenido y por lo tanto, la seleccionada para la construcción del exoesqueleto.

Tabla 34. Grado de cumplimiento de propuestas para los actuadores

G/E	E1	E6	E7
4	P3	P3	P2,P3
3			
2	P1,P2	P1,P2	P1
1			

Tabla 35. Resultado del método para los actuadores

ESPECIFICACIONES	PONDERACIÓN	P1	P2	P3
E1	0.15	0.5	0.5	1
E6	0.05	0.5	0.5	1
E7	0.05	0.5	1	1
		0.12	0.15	0.25

ELEMENTOS DE ACCIONAMIENTO

En la Tabla 36 y Tabla 37 se muestra cómo la propuesta 2 sería la que mayor puntuación ha obtenido y por lo tanto, la seleccionada para la construcción del exoesqueleto. En este caso, este tipo de método ha servido para desempatar la comparativa realizada mediante el método DATUM.

Tabla 36. Grado de cumplimiento de propuestas para los elementos de accionamiento

G/E	E1	E3	E6	E7	E8
4	P2	P1	P1	P1,P2	P2
3					
2	P1	P2	P2		P1
1					

Tabla 37. Resultado del método para los elementos de accionamiento

ESPECIFICACIONES	PONDERACIÓN	P1	P2
E1	0.15	0.5	1
E3	0.1	1	0.5
E6	0.05	1	0.5
E7	0.05	1	1
E8	0.2	0.5	1
		0.37	0.47

FIJACIÓN DEL EXOESQUELETO AL CUERPO

En este apartado se han añadido tanto las tablas para la selección de la fijación al antebrazo como para la sujeción de los dedos.

En la Tabla 38 y Tabla 39 se muestra cómo la propuesta 1 sería la que mayor puntuación ha obtenido y, por lo tanto, la seleccionada para la construcción del exoesqueleto. Con este método ha salido como ganadora una alternativa de las obtenidas con el DATUM.

Tabla 38. Grado de cumplimiento de propuestas para la fijación al antebrazo

G/E	E1	E2	E3	E7
4	P1,P2,P4	P1,P2,P3	P1,P3	P3,P4
3	P3	P4	P2,P4	P1
2				P2
1				

Tabla 39. Resultado del método para la fijación al antebrazo

ESPECIFICACIONES	PONDERACIÓN	P1	P2	P3	P4
E1	0.15	1	1	0.75	1
E2	0.05	1	1	1	0.75
E3	0.1	1	0.75	1	0.75
E7	0.05	0.75	0.5	1	1
		0.33	0.30	0.31	0.31

En la Tabla 40 y Tabla 41 se muestra cómo las propuestas 1, 3 y 4 serían las que mayor puntuación han obtenido y, por lo tanto, cualquiera sería igual de buena para la construcción del exoesqueleto.

Tabla 40. Grado de cumplimiento de propuestas para la sujeción de los dedos

G/E	E1	E2	E3	E7
4	P1,P3,P4	P1,P2	P1,P2,P3,P4	P2,P3,P4
3	P2	P3,P4		P1
2				
1				

Tabla 41. Resultado del método para la sujeción de los dedos

ESPECIFICACIONES	PONDERACIÓN	P1	P2	P3	P4
E1	0.15	1	0.75	1	1
E2	0.05	1	1	0.75	0.75
E3	0.1	1	1	1	1
E7	0.05	0.75	1	1	1
		0.33	0.31	0.33	0.33

Tras realizar estas comparativas, se ha obtenido la siguiente conclusión:

- Los actuadores y la electrónica más pesada se deben situar en la zona del antebrazo.
- Con ayuda de unos sensores de electromiografía y un Arduino programado en función de cada usuario, se captará la señal para hacer funcionar al exoesqueleto.
- Los actuadores incorporados serán motores eléctricos (lineales o rotatorios) por ser, de todas las alternativas, los menos voluminosos, pesados y los que mayor precisión permiten.
- El movimiento de los actuadores a los dedos se transmitirá mediante un mecanismo de barras, utilizando el mismo actuador para la flexión y la extensión.
- Se utilizará un cierre por velcro para la fijación del exoesqueleto al antebrazo.
- El exoesqueleto se fijará a la falange media también mediante un cierre con velcro.

12.5. CONSTRUCCIÓN DEL MECANISMO DE BARRAS

Para el diseño del mecanismo se ha considerado que éste ha de ser capaz de permitir el movimiento de la falange medial en dos casos. El primero, cuando rota respecto a la IFP cuando la falange proximal permanece extendida e inmóvil; el segundo, cuando rota respecto a la IFP cuando la FP está flexionada 30° respecto a MCP y fija. En la Figura 195 se muestra una imagen de ambos casos. Así, tendremos un mecanismo con 2 GDL (considerando las falanges distal, media y proximal y sus articulaciones), pudiendo hacer algunas consideraciones básicas para la síntesis del mecanismo planar de 2 GDL objetivo, partiendo de la fórmula de Grübler [1]

$$m = 3 \times (n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad [1]$$

Donde m es el número de GDL del mecanismo, n es el número de barras, j₁ y j₂ son el número de pares inferiores (restringen 2 GDL) y superiores (restringen 1 GDL), respectivamente. De esta manera, en función del mecanismo objetivo, lo ideal es m=2 y j₂=0.

En este apartado se detalla el procedimiento seguido para la construcción del mecanismo para el dedo índice, ya que para los demás dedos únicamente habrá que escalarlo. Se ha procurado que tanto el mecanismo de los dedos como el del pulgar sea lo más parecido posible. Así, las longitudes de las barras 1 y 2 son exactamente iguales en ambos mecanismos (y entre ellas)

12.5.1. MECANISMO PRINCIPAL

El mecanismo resultante se compone de un mecanismo principal y otro auxiliar. Con el fin de encontrar un mecanismo con una arquitectura lo más simple posible, con dimensiones razonables y que garantice evitar las interferencias entre enlaces y falanges y entre los propios enlaces se han sintetizado, para el dedo índice, varias soluciones posibles (Tabla 42), escogiendo la considerada como más sencilla.

Tabla 42. Cadena cinemática del mecanismo

n	5	7	9	11	13
J1	5	8	11	14	17

De esta manera, la cadena cinemática más sencilla a estudiar para el mecanismo principal es la de 5 barras y 5 pares inferiores, que es similar a la escogida en la Fase Conceptual y que sería similar al de la Figura 194.

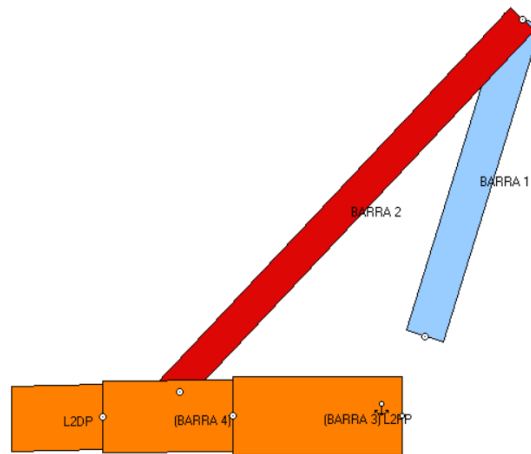


Figura 194. Síntesis mecanismo 5 barras y 5 articulaciones

El resultado es el mecanismo donde la Barra 1 es la conductora y la Barra 4, fijada a la FM en los dedos y a la FP en el pulgar, el seguidor. Por lo tanto, el exoesqueleto debe ser capaz de seguir el movimiento de las falanges sin interferir con ninguno de los dedos. En la Figura 195 se muestra la simplificación del mecanismo en el dedo índice para un tamaño de mano perteneciente al percentil 5.

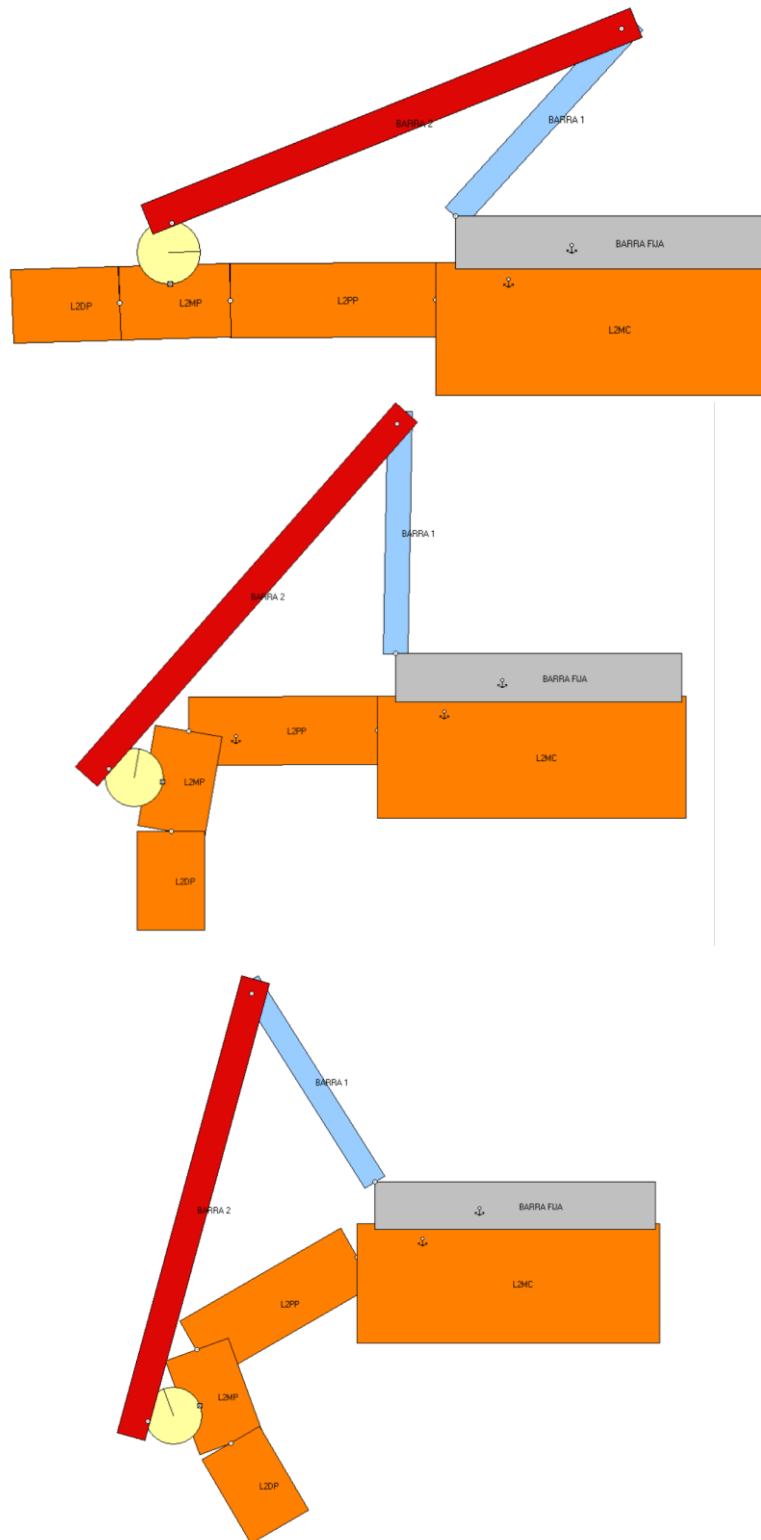


Figura 195. Posiciones del dedo índice 5th mujeres con mecanismo

Una vez determinada la construcción del mecanismo, se ha considerado de importancia similar para ambos extremos de la población y así visualizar y comparar los resultados. En la Figura 195 se muestra el mecanismo principal simplificado en una mano con tamaño perteneciente al percentil 5 de mujeres. En la Figura 196 se muestra el resultado de una mano perteneciente al percentil 95 de hombres sin cambiar el mecanismo, donde

se puede comprobar que la Barra 2 chocaría con la falange proximal, teniendo que alargar la Barra 1 para evitar esta interferencia. Como se requería que el diseño fuera lo más similar posible para los cinco dedos, se ha jugado con las dimensiones de las barras 1 y 2 de manera que, teniendo longitudes idénticas, se evite esta interferencia (ver Figura 197).

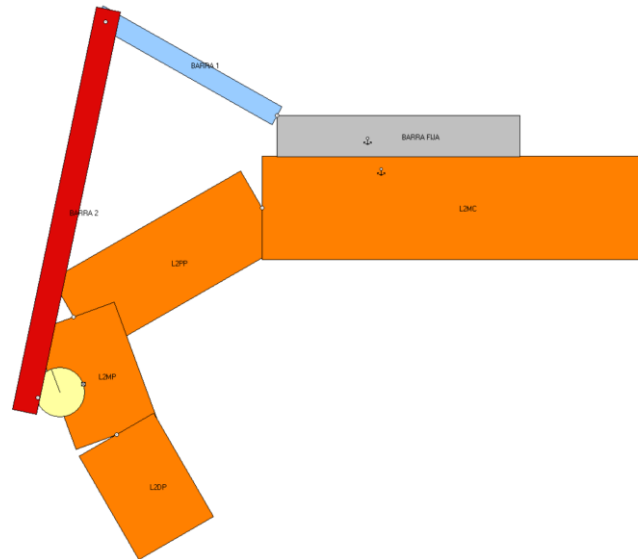


Figura 196. Posición 3 del dedo índice 95 th hombres con mecanismo sin modificar

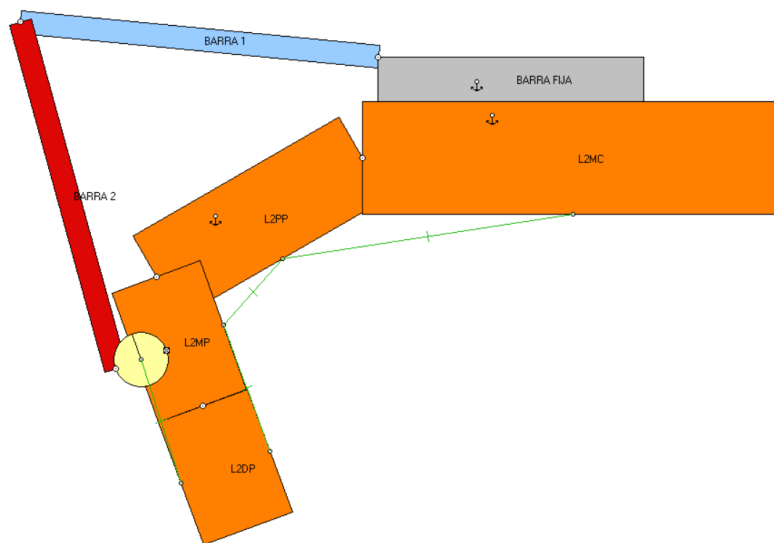


Figura 197. Posición 3 del dedo índice 95 th hombres con mecanismo modificado

Una vez hecho esto, se ha incorporado el mecanismo a un dedo índice perteneciente al percentil 5 de mujeres, comprobando que el mecanismo es válido para ambos extremos de la población sin modificar ninguna de estas barras (ver Figura 198). Además, se puede observar cómo la inclinación de la Barra 1 es similar para ambos casos. Las longitudes dimensiones se han obtenido de [27] y las anchuras y alturas de [30].

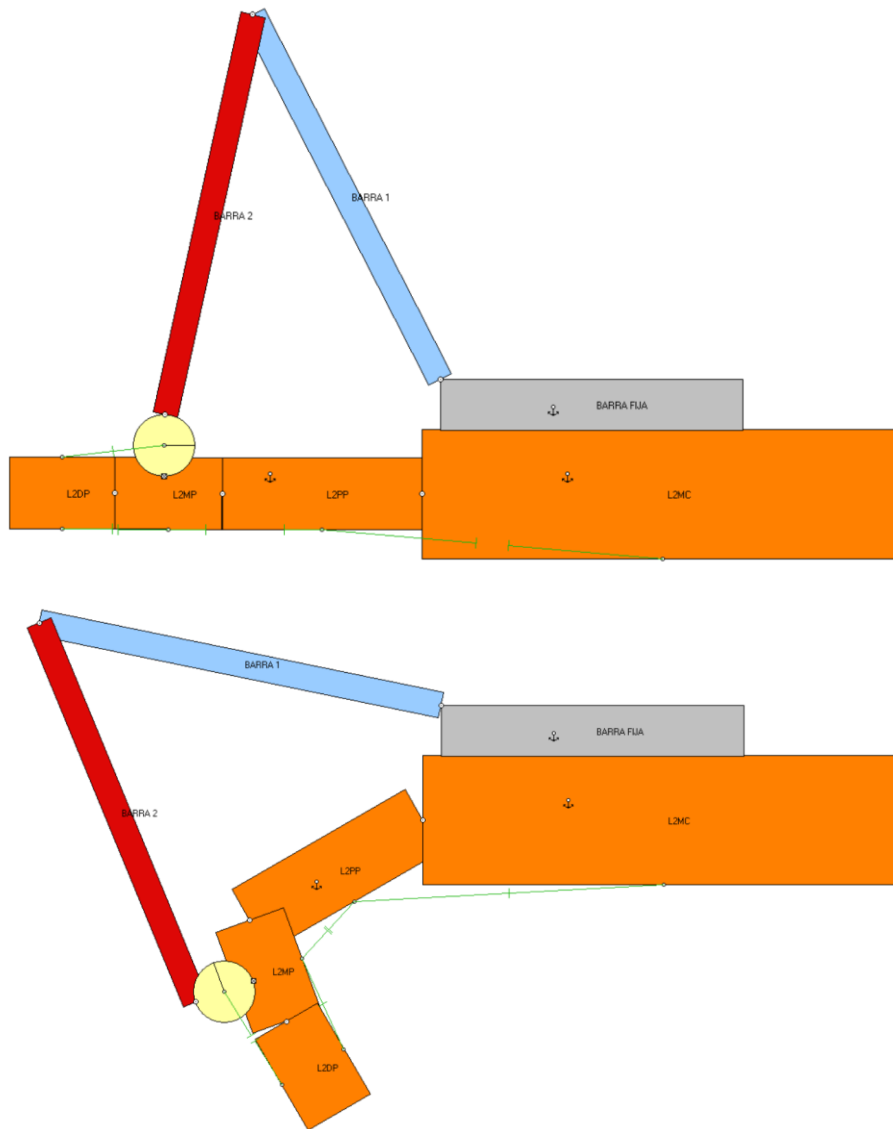


Figura 198. Posición 1 y 3 del dedo índice 5th mujeres con mecanismo modificado

A continuación, se ha comprobado mediante WM que el mecanismo es válido para los demás dedos de ambos extremos de la población. En la Figura 199, Figura 201 y Figura 203 se muestran las imágenes del mecanismo escalado para el resto de dedos pertenecientes al percentil 5 de mujeres y al 95 de hombres, demostrando que el mecanismo es igualmente válido para todos los dedos.

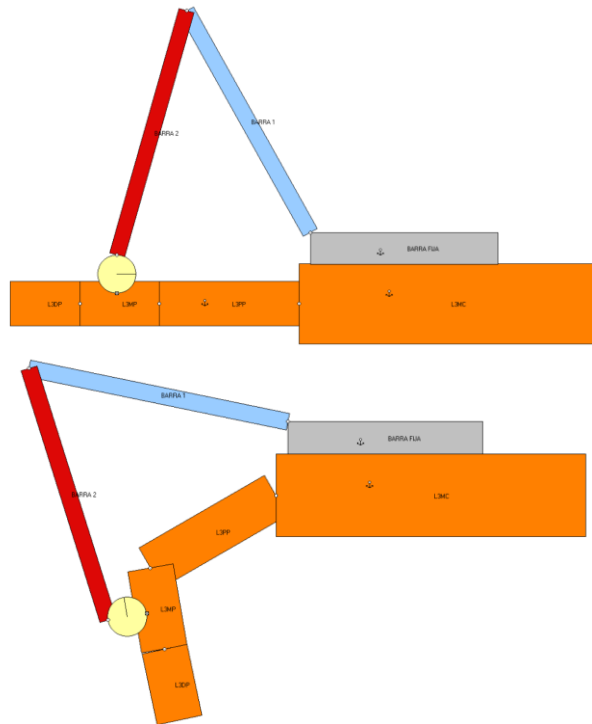


Figura 199. Posición 1 y 3 del dedo corazón 5th mujeres con mecanismo modificado

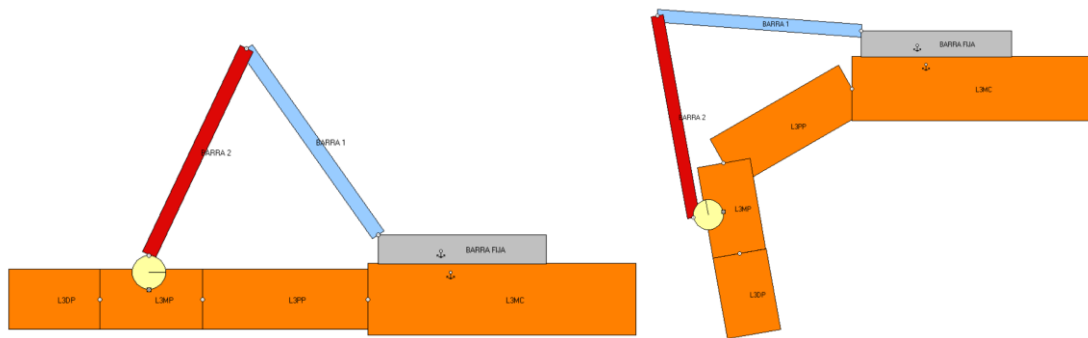


Figura 200. Posición 1 y 3 del dedo corazón 95th hombres con mecanismo modificado

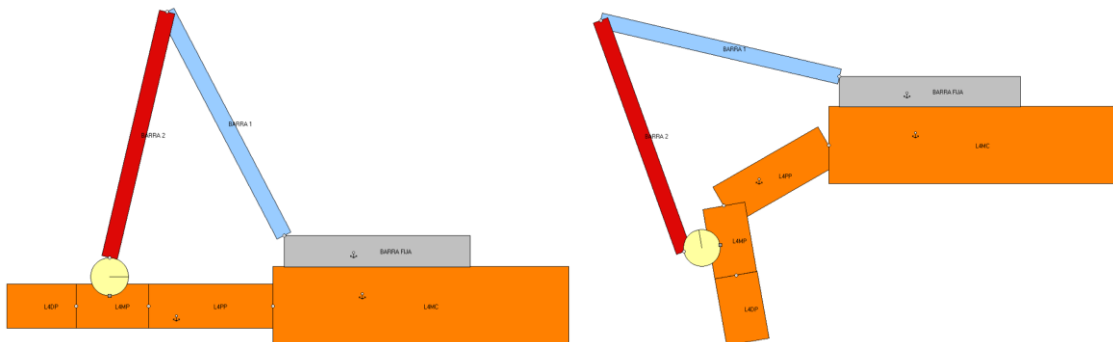


Figura 201. Posición 1 y 3 del dedo anular 5th mujeres con mecanismo modificado

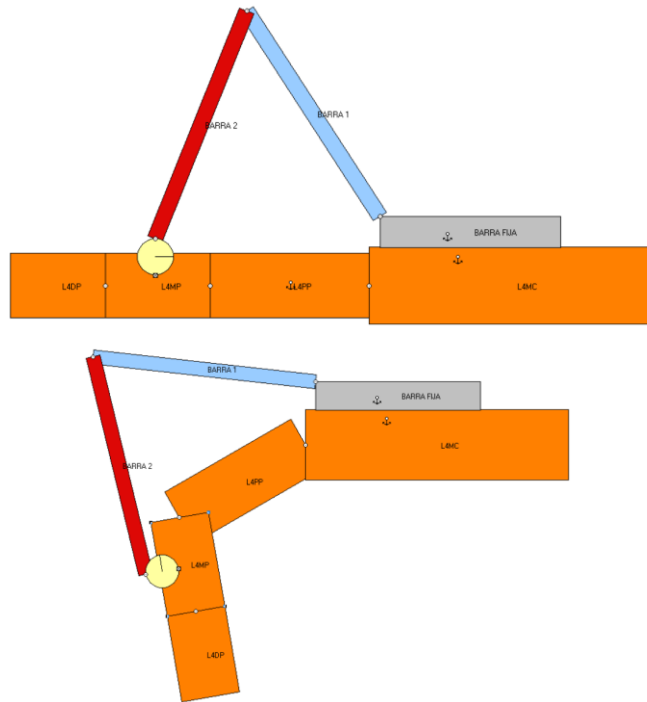


Figura 202. Posición 1 y 3 del dedo anular 95th hombres con mecanismo modificado

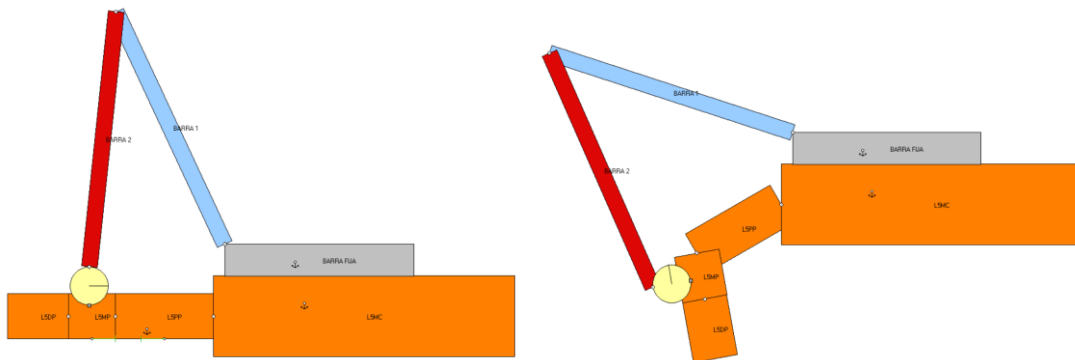


Figura 203. Posición 1 y 3 del dedo meñique 5th mujeres con mecanismo modificado

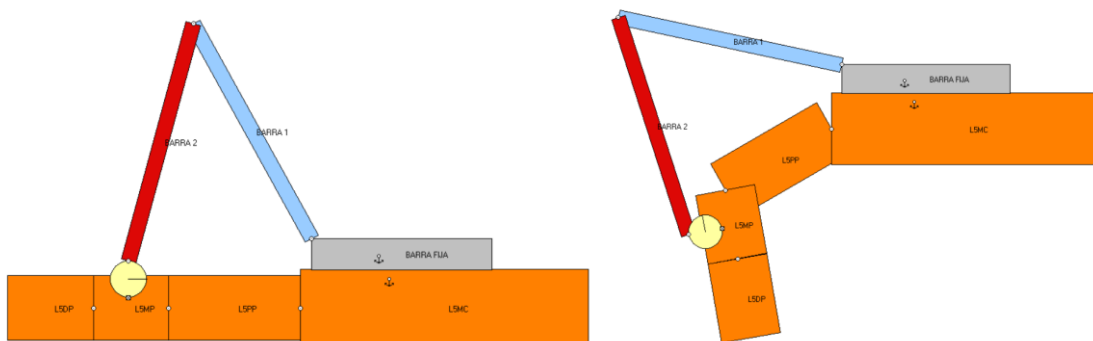


Figura 204. Posición 1 y 3 del dedo meñique 95th hombres con mecanismo modificado

Finalmente, se ha realizado el modelo en WM del pulgar y se ha incorporado dicho mecanismo para ambos extremos de la población, dando como resultado el que se

muestra en la Figura 205 y Figura 206. Por lo tanto, se ha llegado a la solución óptima, ya que el mecanismo principal será idéntico para todos los tamaños y para los cinco dedos.

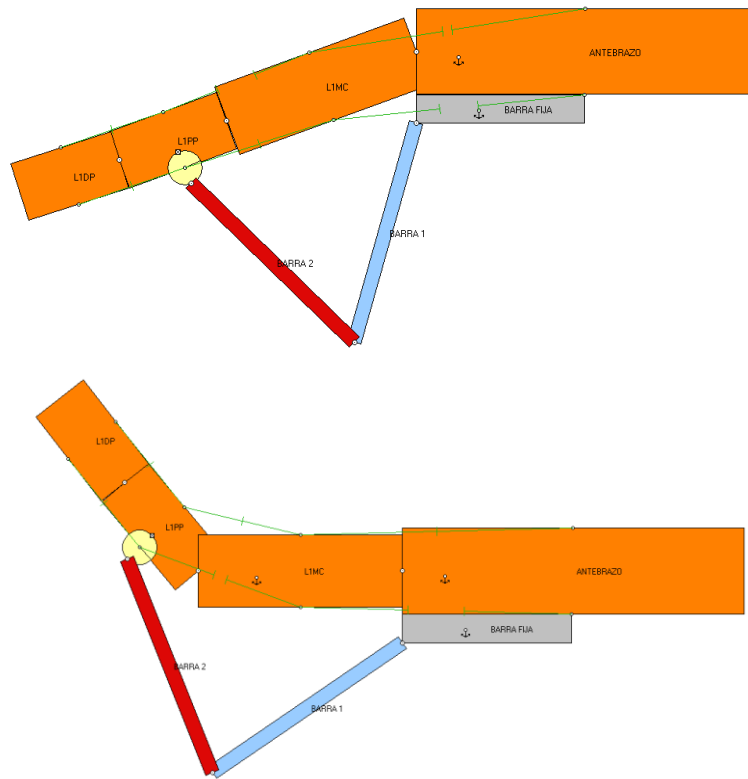
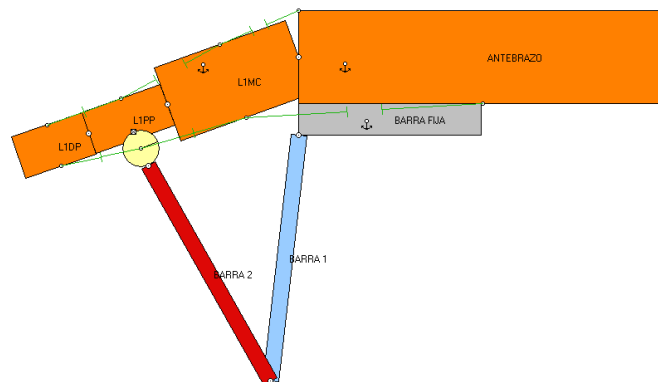


Figura 205. Posición 1 y 3 del pulgar 95th hombres con mecanismo modificado



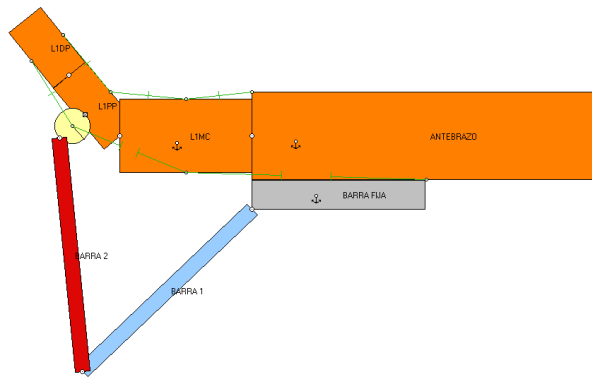


Figura 206. Posición 1 y 3 del pulgar 5th mujeres con mecanismo modificado

Sin embargo, habrá que tener en cuenta la posición de la articulación donde se fija la Barra 1, ya que el metacarpiano posee un movimiento distinto al de los demás. Así, se situará esa articulación cerca de la carpometacarpiana del pulgar (CMC).

12.5.2. MECANISMO AUXILIAR (ÍNDICE)

Una vez se ha obtenido un mecanismo principal que permite el movimiento deseado sin interferir con ningún elemento, se ha realizado una síntesis de generación de funciones con puntos de precisión de la Barra 1 para obtener el mecanismo auxiliar y así estimar unas dimensiones aproximadas para, posteriormente, obtener las características necesarias para los motores. Además, hay que considerar que la ubicación de estos será la misma para toda la población objetivo, por lo que se asegurará que este mecanismo será idéntico para ambos extremos, modificando de ser necesario la Barra 3 (Biela). Para ello se utilizarán ambos extremos de la población, de manera que se puedan comparar los resultados y llegar a la solución óptima.

PERCENTIL 5 DE MUJERES

En primer lugar, con ayuda del programa SolidWorks, se ha simplificado el mecanismo principal de Working Model y se han obtenido las 3 posiciones de la Barra 1 ($L1$, $\Delta\theta_{01}$, $\Delta\theta_{12}$, $\Delta\theta_{13}$). Además, es necesario saber las posiciones de la barra de entrada del mecanismo total, por lo tanto, se han estimado unas posiciones a criterio del diseñador ($L2$, $S1$, $S2$, $S3$), teniendo en cuenta la longitud de la mano del percentil 95 de hombres y una carrera de la deslizadera de 20 mm (Figura 207).

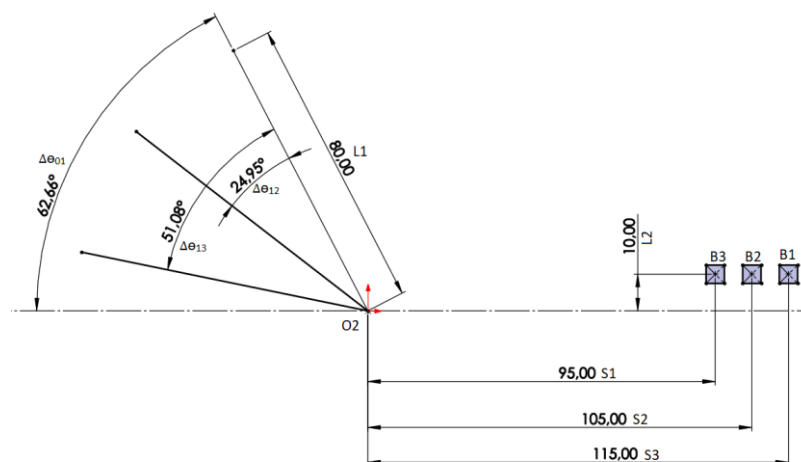


Figura 207. Síntesis de generación de funciones. Paso 1

A continuación, se gira el punto B2 respecto de O2 un ángulo igual a $\Delta\theta_{12}$ (pero en sentido contrario), obteniendo el punto B2'. Seguidamente se realiza la misma operación con $\Delta\theta_{13}$ y se obtiene B3' (ver Figura 208).

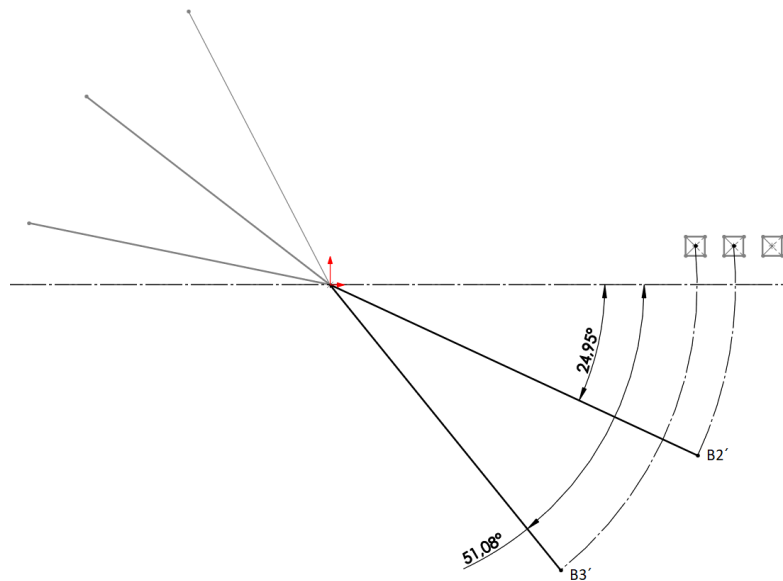


Figura 208. Síntesis de generación de funciones. Paso 2

Dibujando las mediatrices de los segmentos B1-B2' y B2'-B3' hasta llegar a la intersección de ambos se consigue el punto A1, que sería el acople de la biela al balancín (Figura 209). Finalmente, si se une A1 con B1 se consigue la dimensión de la biela.

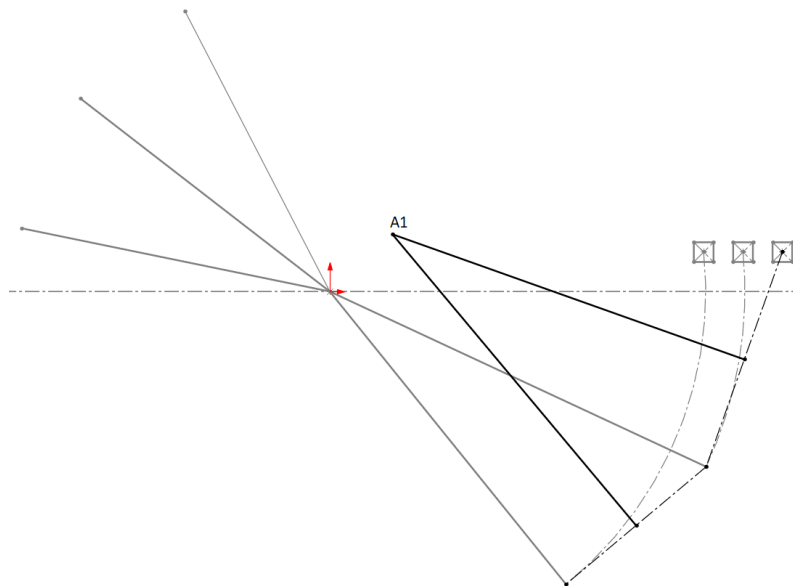


Figura 209. Síntesis de generación de funciones. Paso 3

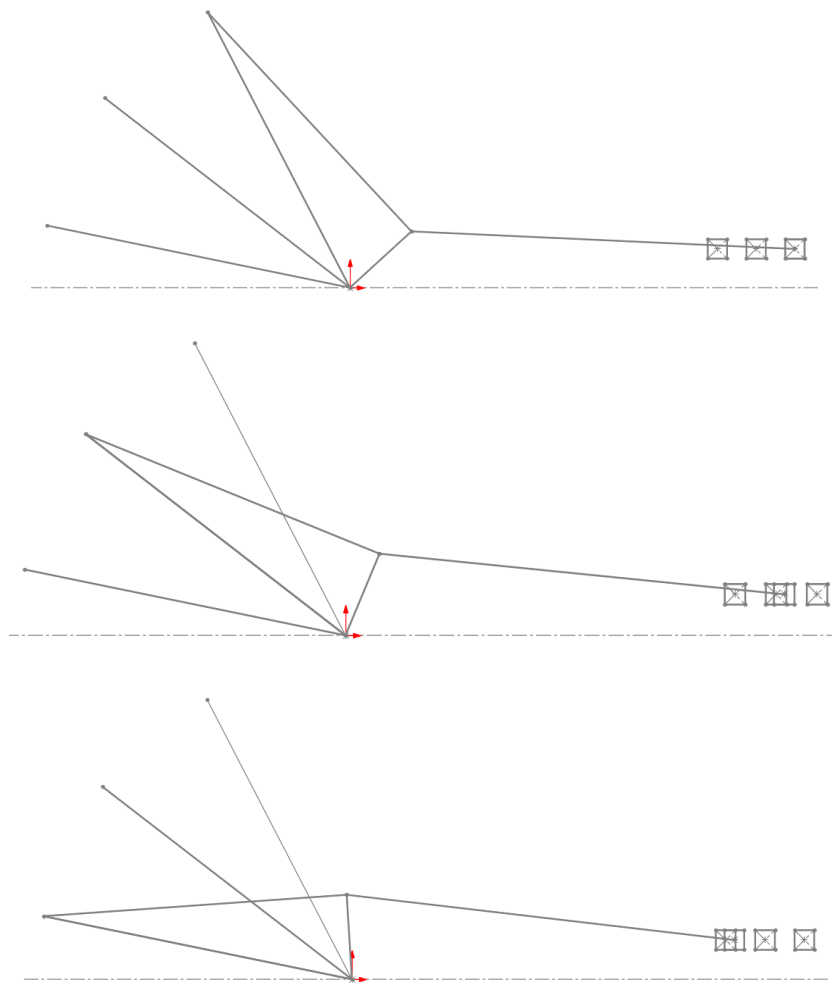


Figura 210. Resultado del mecanismo auxiliar para índice 5th en las 3 posiciones principales

Como se puede observar en la Figura 210, el mecanismo resultante no completa la carrera de 20 mm completamente, sólo realiza un desplazamiento de 17,79 mm (ver Figura 211). Con este resultado se obtiene un mecanismo auxiliar con un buen ángulo de transmisión y que ocupa todas las posiciones necesarias para completar el movimiento requerido.

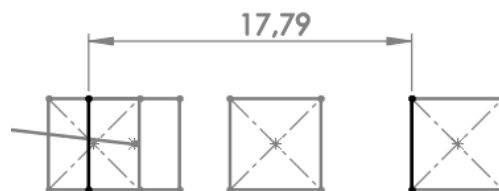


Figura 211. Recorrido total de la deslizadera 5th

PERCENTIL 95 DE HOMBRES

Para este caso se han seguido las mismas indicaciones que para el caso anterior, obteniendo las posiciones de la Barra 1 del programa Working Model y utilizando las mismas distancias de S1 y S3 y la misma carrera del actuador, ya que lo que interesa es que los motores se sitúen de manera fija, independientemente del tamaño de la mano. y se ha fijado la distancia S1 como máxima a sobrepasar por el actuador ya que se desea que no sobrepase la muñeca (ver Figura 212).

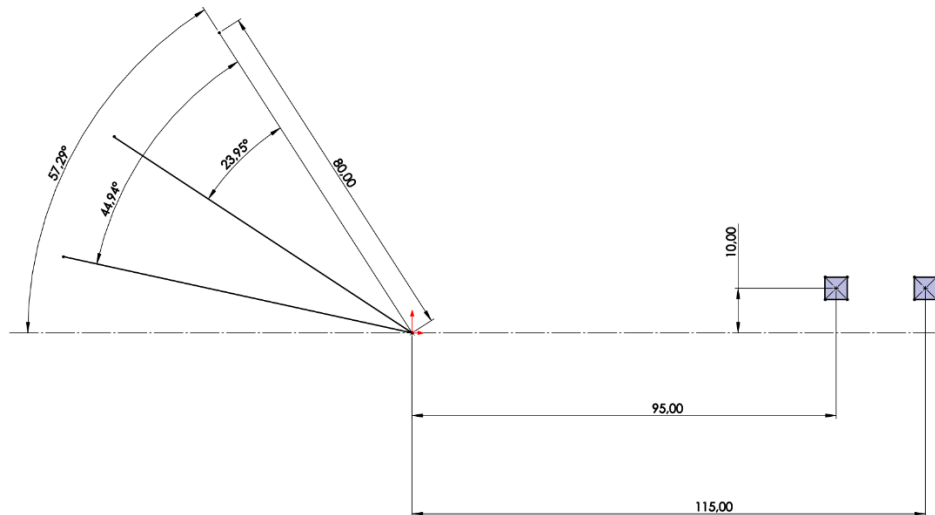


Figura 212. Adaptación de posición del mecanismo auxiliar al índice 95th de hombres

Además, tal y como se muestra en la Figura 213 se han trasladado las dimensiones de la Barra 1 y la Biela (Barra 3), para ver si el mecanismo es válido para ambos extremos, donde se observa que en la posición 1, el actuador ya habrá recorrido cierta distancia.

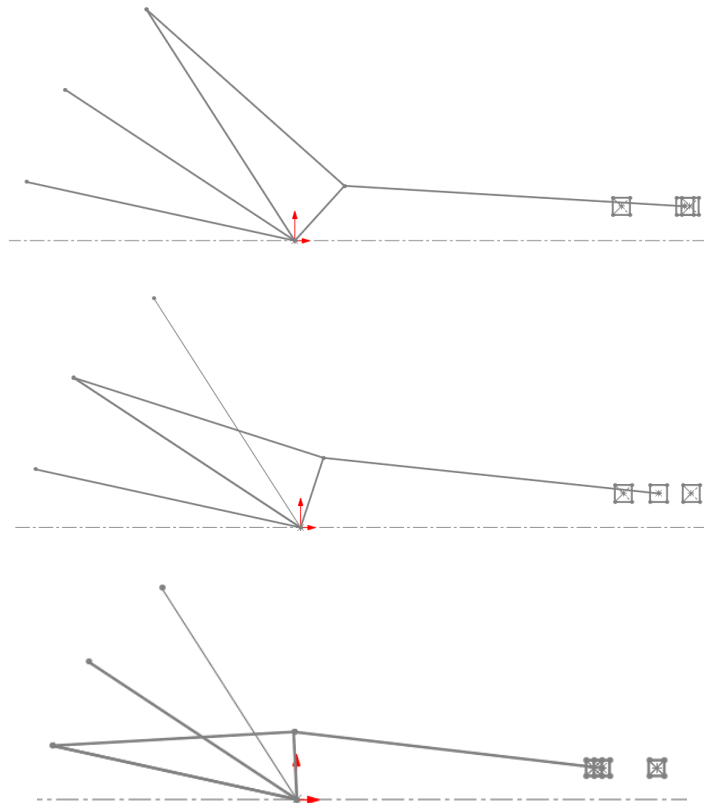


Figura 213. Resultado del mecanismo auxiliar para índice 95th en las 3 posiciones principales

Como se puede comprobar, para la posición 3, la deslizadera tampoco completaría los 20 mm de carrera, por lo que un motor con esta distancia de movimiento será suficiente.

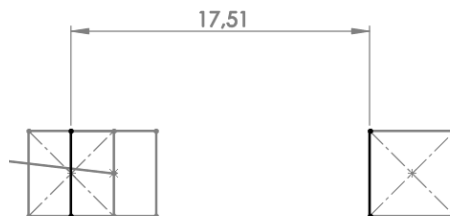


Figura 214. Recorrido total por la deslizadera 95th

12.5.3. MECANISMO AUXILIAR (CORAZÓN)

A continuación, ya que comparte motor con el dedo índice, se han obtenido las dimensiones de las Barras 1 y 3 en función del recorrido del servo lineal. Se ha seguido el mismo proceso que para el índice, pero en este caso teniendo en cuenta la posición inicial (S3) y final (S1) obtenida en los apartados 0 y 0. En la Figura 215 se muestra una imagen donde se puede comprobar que el recorrido coincide aproximadamente con el del índice.

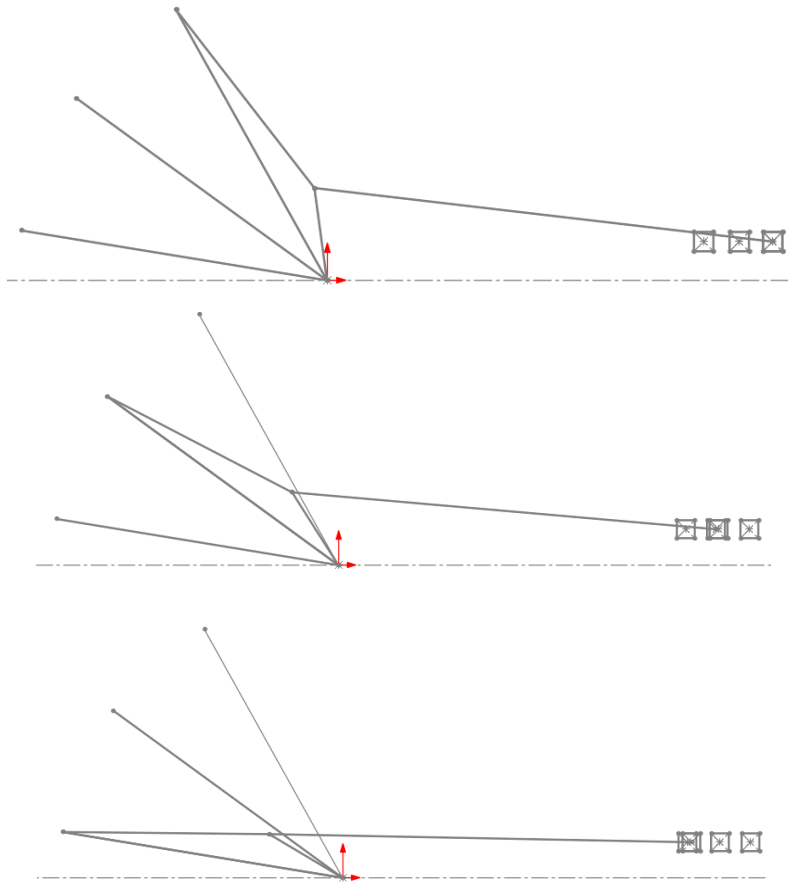


Figura 215. Resultado del mecanismo auxiliar para corazón 5th en las 3 posiciones principales

De igual manera que en el caso anterior, se cogieron las dimensiones de las Barras 1 y 3 obtenidas para el percentil 5 de mujeres, se adaptaron las posiciones de la Barra 1 y se comprobó que el recorrido del actuador fuera similar al obtenido para el dedo índice. En la Figura 216 se muestra cómo ambos recorridos son semejantes.

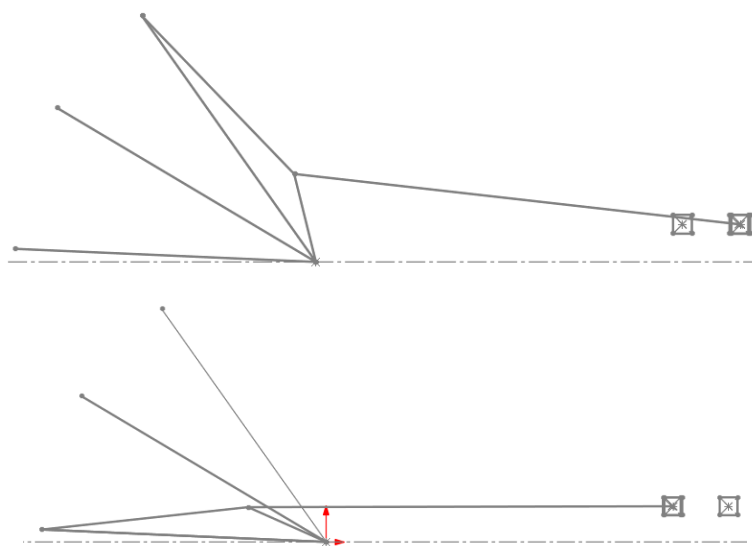


Figura 216. Resultado del mecanismo auxiliar para corazón 95th en las posiciones 1 y 3

12.5.4. MECANISMO AUXILIAR (ANULAR)

Para este caso, dada su similitud en cuanto a medidas con el índice, se incorporó el mecanismo obtenido para dicho dedo al anular, haciéndolo pasar por las posiciones 1, 2 y 3. En la Figura 217 se muestra el resultado obtenido para el extremo de la población más pequeño.

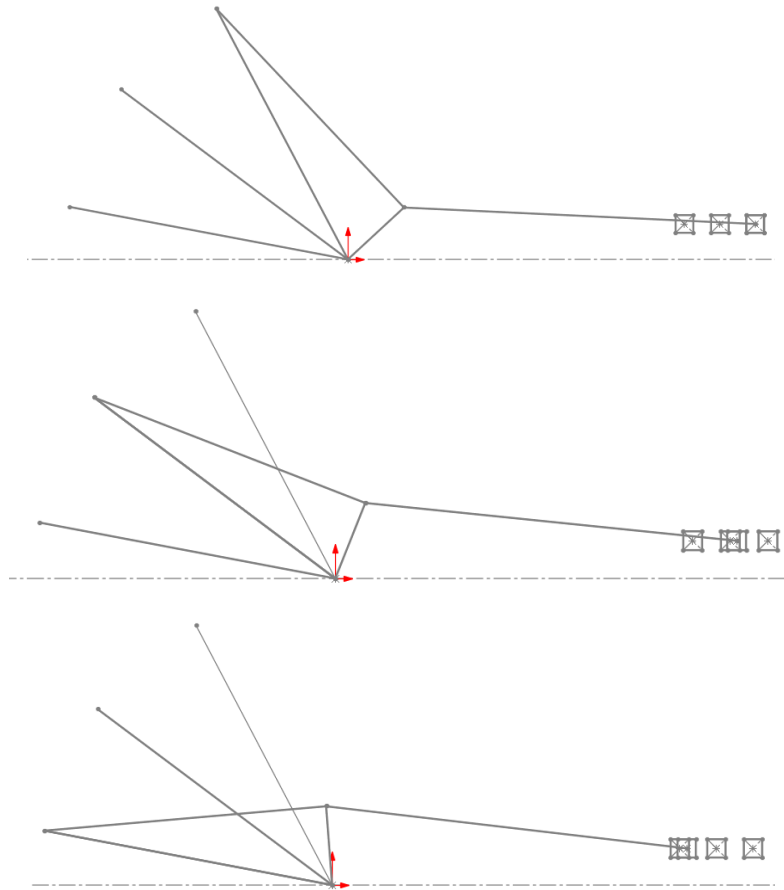


Figura 217. Resultado del mecanismo auxiliar para anular 5th en las posiciones 1, 2 y 3

Una vez obtenido el mecanismo auxiliar, se ha acoplado al extremo opuesto de la población, donde se observa que para llegar a la posición 3, el actuador sobrepasará la carrera en 0.42 mm, distancia prácticamente despreciable ya que no influirá en gran medida a la posición de este dedo. En la Figura 218 se muestra el resultado de incorporar dicho mecanismo al anular con un tamaño equivalente al percentil 95 de hombres.

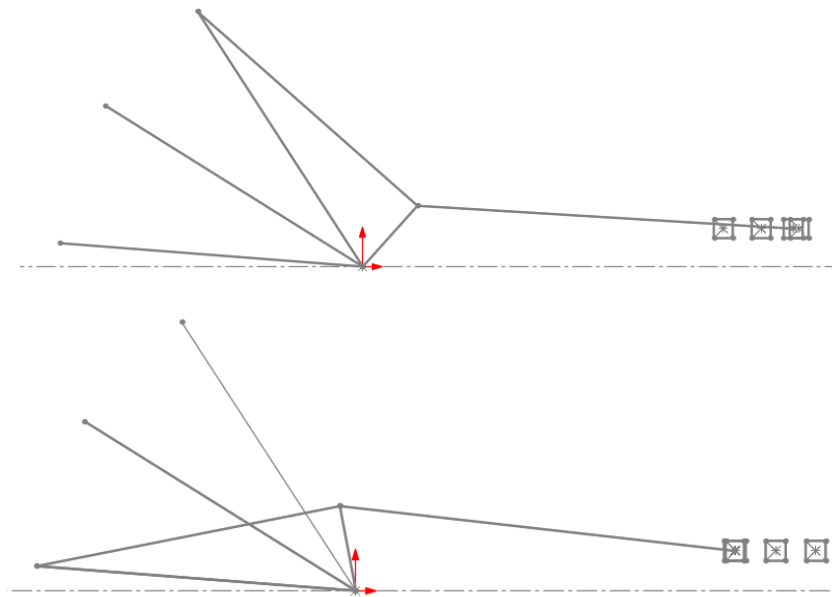


Figura 218. Resultado del mecanismo auxiliar para anular 95th en las posiciones 1 y 3

12.5.5. MECANISMO AUXILIAR (MEÑIQUE)

Para este caso se ha utilizado el mismo proceso que para el dedo corazón, fijando las posiciones de la Barra 1, obtenidas del modelo en WM, y las posiciones S1 y S3, del análisis para el dedo anular, donde se muestra que la carrera total recorrida para el percentil 5 es de 18.12 mm (ver Figura 219).

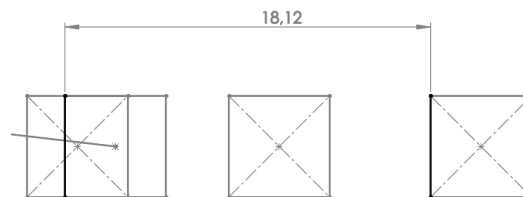


Figura 219. Recorrido total por la deslizadera 5th dedo anular

A continuación, mediante una síntesis de generación de funciones con dos posiciones objetivo (1 y 3), se obtienen las dimensiones de las barras 1 y 3. Realizando la simulación (Figura 220), se consigue ver como para el percentil 5 de mujeres el actuador no completa el mismo recorrido que para el meñique.

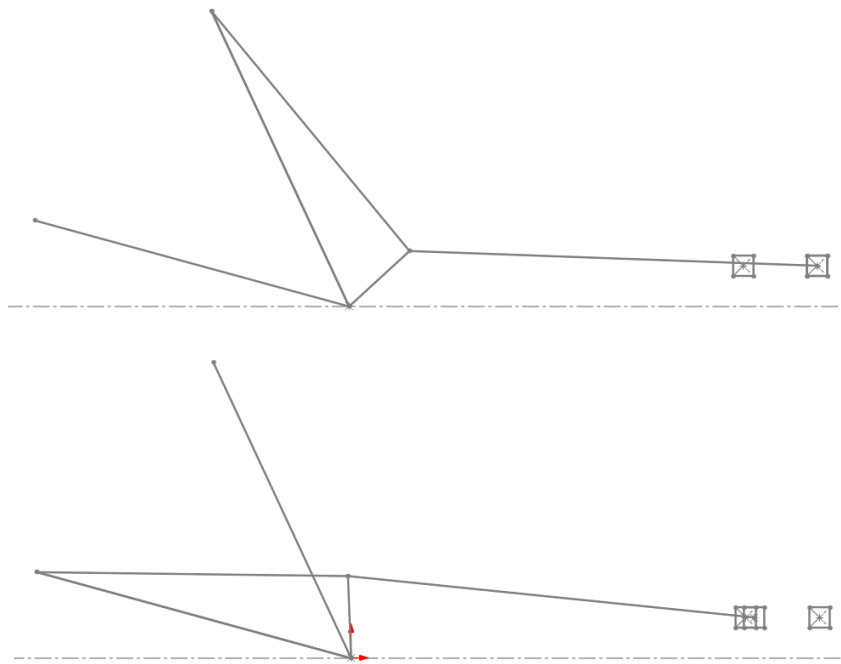
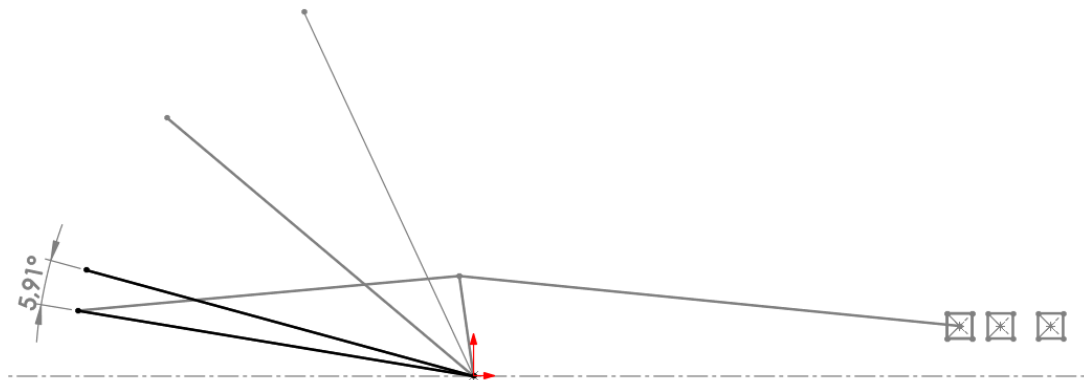


Figura 220. Resultado del mecanismo auxiliar para meñique 5th en las posiciones 1 y 3

En la Figura 221, se muestra como al completar la deslizadera el mismo recorrido que en el caso del dedo anular, la Barra 1 se inclinaría 5.91° de la posición 3, obteniendo una flexión de la falange proximal de 41.81° . Por lo tanto, no flexionará en exceso, ya que estaría dentro del rango natural de movimiento (ver Tabla 3).



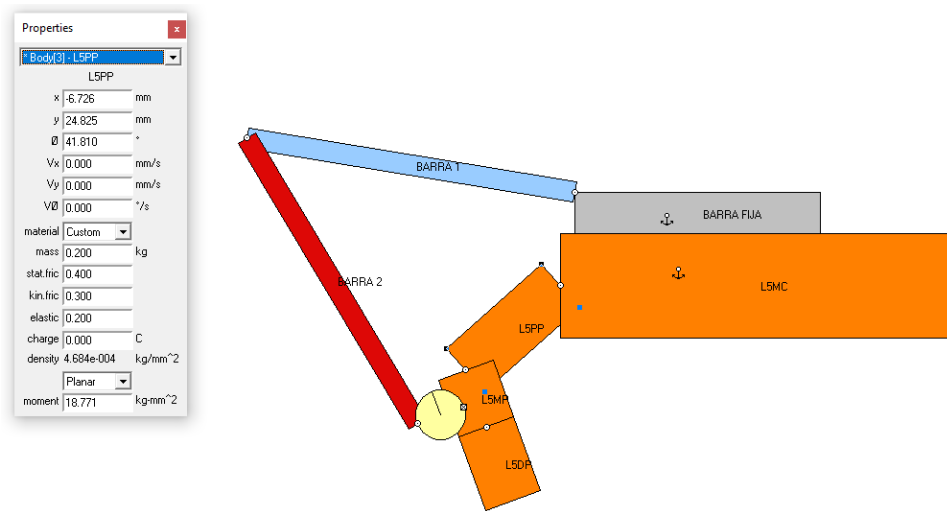


Figura 221. Posición meñique 5th al completar recorrido

Seguidamente, se fija el mecanismo en el dedo meñique perteneciente al extremo opuesto de la población objetivo dando como resultado el mostrado en la Figura 222.

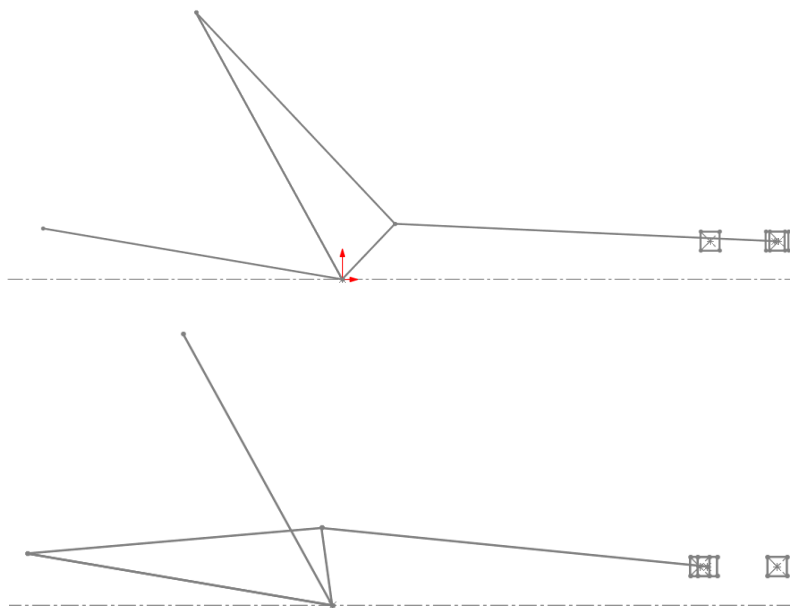


Figura 222. Resultado del mecanismo auxiliar para meñique 95th en las posiciones 1 y 3

En este caso, para que la deslizadera realice el mismo recorrido que para el percentil 95 del dedo anular, la Barra 1 se inclinará 5.78° , flexionando la FP un total de 38.685° , por lo que seguiría siendo válido (Figura 223).

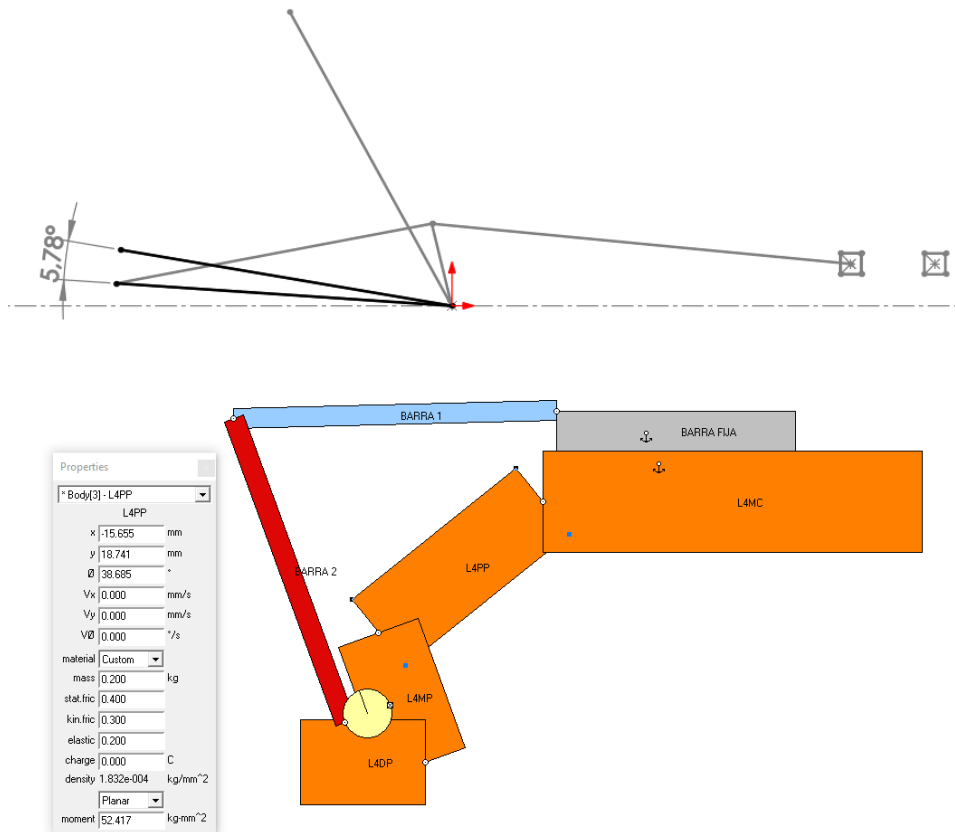


Figura 223. Posición muñeque 95th al completar recorrido

12.5.6. MECANISMO AUXILIAR (PULGAR)

Debido al movimiento independiente del pulgar, el actuador se situará a una distancia distinta que en los demás dedos. Para este estudio también se han utilizado las dimensiones del percentil 95 de hombres, ya que se requiere que la posición de este actuador sea fija, es decir, la misma para todos los tamaños.

En primer lugar, se intentó acoplar la geometría de la Barra 1 a este mecanismo y comprobar que el mecanismo principal era exactamente idéntico. Pero debido a su geometría, el punto de anclaje entre la Biela y la Barra 1 se situaba por encima de la horizontal (interferiría con el antebrazo). Por ello se decidió realizar una síntesis de generación de funciones, de igual manera que para el índice, pero adaptándolo a las dimensiones del pulgar.

PERCENTIL 5 DE MUJERES

En la Figura 224, Figura 225 y Figura 226 se muestran los pasos seguidos para la realización de la síntesis. El proceso ha sido similar al del índice, con la diferencia de que este mecanismo se sitúa por debajo de la horizontal. Además, se ha aumentado la carrera del actuador a 30 mm para situar el acople de la Biela a la Barra 1 justo por encima de la línea de recorrido del actuador.

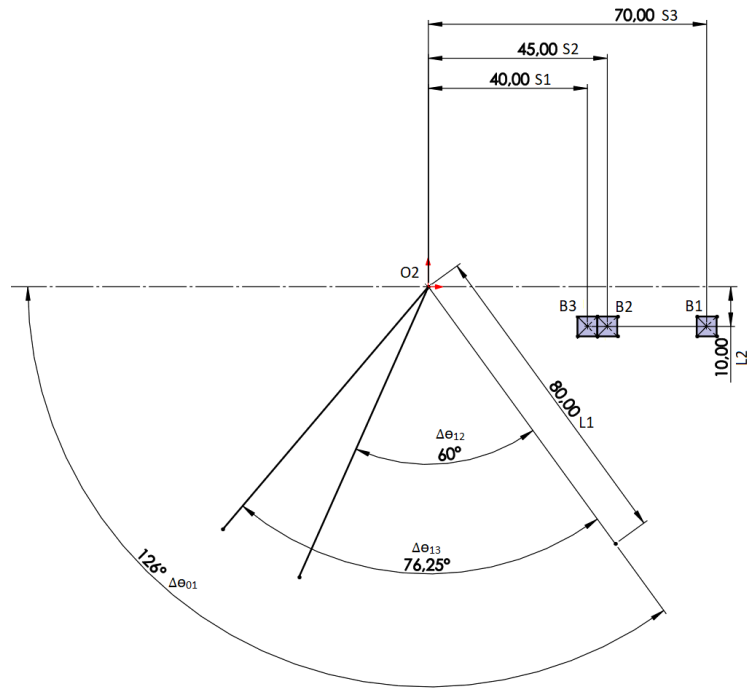


Figura 224. Síntesis de generación de funciones pulgar. Paso 1

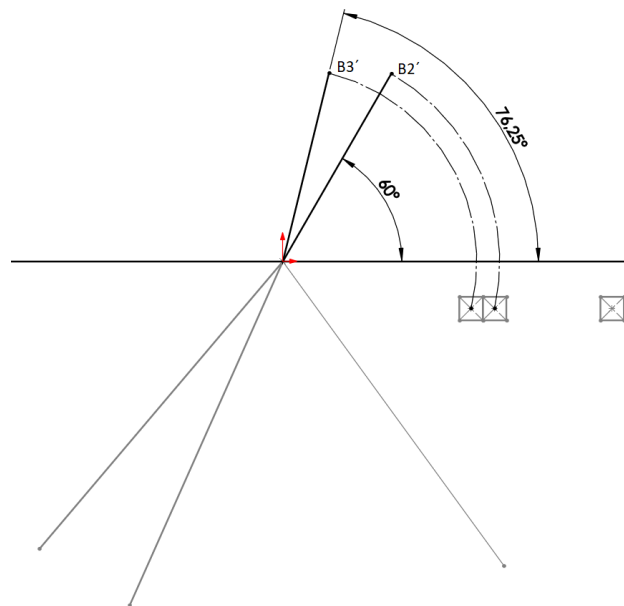


Figura 225. Síntesis de generación de funciones pulgar. Paso 2

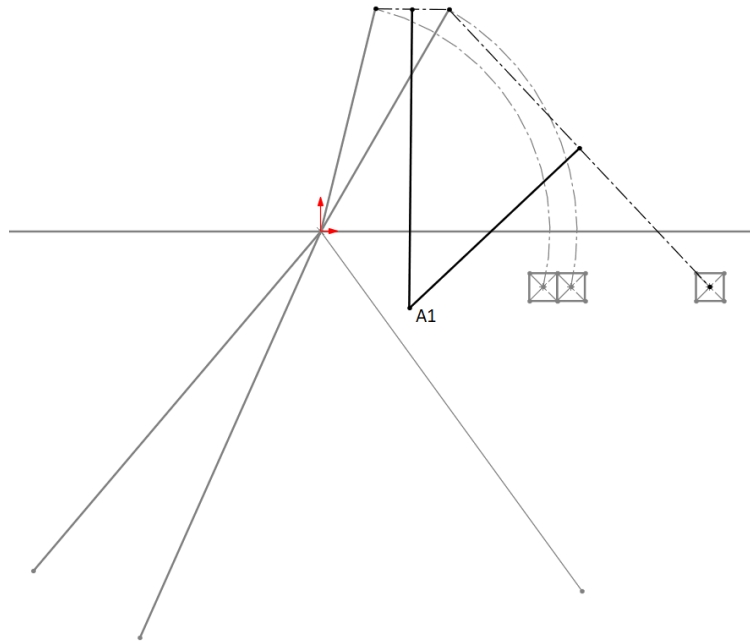
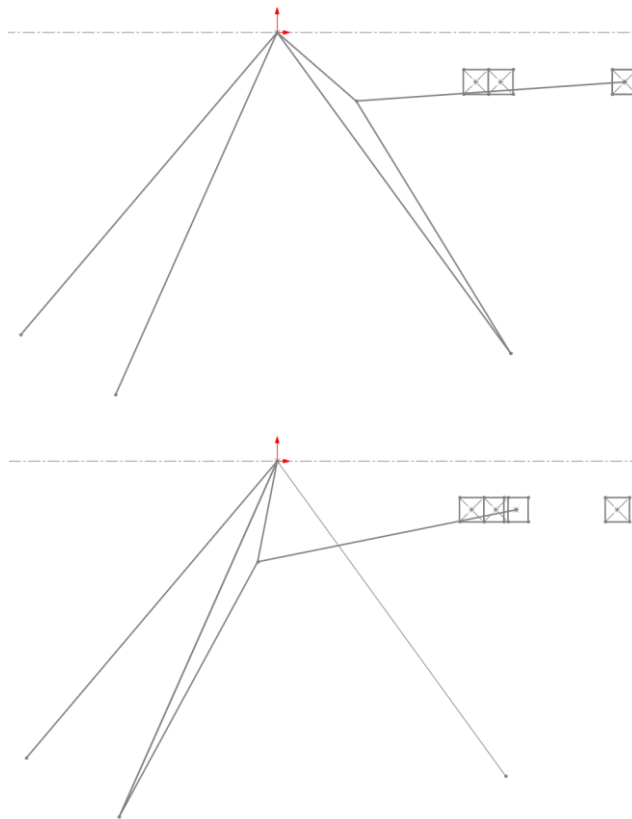


Figura 226. Síntesis de generación de funciones pulgar. Paso 3

Una vez realizados estos pasos, se generan los bloques con las dimensiones adecuadas y se simula el movimiento, pasando la Barra 1 por las posiciones 1, 2 y 3, dando como resultado el mostrado en Figura 227.



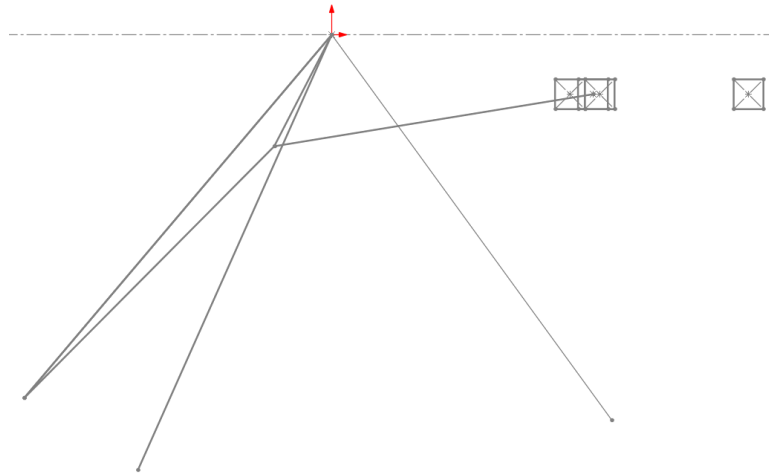


Figura 227. Resultado del mecanismo auxiliar para el pulgar 5th en las 3 posiciones principales

Además, la deslizadera no completa la carrera, quedándose a 3.86 mm de S1. Por lo tanto, sería válido para el percentil 5 de mujeres.

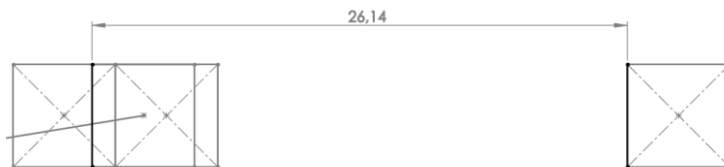
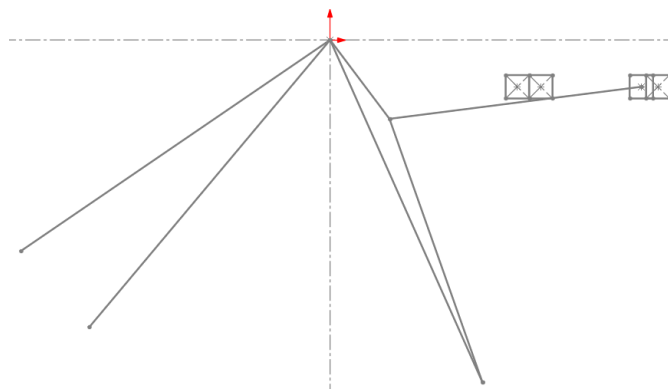


Figura 228. Recorrido total de la deslizadera 5th pulgar

PERCENTIL 95 DE HOMBRES

Del mismo modo que en 0, se ha posicionado la Barra 1 en función de los ángulos mostrados en WM, obteniendo el resultado ilustrativo de la validez de este mecanismo para todos los tamaños. En la Figura 229 se muestra una imagen con el mecanismo acoplado a las posiciones 1, 2 y 3 de la Barra 1 y donde se puede observar que para completar todo el recorrido será necesaria una carrera mayor, sobrepasando 0.35 mm (Figura 230). Al ser una distancia muy pequeña, se ha decidido mantener la carrera del actuador, despreciando que no se llegue a completar el rango de movimiento.



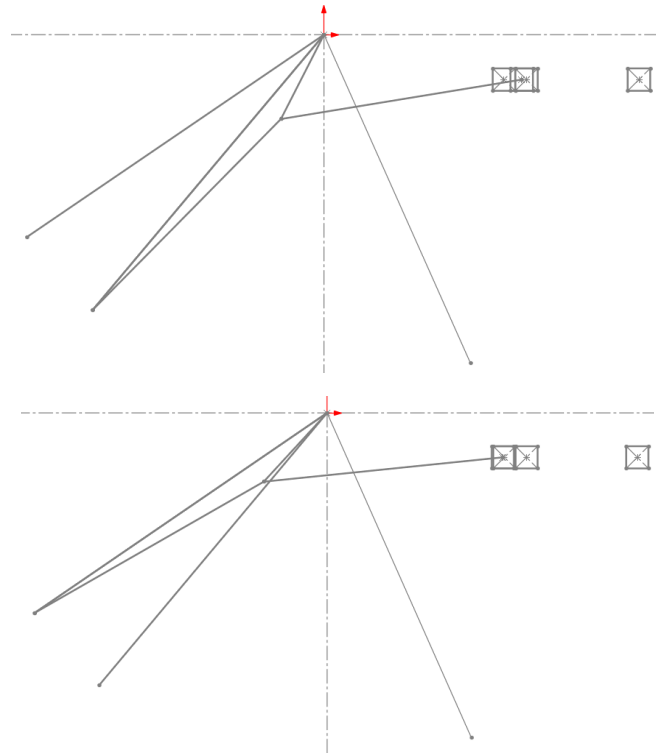


Figura 229. Resultado del mecanismo auxiliar para el pulgar 95 th en las 3 posiciones principales

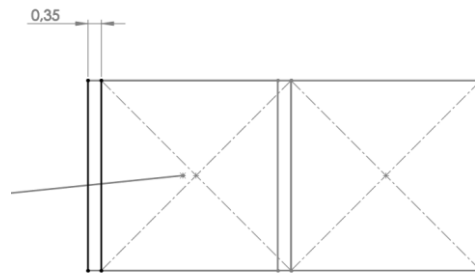


Figura 230. Recorrido sobrepasado por deslizadera 95th pulgar

12.6. DISEÑO 3D MECANISMO DE BARRAS

En este apartado se describirán los diferentes mecanismos de barras que componen el exoesqueleto, comenzando con el mecanismo principal y auxiliar y desglosándolos en cada una de las barras que componen los mismos.

12.6.1. MECANISMO INDICE, CORAZON, ANULAR Y MEÑIQUE

En la Figura 231 se muestra una vista isométrica de la unión del mecanismo principal y el auxiliar de los dedos índice, corazón, anular y meñique. Este mecanismo completo tiene como base principal la funcionalidad y la facilidad de ser fabricado mediante la tecnología FDM, obviando los componentes comerciales como tornillería o casquillos.



Figura 231. Modelo 3D Mecanismo dedos isométrica

Como se puede observar en la Figura 232, se ha seguido la misma dinámica que en los estudios anteriores (ver apartado 12.5), obteniendo como medida base la distancia entre centros de cada una de las barras.



Figura 232. Modelo 3D Mecanismo dedos perfil

En cuanto al montaje del mismo, se añadirán casquillos de $\varnothing 4.5 \times 4$ mm en todos los orificios de las diferentes barras, excepto en dos zonas, que serán de mayor longitud debido a una mayor anchura:

- En el extremo de la Barra 3 que se une con la Barra 4, donde se introducirá uno de longitud 5 mm
- En el extremo de la Barra 4 que se une con el servomotor lineal, donde se insertará un casquillo de longitud 6 mm.

Además, serán necesarios unos pasadores de diámetro 3 mm para la unión de unas barras con otras. Las medidas serán las siguientes:

- 4 unidades de $\varnothing 3 \times 22$ mm para unir la Barra 3 con la Barra 4
- 12 unidades de $\varnothing 3 \times 14$ mm para unir las demás barras entre ellas

A continuación, se muestran cada una de las barras por separado, añadiendo una breve explicación respecto al diseño de las mismas.

BARRA 1

Como se muestra en la Figura 233, para la construcción de esta barra, se ha optado por un diseño sencillo y fácil de fabricar mediante la tecnología FDM. Para ello, se han cogido las medidas entre los centros (donde se une a las demás barras) y se ha generado la geometría externa, formando un triángulo escaleno acorde a las medidas obtenidas en el apartado 12.5.

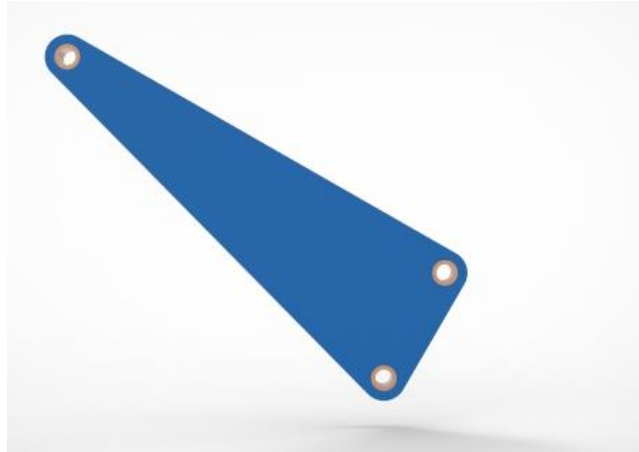


Figura 233. Modelo 3D Barra 1 dedo índice perfil

Por otro lado, para asegurar que el montaje se realiza correctamente, se ha añadido en la parte superior un marcador donde se indica a qué falange pertenece. En el caso de la barra que se muestra en la Figura 234, pertenecería a la segunda falange, es decir, al dedo índice.



Figura 234. Modelo 3D Barra 1 dedo índice isométrica

Para el diseño de la Barra 1 de los dedos corazón, anular e índice se ha seguido el mismo criterio, obteniendo geometrías muy similares acorde con las distancias entre sus centros.

BARRA 2

La Barra 2 se comparte con las falanges II, III, IV y V, por lo que había que asegurar que el diseño fuera robusto, que permitiera un acople alineado a la Barra 1 y que fuera fácil de fabricar mediante impresión 3D.

Siguiendo el mismo criterio que para la Barra 1, se ha cogido la distancia entre centros y se ha generado la geometría externa (ver Figura 235), procurando redondear todas las aristas vivas y así evitar daños al usuario o roturas por concentradores de tensión.



Figura 235. Modelo 3D Barra 2 dedos perfil

Además, teniendo en cuenta que los casquillos utilizados serán los mismos que para la Barra 1, se ha logrado dar mayor resistencia al diseño, dividiendo en dos los esfuerzos soportados en los puntos de anclaje (ver Figura 236).



Figura 236. Modelo 3D Barra 2 dedos isométrica

BARRA 3

El diseño de este componente es una mezcla entre la Barra 1 y la Barra 2, ofreciendo robustez, facilidad de impresión 3D y alineación con el mecanismo principal. En la Figura 237 se muestra una imagen de perfil de este componente.



Figura 237. Modelo 3D Barra 3 dedo índice perfil

Además, al no ser compartida con los demás dedos (excepto con el anular), también se ha añadido un marcador que indica la falange a la que pertenece este componente (Figura 238)



Figura 238. Modelo 3D Barra 3 dedo índice isométrica

BARRA 4

Esta barra une la biela (Barra 3) con el actuador lineal, permitiendo utilizar un único servomotor para el movimiento de dos dedos.

Para su diseño se ha buscado la simetría y la funcionalidad, teniendo en cuenta el diámetro de los casquillos y evitando aristas vivas. En cuanto a la fabricación mediante la tecnología FDM, serán necesarios soportes que permitan el apoyo de los salientes inferiores (ver Figura 239).

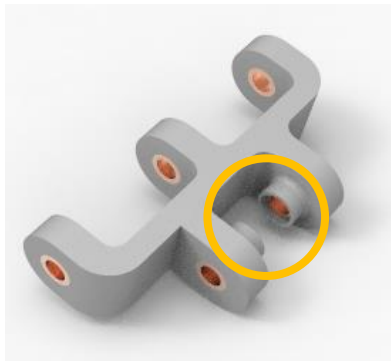


Figura 239. Modelo 3D Barra 4 isométrica

Además, gracias a la geometría de esta pieza, se permite variar la distancia entre falanges sin necesidad de imprimir una pieza por cada paciente.

12.6.2. MECANISMO PULGAR

Para obtener el modelo 3D del mecanismo del pulgar, también se ha utilizado el mismo criterio que para el de los demás dedos, comenzar desde las medidas básicas obtenidas en el apartado 12.5 y asegurar la funcionalidad, sin olvidar que se deberá poder imprimir mediante impresión 3D. En la Figura 240 se puede observar como el mecanismo modelado es muy similar al obtenido en el apartado 12.5.



Figura 240. Modelo 3D mecanismo pulgar perfil

Debido a la complejidad del movimiento del dedo pulgar, se han cambiado algunas uniones que en los demás mecanismos son de tipo bisagra por uniones de tipo condílea, pero con movimiento de rotación. Para ello, se ha decidido aprovechar la propia geometría de las barras, afectando levemente a la facilidad de fabricación de las mismas.

En la Figura 241 se muestra una vista isométrica donde se puede comprobar cómo las uniones entre las Barras 1 y 2, las barras 1 y 4 y la Barra 1 con la Barra fija se han modificado para ampliar la movilidad del pulgar.



Figura 241. Modelo 3D mecanismo pulgar isométrica

En cuanto al montaje de este mecanismo, es muy similar a los demás, casquillos de $\varnothing 4.5 \times 4$ mm y pasadores de $\varnothing 3 \times 14$ mm fijados a presión.

BARRA 1

Para la construcción de este componente se ha preferido evitar el uso de piezas comerciales que realicen la misma función a cambio de una peor fabricabilidad, reduciendo el peso y el coste del producto. En cuanto a las medidas funcionales, se han utilizado las obtenidas en el apartado 12.5, donde uniendo los centros de las bolas y el orificio se puede observar que forma un triángulo escaleno. En la Figura 242 se muestra una imagen de perfil donde se puede ver la similitud con el resultado obtenido en dicho apartado.



Figura 242. Modelo 3D Barra 1 pulgar perfil

BARRA 2

Esta barra se compone de dos piezas, que se unen mediante dos tuercas y dos tornillos (ver Figura 243) tras haber acoplado la bola de la Barra 1. De esta manera, se asegura la unión entre la Barra 1 y la Barra 2.



Figura 243. Modelo 3D Barra 2 pulgar perfil

En la Figura 244 se muestra una vista isométrica de las dos partes unidas, donde se puede comprobar la semejanza geométrica con la Barra 2 que compone el mecanismo de los demás dedos



Figura 244. Modelo 3D Barra 2 pulgar isométrica

BARRA 3

Con este componente ocurre lo mismo que con la Barra 1, se ha realizado una pieza más difícil de imprimir para no añadir componentes comerciales que aumentaran el peso y el coste del producto. A pesar de esto, es una pieza que se puede fabricar fácilmente, incluso sin necesidad de soportes.

La distancia entre centros es exactamente la misma que la obtenida en el apartado 12.5, en la Figura 245 se puede observar el parecido con lo obtenido en dicho apartado.



Figura 245. Modelo 3D Barra 3 pulgar perfil

En esta vista isométrica (Figura 246) se puede ver que la geometría de este componente se aproxima al de la Barra 3 del mecanismo de las falanges II, III, IV y V.



Figura 246. Modelo 3D Barra 3 pulgar isométrica

BARRA 4

Este elemento se divide en dos piezas iguales que se unen de la misma manera que la Barra 2 (mediante tornillo y tuerca), fijando la bola de la Barra 3 pero permitiendo el movimiento requerido. Este componente se fijará al servo mediante un tornillo de cabeza hueca hexagonal y una tuerca, apretando la unión e inmovilizándola en la posición deseada.

En la Figura 247 se muestra una imagen del conjunto unido, formando la Barra 4.



Figura 247. Modelo 3D Barra 4 pulgar isométrica

12.7. JUSTIFICACION SELECCIÓN MOTORES

En este apartado se explicará el proceso seguido para la obtención del motor con las características adecuadas, ya que será el encargado de ofrecer la fuerza necesaria para realizar los movimientos de flexión y extensión. Cabe destacar que no se ha considerado la fricción ocasionada por cojinetes u otros componentes del exoesqueleto. Este aspecto se considerará para la Fase Final y repercutirá en la selección de los motores u otros componentes, como baterías, al requerir mayor potencia para el correcto funcionamiento.

12.7.1. VENTAJA MECÁNICA (VM)

Se ha considerado importante estudiar la ventaja mecánica del mecanismo para obtener una idea aproximada de las características funcionales de los motores a utilizar. Para ello se han utilizado los modelos en 2D creados con la herramienta Working Model. En este apartado únicamente se muestra el resultado para el dedo índice ya que es el dedo de los que más datos se han obtenido, además de ser, junto con el corazón, el dedo más pesado y con mayor fuerza (según los datos recogidos en [27]). De esta manera, se considerarán que los demás dedos poseen la misma fuerza. También supondrá la mayor desproporción en cuanto a ventaja mecánica al obtener mayor longitud e inclinación que el pulgar.

En un sistema ideal, sin resistencias pasivas, toda la potencia de entrada estará disponible a la salida y, por tanto, para el caso de entrada y salidas giratorias, [31]. En este estudio se ha considerado el caso ideal, ya que todavía no se tiene una magnitud de la fricción de los eslabones, por ejemplo. Pero sí que se aplicará un coeficiente de seguridad que asegure la correcta selección del actuador. Por lo tanto, la ventaja mecánica del mecanismo será equivalente a la relación entre la velocidad angular de entrada y la de salida, tal y como se muestra en la fórmula [2].

$$VM = \frac{W_e}{W_s} \quad [2]$$

Donde W_e es la velocidad angular de la barra de entrada y W_s , la de salida.

Se han considerado dos situaciones: una, flexión de la IFP con MCF extendida; y otra, flexión de la IFP con MCF flexionada 30° (flexión aproximada que suele darse cuando se cogen objetos). Para ambas situaciones se utilizará el mismo modelo que en el apartado 12.5.1.

VM CON MCF EXTENDIDA

Una vez se tiene el modelo, se ha fijado la falange L2PP para imposibilitar su rotación (ver Figura 248) y se añade un actuador con una característica de velocidad de 5 mm/s, de manera que se pueda visualizar todo el movimiento lentamente. A continuación, se miden las velocidades de rotación de la Barra 1 (entrada) y la L2MP (salida) y se exportan los resultados a una hoja Excel. Utilizando la fórmula [2] durante todas las fases estudiadas, en la Figura 249 se muestra el resultado de la ventaja mecánica en función del ángulo rotado por la FM (L2MP).

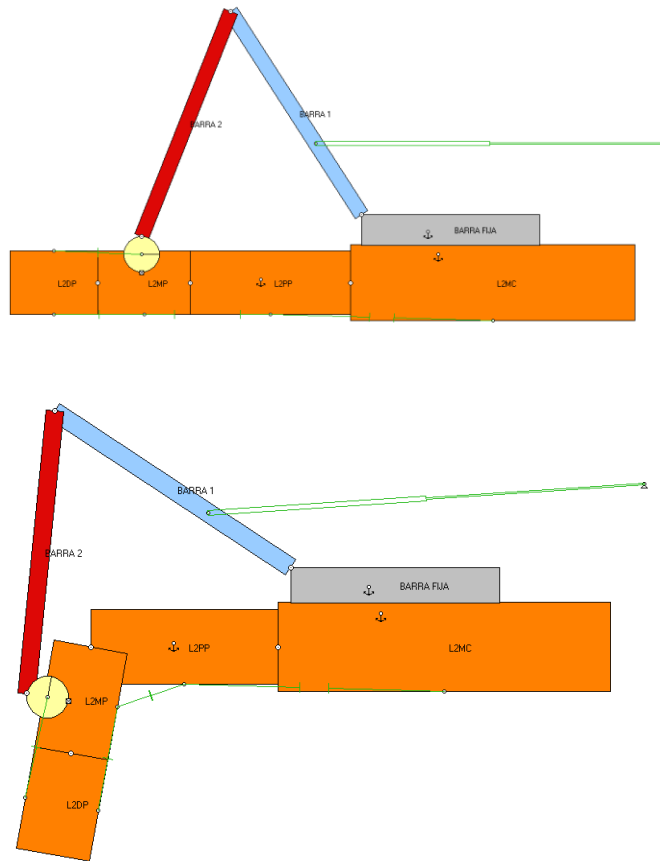


Figura 248. Simulación VM con MCF extendida (95th)

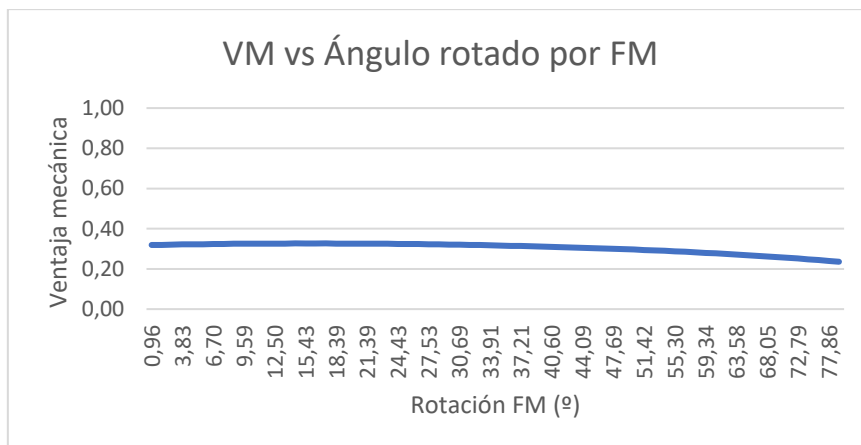


Figura 249. Resultado de simulación VM con MCF extendida (95th)

VM A FLEXIÓN CON MCF FLEXIONADA 30º

Para esta simulación se ha posicionado la L2PP en la posición deseada y se ha fijado (ver Figura 250). En este caso también se ha añadido un actuador con las mismas características para visualizar más lentamente la simulación.

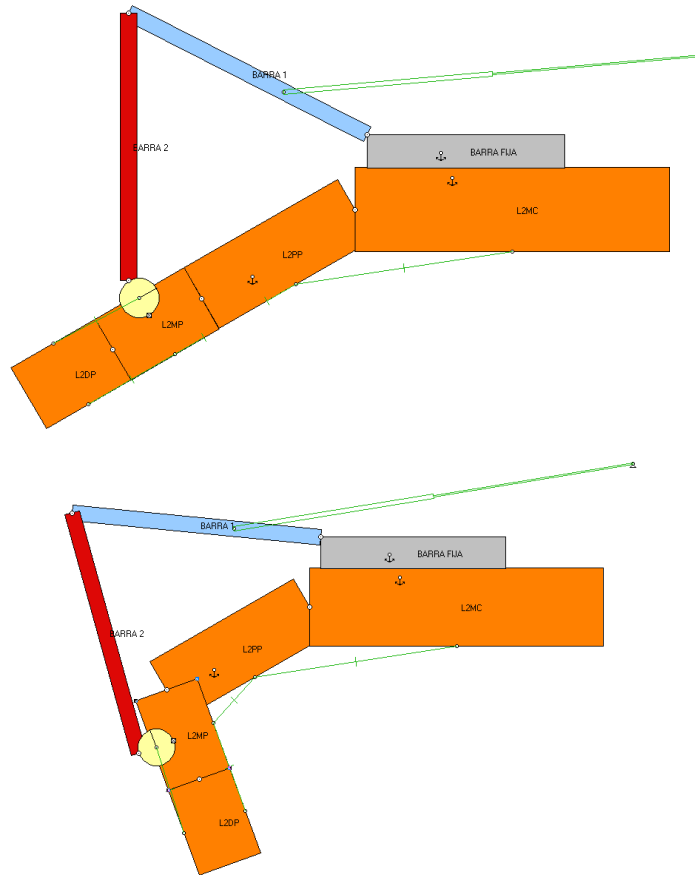


Figura 250. Simulación VM con MCF flexionada (95th)

Al igual que en la anterior simulación, se inicia el estudio y se exportan los datos a una hoja Excel, obteniendo la gráfica de la Figura 251.

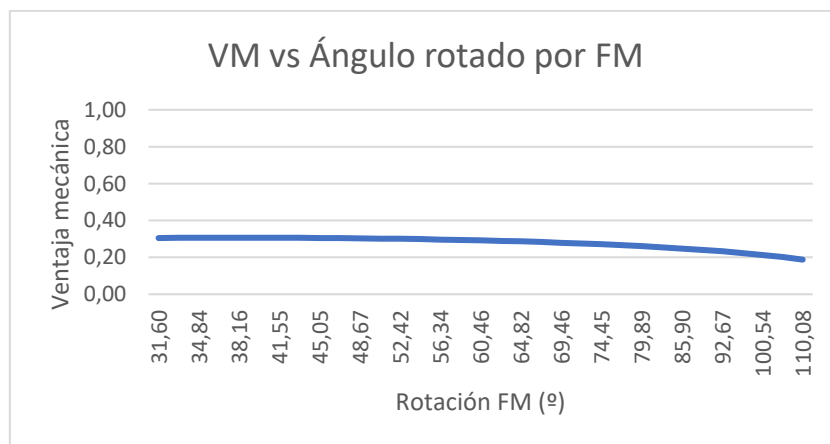


Figura 251. Resultado de simulación VM con MCF flexionada (95th)

De la misma manera que para el percentil 95 de hombres, se realizó este proceso para el percentil 5 de mujeres para visualizar en cuál de los dos casos se obtiene una peor relación. En la Figura 252 y Figura 253 se muestran las gráficas con los resultados obtenidos.

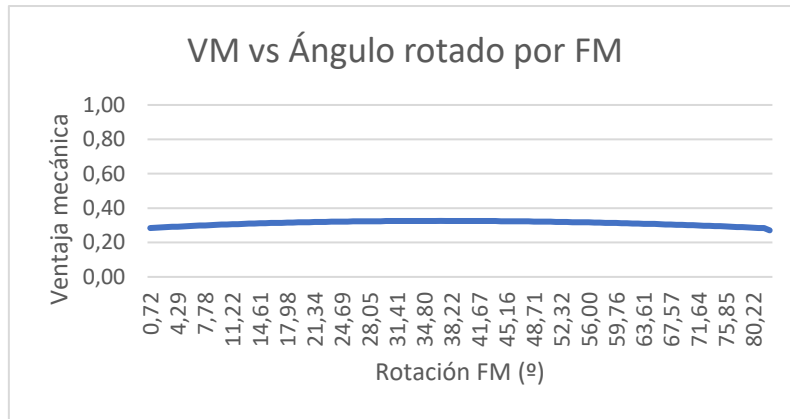


Figura 252. Resultado de simulación VM con MCF extendida (5th)

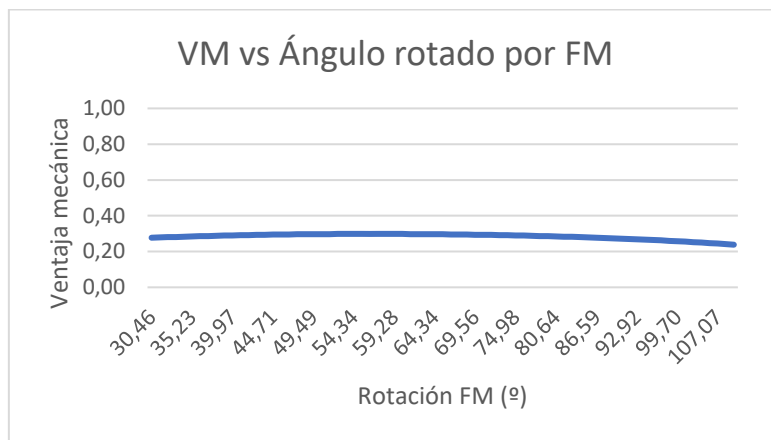


Figura 253. Resultado de simulación VM con MCF flexionada (5th)

Finalmente, en base a estos resultados, se puede comprobar que el peor de los casos se da con el percentil 95 de hombres, en concreto cuando la MCF está flexionada. Por lo tanto, este modelo es el utilizado en posteriores análisis.

12.7.2. SELECCIÓN DE MOTOR

En primer lugar, se ha repartido el peso entre las falanges en función de su porcentaje en longitud, es decir, si la longitud total (100%) desde la muñeca a la punta del dedo índice de un hombre perteneciente al percentil 95 es de 206.4 mm (ver artículo [27]) y el peso de la mano es del 0.6% del peso total del cuerpo, el peso de esos 206.4 mm corresponderán a una quinta parte de 0.6 kg, aproximadamente (considerando un peso de 100 kilos). En la Tabla 43 se muestran los pesos relativos de cada falange del índice.

Tabla 43. Distribución de pesos de las falanges del dedo índice

Falange	Dimensión (mm)	Porcentaje (%)	Peso (kg)
L2MC	93.9	45.5	0.05
L2PP	53	25.7	0.03
L2MP	30.5	14.8	0.02
L2DP	29	14.1	0.02

A continuación, se han aplicado estos pesos a cada bloque en Working Model y se han aplicado las características del plástico que ya dispone la herramienta de manera predeterminada, de manera que el estudio se asemeje a la realidad lo máximo posible.

Por otro lado, según los datos de [27], durante la acción de verter agua sobre un vaso con una botella de vidrio plástico llena se genera una presión de 18 N, repartiéndose en porcentajes distintos en cada una de las falanges distales. El 15% de esta fuerza la asume el índice, y el 35%, el pulgar. Por lo que se generarían unas fuerzas de 2.7 N y 6.3 N, respectivamente.

Como no se han encontrado datos de presión para la falange media, y como la fijación se realiza sobre esta falange, se ha considerado que dicha fuerza (2.7 N) se genera perpendicular a la FM, simulando la presión de un objeto. Además, se ha añadido un actuador con la característica de longitud fija y se ha posicionado en como se muestra en la Figura 254 , ya que es el caso más desfavorable (donde menor VM existe).

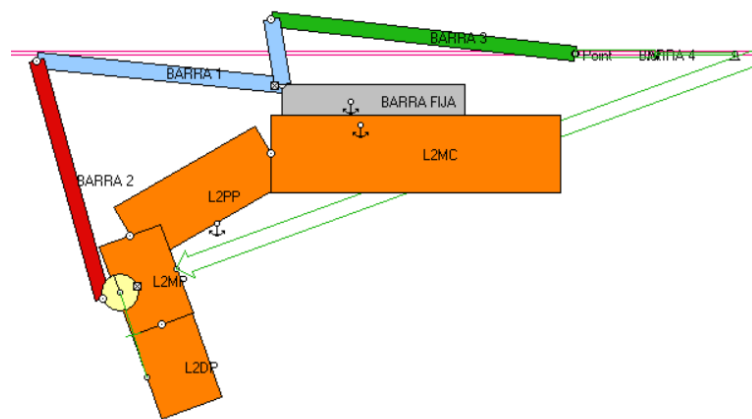


Figura 254. Modelo del dedo índice 95th en WM para estudio de motores

De esta manera, midiendo el resultado de la tensión sufrida por el actuador, se obtiene la fuerza necesaria para mantener el dedo en esa posición. En la Figura 255 se muestra el resultado obtenido de la fuerza a compresión resultante.

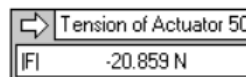


Figura 255. Fuerza resultante en el actuador

Una vez obtenido este resultado, con el modelo del pulgar (Figura 256), se realiza el mismo análisis para la posición 3, ya que se quiere simular el agarre de un objeto y para eso tanto la CMC como la MCF deben estar flexionadas. Así se conseguirá obtener la fuerza necesaria que deberá ofrecer el motor, puesto que su movimiento es independiente. Destacar que para este caso se han despreciado los pesos relativos a cada falange ya que se comprobó con el índice que no variaba demasiado el resultado.

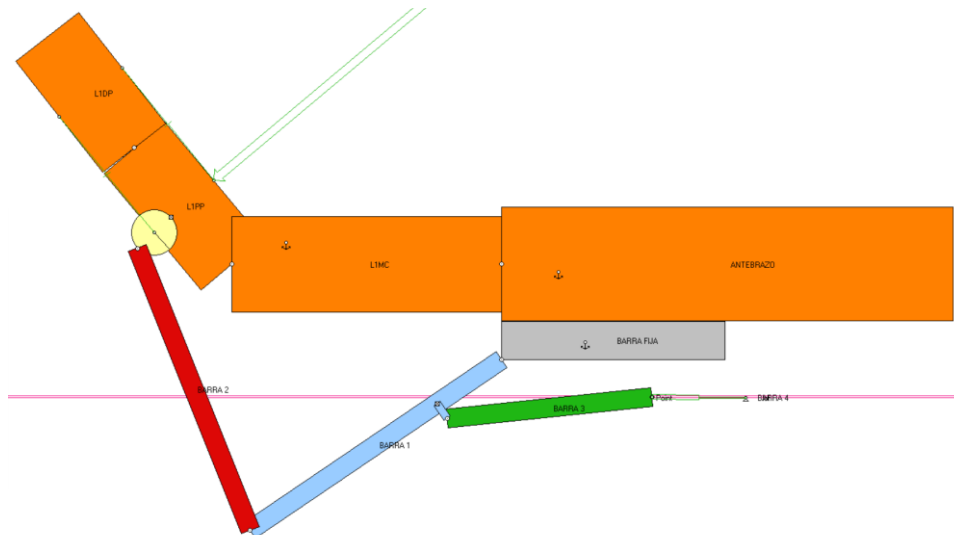


Figura 256. Modelo del pulgar en WM para estudio de motores

Una vez realizado el análisis, se obtiene una fuerza aproximada a compresión en el actuador de 32.5 N (ver Figura 257).

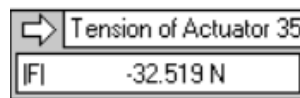


Figura 257. Fuerza resultante en el actuador 2

Finalmente, como se ha comprobado, las fuerzas mínimas transmitidas por los motores deberán ser de 21 N para cada dedo, aproximadamente y de 32.5 N para el caso del pulgar.

Con todos los datos recogidos, y tras realizar una extensa búsqueda en internet, el motor seleccionado es un motor lineal correspondiente a la referencia L12-R de Firgelli, con una carrera de 30 mm. Se ha escogido esta carrera por ser la mínima disponible. La ventaja de utilizar este tipo de motores es que pueden ser utilizados como servos lineales si se controla con un controlador externo (en este caso, Arduino). Además, está diseñado para mover cargas de empuje y de tracción a lo largo de su longitud de carrera, con una velocidad de 6,5 mm/s. Cuando se desconecta la alimentación, este actuador deja de moverse y mantiene su posición a menos que la carga aplicada sea superior a 200 N, entonces retrocederá. En cuanto a la alimentación, este trabaja de 5 a 6 V con una corriente de 460 mA cuando ofrece la máxima fuerza.

CATÁLOGO

A continuación, se muestran imágenes del catálogo utilizado, así como su enlace web por si se desea comprobar las características y el funcionamiento de este actuador.

<https://www.actuonix.com/L12-R-Linear-Servo-For-Radio-Control-p/l12-r.htm>



100mm L12 Actuator
Actual Size

Benefits

- Compact
- Simple control
- Low voltage
- Equal push/pull
- Easy mounting

Applications

- Robotics
- Appliances
- Toys
- RC vehicles
- Automotive
- Industrial Automation

Miniature Linear Motion Series · L12

Actuonix Motion Devices unique line of Miniature Linear Actuators enables a new generation of motion-enabled product designs, with capabilities that have never before been combined in a device of this size. These small linear actuators are a superior alternative to designing with awkward gears, motors, servos, and linkages.

Actuonix's L series of micro linear actuators combine the best features of our existing micro actuator families into a highly flexible, configurable, and compact platform with an optional sophisticated on-board microcontroller. The first member of the L series, the L12, is an axial design with a powerful drive-train and a rectangular cross section for increased rigidity. But by far the most attractive feature of this actuator is the broad spectrum of available configurations.

L12 Specifications

Gearing Option	50:1	100:1	210:1	
Peak Power Point	17N @ 14mm/s	31N @ 7mm/s	62N @ 3.2mm/s	
Peak Efficiency Point	10N @ 19mm/s	17N @ 10mm/s	36N @ 4.5mm/s	
Max Speed (no load)	25mm/s	13mm/s	6.5mm/s	
Max Force (lifted)	22N	42N	80N	
Back Drive Force (static)	12N	22N	45N	
Stroke Option	10 mm	30mm	50mm	100mm
Mass	28 g	34 g	40 g	56 g
Repeatability (-I, -R, -P&LAC)	±0.1 mm	±0.2 mm	±0.3 mm	±0.5 mm
Max Side Load (extended)	50N	40N	30N	15N
Closed Length (hole to hole)	62mm	82mm	102mm	152mm
Potentiometer (-I, -R, -P)	1kΩ±50%	3kΩ±50%	6kΩ±50%	11kΩ±50%
Voltage Option	6VDC	12VDC		
Max Input Voltage	7.5V	13.5V		
Stall Current	460mA	185mA		
Standby Current (-I/-R)	7.2mA	3.3mA		
Operating Temperature	-10°C to +50°C			
Potentiometer Linearity	Less than 2.00%			
Max Duty Cycle	20 %			
Audible Noise	55dB @ 45cm			
Ingress Protection	IP-54			
Mechanical Backlash	0.2mm			
Limit Switches (-S)	Max. Current Leakage: 8uA			
Maximum Static Force	200N			

1 - Control Option Specific values are identified with -I, -R, -P, -S, and LAC

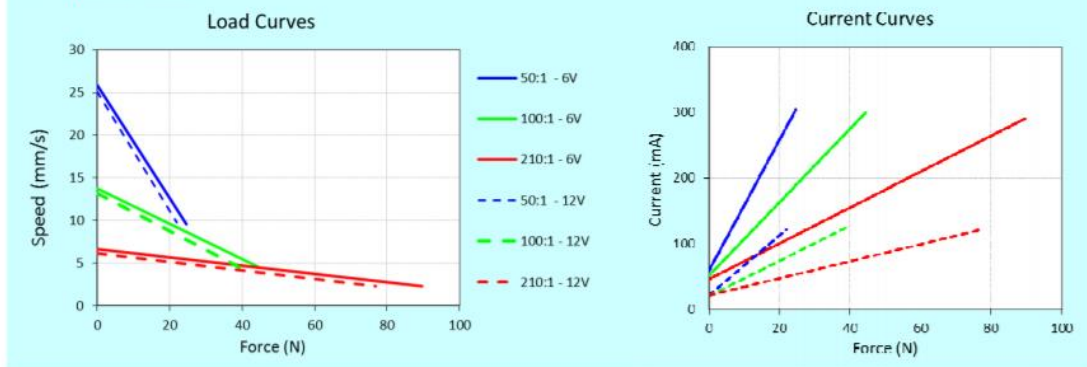
2 - 1 N (Newton) = 0.225 lbf (pound-force) & 25.4mm=1 Inch

3 - A powered-off actuator will statically hold a force up to the Backdrive Force

4 - Actuators should be tested in each specific application to determine their effective life under those loading conditions and environment.

All information provided on this datasheet is subject to change. Purchase or use of Actuonix actuators is subject to acceptance of our terms and conditions as posted here: <http://www.actuonix.com/terms.asp>

L12 Specifications



Model Selection

L12 options are identified according to the following scheme:

L12-SS-GG-VV-C

feature	Options
SS: Stroke Length	10, 30, 50, 100
GG: Gear reduction ratio (refer to load curves above)	50, 100, 210 (lower ratios are faster but push less force, and vice versa)
VV: Voltage	6, 12 (DC volts)
C: Controller	S Limit Switches P Potentiometer Feedback I Integrated Controller R RC Servo Integrated Controller

L12 Controller Options

Option S – End of Stroke Limit Switches

WIRING: (see last page for pin numbering)

- 1 - Red – Motor V+
- 2 - Black – Motor V- (Gnd)

The –S actuators have limit switches that will turn off power to the motor when the actuator reaches within 0.5mm of the end of stroke. Internal diodes allow the actuator to reverse away from the limit switch. The limit switches cannot be moved once the actuator is manufactured. While voltage is applied to the motor power pins, (1 & 2) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. This can be accomplished manually with a DPDT switch or relay, or using an H-Bridge circuit. The –S model cannot be used with the LAC control board.

Option P – Potentiometer Position Feedback

WIRING: (see last page for pin numbering)

- 1 - Orange – Feedback Potentiometer negative reference rail
- 2 - Purple – Feedback Potentiometer wiper
- 3 - Red – Motor V+ (6V or 12V)
- 4 - Black – Motor V- (Ground)
- 5 - Yellow – Feedback Potentiometer positive reference rail

The –P actuators have no built in controller, but do provide an analog position feedback signal that can be input to an external controller. While voltage is applied to the motor power pins, (3 & 4) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. This can be accomplished manually with a DPDT switch or relay, or using an H-Bridge circuit. Position of the actuator stroke can be monitored by providing any stable low and high reference voltage on pins 1 & 5, then reading the position signal on pin 2. The voltage on pin 2 will vary linearly between the two reference voltages in proportion to the position of the actuator stroke.

The L12 –P actuator can be used as a linear servo by connecting the actuator to an external controller such as the LAC board offered by Firgelli. This control board reads the position signal from the L12, compares it with your input control signal then commands the actuator to move via an on-board H-bridge circuit. The LAC allows any one of the following control inputs: Analog 0-5V or 4-20mA, or Digital 0-5V PWM, 1-2ms Standard RC, or USB. The RC input effectively transforms your L12 into a linear servo, which is a direct replacement for any common hobby servo used in RC toys and robotics. Refer to the LAC datasheet for more details.

Option I – Integrated controller with industrial and RC servo interfaces

- 1 - Green – **Current input signal** (4–20 mA interface mode)
- 2 - Blue – **Voltage input signal** (0–5V interface mode)
- 3 - Purple – **Position Feedback signal** (Proportional 0–3.3 V)
- 4 - White – **RC input signal** (RC-servo compatible mode)
- 5 - Red – **Power** (6V model or 12V model)
- 6 - Black – **Ground**

The –I actuator models feature an on-board software-based digital position controller. The controller is not user-programmable. The six lead wires are split into two connectors. Leads 4, 5 and 6 terminate at a universal RC servo three-pin connector (Hi-Tec™ and Futaba™ compatible). Leads 1, 2, and 3 terminate at a separate, similarly sized connector. When the actuator is powered up, it will repeatedly scan leads 1, 2, 4 for an input signal that is valid under any of the four supported interface modes. When a valid signal is detected, the actuator will self-configure to the corresponding interface mode, and all other interface modes and input leads are disabled until the actuator is next powered on.

0–5 V Interface Mode: This mode allows the actuator to be controlled with just a battery, and a potentiometer to signal the desired position to the actuator – a simple interface for prototypes or home automation projects. The desired actuator position (set point) is input to the actuator on lead 2 as a voltage between ground and 5 V. The set point voltage must be held on lead 2 even when the desired actuator stroke position is reached. Lead 2 is a high impedance input.

4–20 mA Interface Mode: This mode is compatible with PLC devices typically used in industrial control applications. The desired actuator position (set point) is input to the actuator on lead 1 as a current between 4 mA and 20 mA. The set point current must be held on lead 1 even when the desired actuator stroke position is reached.

RC Servo Interface Mode: This is a standard hobby-type remote-control digital servo interface (CMOS logic), compatible with servos and receivers from manufacturers like Futaba™ and Hi-Tec™. The desired actuator position is input to the actuator on lead 4 as a positive 5 Volt pulse width signal. A 1.0 ms pulse commands the controller to fully retract the actuator, and a 2.0 ms pulse signals full extension. If the motion of the actuator, or of other servos in your system, seems erratic, place a 1–4Ω resistor in series with the actuator's red V+ lead wire.

PWM Mode: This mode allows control of the actuator using a single digital output pin from an external microcontroller. The desired actuator position is encoded as the duty cycle of a 5 Volt 1 kHz square wave on actuator lead 2, where the % duty cycle sets the actuator position to the same % of full stroke extension. The waveform must be 0V to +5V in order to access the full stroke range of the actuator.

Option R – RC Linear Servo

WIRING: (see last page for pin numbering)

- 1 - White – **RC input signal** (RC-servo compatible)
- 2 - Red – **Power** (+6 VDC)
- 3 - Black – **Ground**

Note: Reversing the polarity of pins 2 and 3 may permanently damage the actuator

The –R actuators or 'linear servos' are a direct replacement for regular radio controlled hobby servos. The desired actuator position is input to the actuator on lead 1 as a positive 5 Volt pulse width signal. A 1.0 ms pulse commands the controller to fully retract the actuator, and a 2.0 ms pulse signals it to fully extend. If the motion of the actuator, or of other servos in your system, seems erratic, place a 1–4Ω resistor in series with the actuator's red V+ lead wire.

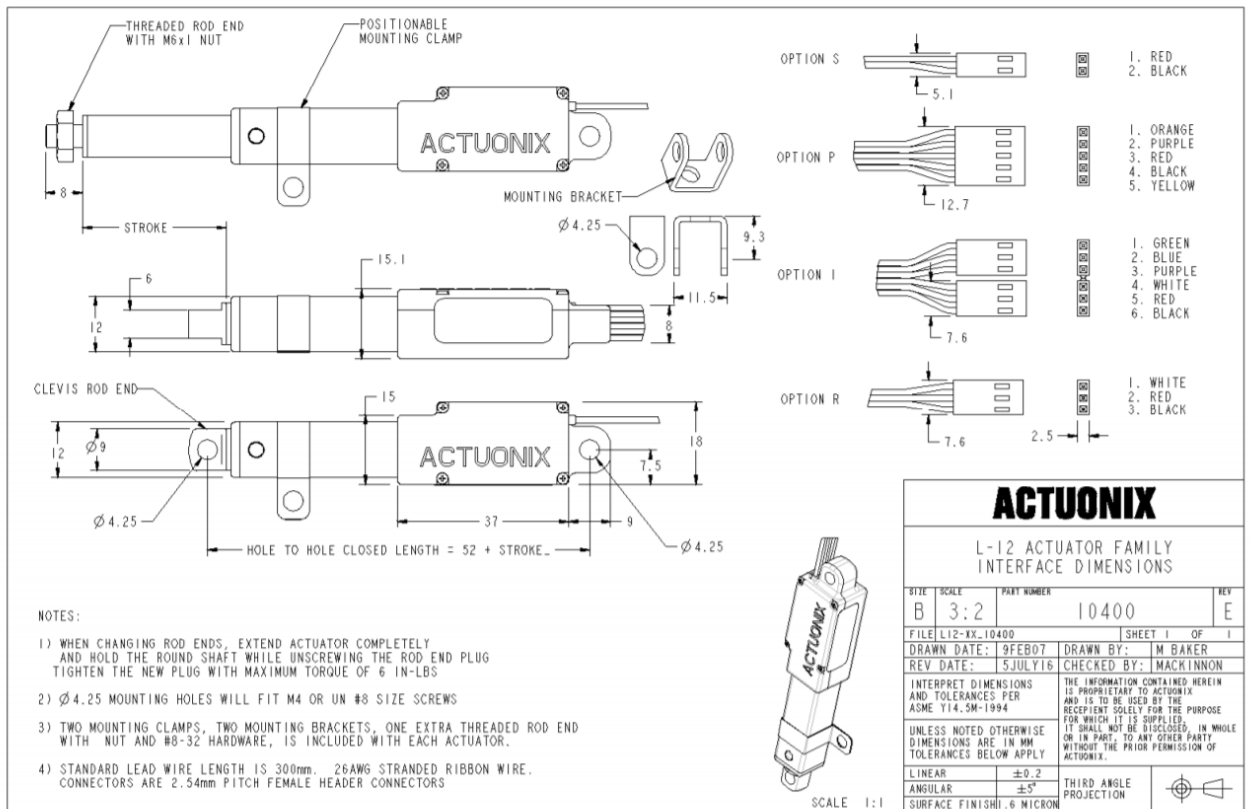
The –R actuators are available in 6 volt and 30, 50 and 100 mm strokes only.

This is a lower cost option for the RC hobby market. While the supported control options are reduced, the –R retains the same great precision and cycle life as the –I.

Custom Options

Contact Actuonix for quotes and lead-times on any non-standard customizations. Minimum order quantity for customizations is 500 pieces.

Any modifications requiring mold changes will involve higher MOQ and/or NRE fees.



REV E SEPTEMBER 2016

12.8. JUSTIFICACION SELECCIÓN GUIADO DE ROTACION

Este exoesqueleto necesitará de sistemas de guiado de rotación para permitir el movimiento entre cada una de las barras que componen el mecanismo, soportando las cargas radiales generadas durante el funcionamiento, entre los que podemos distinguir cojinetes de fricción o rodamientos (y sus tipos).

Con ayuda de los modelos creados en WM para el punto 12.7.2, se han realizado distintas simulaciones, midiendo las fuerzas de reacción en cada uno de los puntos de unión, para las posiciones 2 y 3 y en ambos extremos de la población. En la Figura 258 y Figura 259 se muestra una imagen con los resultados obtenidos junto al modelo estudiado.

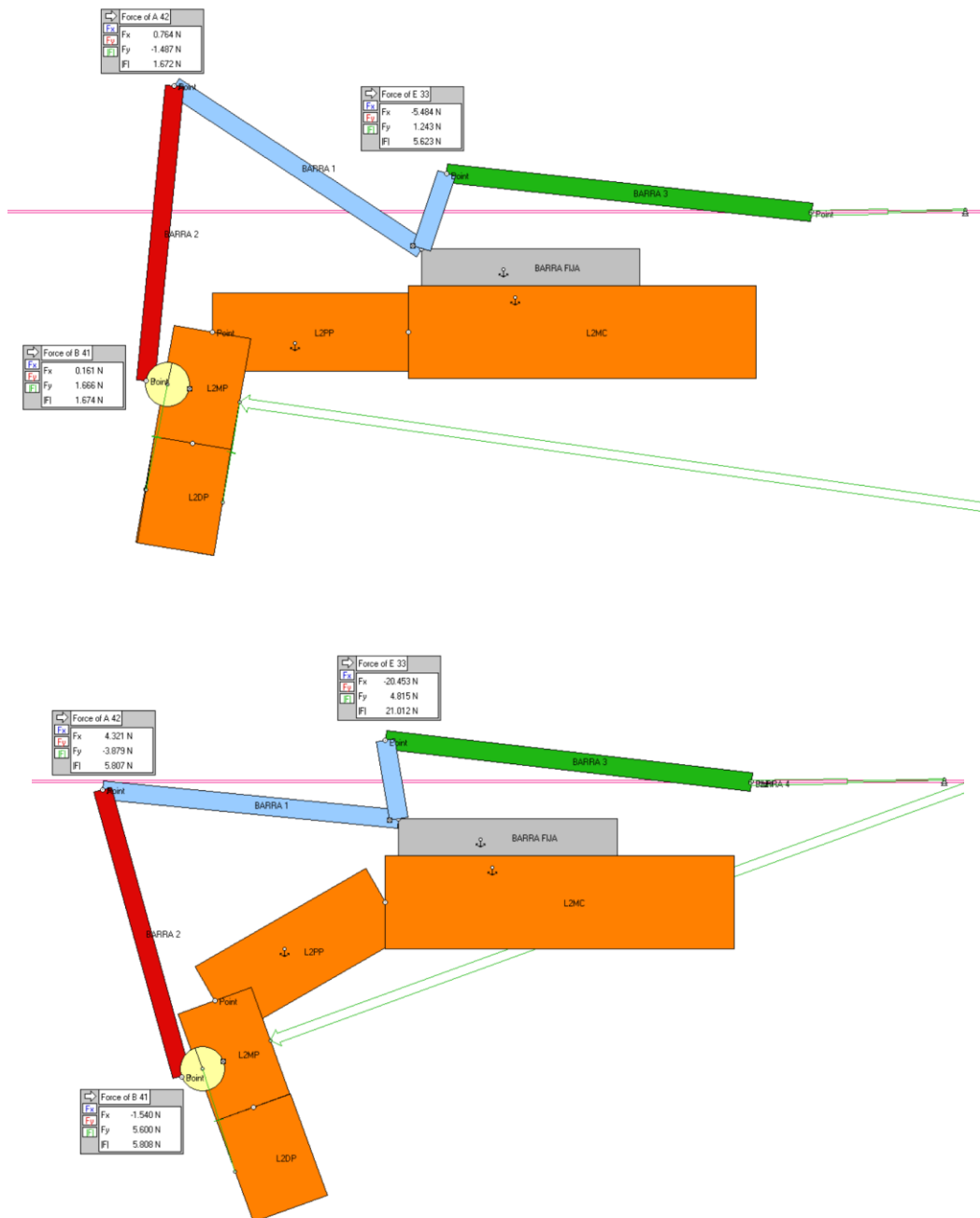


Figura 258. Resultado guiado de rotación posiciones 2 y 3 índice 95th

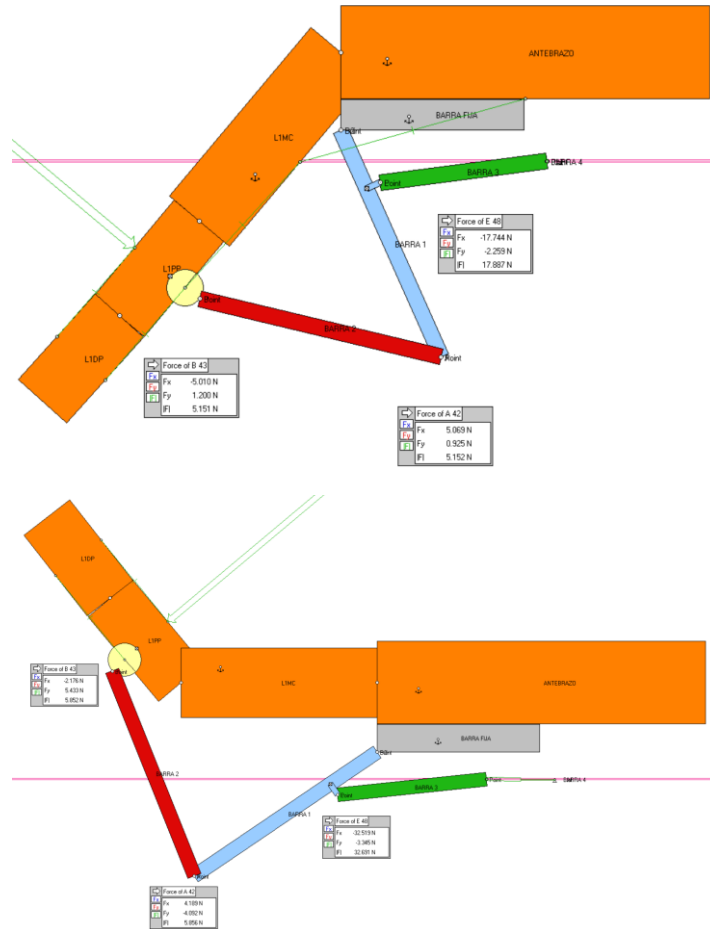


Figura 259. Resultado guiado de rotación posiciones 2 y 3 pulgar 95th

Como era de esperar, los valores máximos se generan en la articulación E, que coinciden con los valores obtenidos por el motor (al tener la línea de acción cercana a la horizontal). Por lo tanto, estos cojinetes deberán soportar una fuerza resultante de 32.5 N, ya que se requiere la mayor homogeneización en cuanto a componentes y este es el valor máximo.

12.8.1. CASQUILLOS

Con ayuda de la fórmula [3], facilitada en el catálogo de Permaglides, se calcula la presión específica, considerando el caso más desfavorable (cuando $D_i = 2\text{mm}$ y $B = 3\text{mm}$), es decir, con las dimensiones mínimas ofrecidas por el fabricante. A continuación, en base a [4], se calcula la velocidad lineal aproximada, considerando que el cojinete gira una vuelta completa, consiguiendo una v de 0.0001 m/s . Y con esto, un factor pv igual a 0.0005 , valor situado por debajo del máximo admitido por los cojinetes de material deslizante libre de mantenimiento ($0.0005 < 1.8$). Así, podremos asegurar que independientemente de las medidas D_i o B , dicho factor estará por debajo del máximo admisible.

$$p = \frac{F}{D_i \times B} \quad [3]$$

$$v = \frac{D_i \times \pi \times n}{60 \times 10^3} \quad [4]$$

Donde,

p: Presión específica

F: Fuerza resultante

Di: Diámetro del eje

B: Longitud del eje

n: Número de vueltas del cojinete

Una vez obtenido este resultado, se procede a la estimación de la vida útil aproximada de los cojinetes. Para ello también se ha utilizado la fórmula [5] del catálogo y se ha escogido que el material del cojinete sea acero inoxidable, que será utilizado en entornos con temperaturas inferiores a 50° y se ha despreciado la rugosidad del eje, ya que no se conoce. Con todo esto, se obtiene una vida útil de 7316880 ciclos para el caso más desfavorable, ya que a mayor relación Di x B, menor presión específica y, por lo tanto, menor factor pv.

$$Lh = \frac{400}{(pv)^{1.2}} \times fA \times fp \times fv \times f\theta \times fW \times fR \quad [5]$$

Donde,

Lh: Vida útil

fA: Carga puntual

fp: Factor de corrección de carga

fv: Factor de corrección de velocidad

fθ: Factor de corrección de temperatura

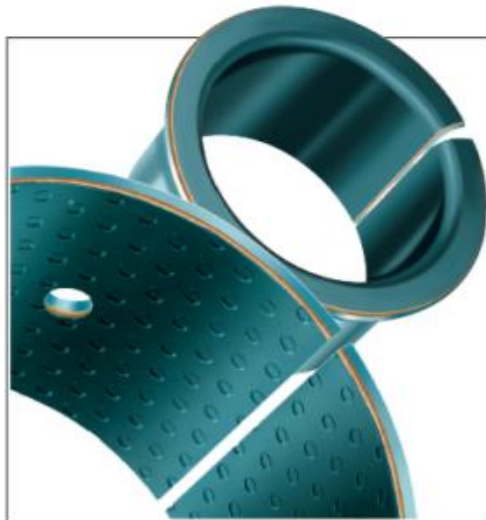
fW: Factor de corrección del material

fR: Factor de corrección de rugosidad

CATÁLOGO

En este apartado se mostrarán imágenes del catálogo utilizado, así como su enlace web por si se desea comprobar cualquier decisión tomada.

http://www.mecapedia.uji.es/catalogos/cojinete_autlubricante_o_de_bajo_mantenimiento/permaglide.1.pdf



Casquillos
libres de
mantenimiento:
PAP..P10
PAP..P11
de escaso
mantenimiento:
PAP..P20



Casquillos de fricción Permaglide®

**Material deslizante libre de mantenimiento
especialmente para funcionamiento en seco**

Permaglide® P1

PV_{max}	=	1,8 N/mm ² · m/s
$PV_{corto\ tiempo}$	=	3,6 N/mm ² · m/s
$P_{max\ estát.}$	=	250 N/mm ²
$P_{max\ din.}$	=	56 N/mm ²
v_{max}	=	2 m/s
ϑ	=	-200 °C a +280 °C

**Material deslizante de escaso mantenimiento
engrase necesario**

Permaglide® P2

PV_{max}	=	3 N/mm ² · m/s
$P_{max\ estát.}$	=	250 N/mm ²
$P_{max\ din.}$	=	70 N/mm ²
v_{max}	=	3 m/s
ϑ	=	-40 °C a +110 °C
ϑ_{max}	=	corto tiempo hasta +140 °C

Campo de validez

Tabla 1 · Campo de validez del cálculo de la duración de vida

Campo de validez para	Permaglide® P1	Permaglide® P2
Valor pv		
p_v N/mm ² · m/s	$0,03 \leq p_v \leq 1,8$	$0,2 \leq p_v \leq 3$
Presión específica		
p N/mm ²	$p \leq 56$	$p \leq 70$
Velocidad de deslizamiento		
v m/s	$v \leq 2$	$v \leq 3$

PARÁMETROS DE CÁLCULO

Carga específica sobre el apoyo

Casquillo

$$p = \frac{F}{D_1 \cdot B}$$

Velocidad de deslizamiento

Casquillo, movimiento giratorio

$$v = \frac{D_1 \cdot \pi \cdot n}{60 \cdot 10^3}$$

Duración de vida nominal

Permaglide® P1, libre de mantenimiento

Movimiento giratorio

$$L_h = \frac{400}{(pv)^{1,2}} \cdot f_A \cdot f_p \cdot f_v \cdot f_\theta \cdot f_W \cdot f_R$$

Permaglide® P2, de escaso mantenimiento

Movimiento giratorio

$$L_h = \frac{2000}{(pv)^{1,5}} \cdot f_A \cdot f_p \cdot f_v \cdot f_\theta \cdot f_R$$

Factores de corrección

- Factor de corrección: caso de carga f_A
 - Carga puntual: $f_A = 1$
Eje giratorio, casquillo fijo
 - Carga giratoria: $f_A = 2$
Eje fijo, casquillo giratorio
- Factor de corrección: carga f_p , figura 4
- Factor de corrección: velocidad f_v , figura 5
- Factor de corrección: temperatura f_θ , figura 6
- Factor de corrección: material f_W , Tabla 4
- Factor de corrección: rugosidad f_R , figura 7

Tabla 4 · Factor de corrección del material f_W para una profundidad de rugosidad R_{z2} hasta R_{z3} para la superficie del eje, para Permaglide® P1

Material de la superficie del eje	f_W
Acero	1
Acero nitrurado	1
Acero inoxidable	2
Acero cromado duro (espesor de capa mínima 0,013 mm)	2
Acero cincado (espesor de capa mínima 0,013 mm)	0,2
Acero fosfatado (espesor de capa mínima 0,013 mm)	0,2
Fundición gris R_{z2}	1
Aluminio eloxidado	0,4
Aluminio eloxidado duro (Dureza 450 + 50 HV; 0,025 mm de espesor)	2
Aleaciones a base de cobre	0,1 a 0,4
Níquel	0,2

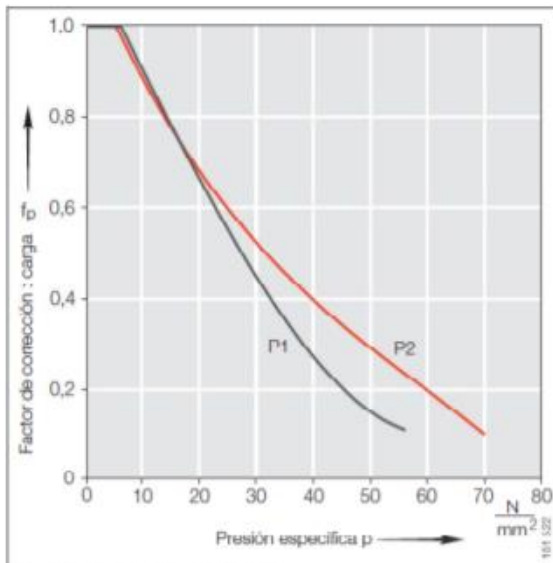


Figura 4 · Factor de corrección: carga f_p , Permaglides® P1, P2

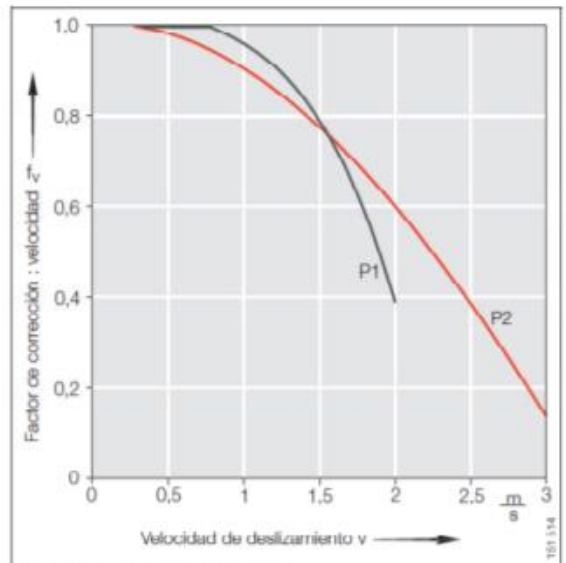


Figura 5 · Factor de corrección: velocidad f_v , Permaglides® P1, P2

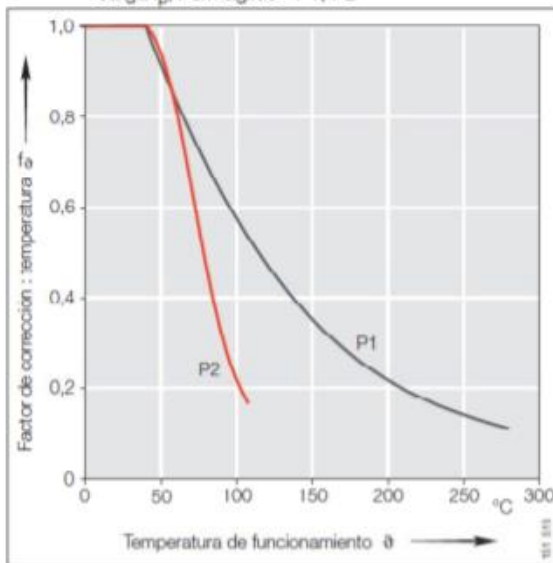


Figura 6 · Factor de corrección: temperatura f_t , Permaglides® P1, P2

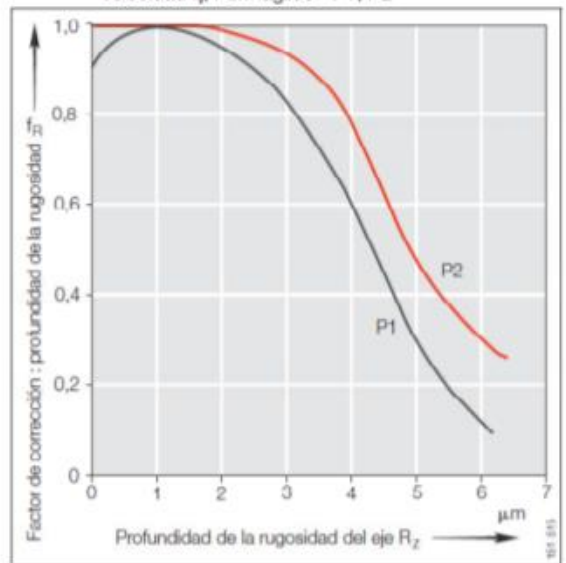


Figura 7 · Factor de corrección: rugosidad f_R , Permaglides® P1, P2

12.9. JUSTIFICACION SELECCIÓN ARDUINO

Para este proyecto será necesario el uso de un controlador que permita captar las señales de los sensores EMG y mandar la orden de activación a los servomotores. De los controladores existentes en el mercado (Arduino, Raspberry Pi, BeagleBone, Nanode, etc.) se escogerá un tipo de controlador de la marca Arduino, ya que es el más extendido en este tipo de aplicaciones por su bajo coste, la sencillez de uso y la capacidad de añadir otros módulos para ampliarlo.

Como se ha determinado, es necesario el uso del sensor OYMotion, que necesitará una entrada analógica, y el uso de 3 servomotores, que requerirán 3 salidas PWM del controlador (una para cada servo). Además, deberá permitir el uso de unos selectores que permitirán al usuario escoger la función y el modo deseado, de cuatro Leds y de unos sensores que permiten obtener la información del voltaje de las baterías.

Por lo tanto, será necesario que el Arduino seleccionado disponga, como mínimo, de estas entradas y salidas para el correcto funcionamiento del exoesqueleto. Los modelos más utilizados en este tipo de proyectos son los siguientes [34]:

- Arduino UNO: Arduino de gama básica, todas las shields están diseñadas para usarse sobre esta placa. Cuenta 14 pines entradas/salidas digitales de las cuales 6 se pueden usar como PWM, además cuenta con 6 entradas analógicas, además cuenta con I2C, SPI, además de un módulo UART.



Figura 260. Arduino UNO

- Arduino DUE: Arduino basado en un microcontrolador de 32 Bits, Tiene 54 entradas/salidas digitales y 12 entradas analógicas, 2 buses TWI, SPI y 4 UARTs. Funcionan todos los módulos basados en 3.3V, no soporta 5V ya que puede dañar la placa. Posee adicionalmente interno dos puertos USB para poder controlar periféricos.

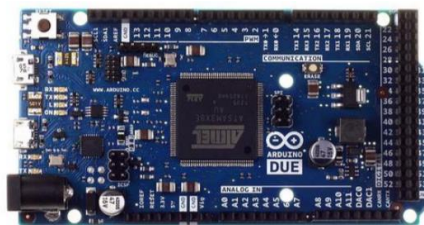


Figura 261. Arduino DUE

- Arduino Leonardo: Arduino básico, Con características similares al Arduino UNO, sin embargo, tiene 12 entradas analógicas y 20 entrada salidas digitales. A diferencias del resto de Arduino con el microcontrolador ATmega32u4 en que no posee un controlador adicional para controlar el USB. Además, tiene más pines de interrupciones externas. Tiene comunicación TWI, SPI y dos UART



Figura 262. Arduino Leonardo

- Arduino Mega 2560: Arduino basado en un microcontrolador ATmega2560. Tiene 54 entradas/salidas digitales, 16 de ellos pueden usarse como PWM, 16 entradas analógicas y 4 UART además dos modos PWI y uno SPI. Tiene 6 interrupciones externas. Y es compatible con todos los shields de Arduino.



Figura 263. Arduino Mega 2560

- Arduino Micro: Es completamente similar al Leonardo, la única diferencia es el tamaño con el que fue construido. Es compatible con las Shields de Arduino, sin embargo, se debe instalar de forma externa, es decir, cableándolo, aunque en el caso de que se construya nuestra propia shield no es ningún problema.



Figura 264. Arduino Micro

- Arduino Nano: Arduino basado en un microcontrolador ATmega328. Es similar en cuanto a características al Arduino uno. Las diferencias son tanto el tamaño como la forma de conectarlo al ordenador para programarlo. Es compatible con la mayoría de shield, aunque de la misma forma que el Arduino Micro.



Figura 265. Arduino Nano

- Arduino YUN: El Arduino YUN se trata de un conjunto que trabaja por separado de forma complementaria, por un lado, se tiene la versatilidad de un arduino normal. En este caso un ATmega 32u48 a 16 Mhz, y por otro lado de un dispositivo con microprocesador Atheros AR9331. El cual funciona con Lilino (Linux basado en OperWrt (OperWrt-Yun)) a 400 Mhz. Las características del arduino son similares a

la placa Leonardo. Tiene Ethernet, slot SD y WiFi incluidos. Es compatible con todas las Shields y es capaz de trabajar por separado.



Figura 266. Arduino YUN

- Arduino FIO: Arduino basado en un microcontrolador ATmega328p. Trabaja a 8 Mhz y 3.3V tiene 14 pines de entradas/salidas digitales (6 PWM), 8 pines de entrada analógicas e integra tanto un conector para la batería y su correspondiente módulo de carga, como un slot para poder instalar un módulo de comunicaciones xBee. Tiene UART TTL e interrupciones lo que nos permite también ponerlo en modo Sleep, permite también poner el XBEE en modo Sleep, reduciendo el consumo total. Además, posee tanto TWI (I2C) como SPI. Unas ventajas importantes de este dispositivo son el bajo consumo en Sleep y el poder programarlo mediante XBEE, sin necesidad conectarlo físicamente al ordenador.



Figura 267. Arduino FIO

A continuación, en la Tabla 44, se muestra una comparativa de estas placas de Arduino en base las características más importantes.

Tabla 44. Comparativa entre tipos de Arduino

	UNO	DUE	Leonardo	Mega 2560	Micro	Nano	YUN	FIO
E/S digitales (PWM)	14 (6)	54 (12)	20 (7)	54 (16)	20 (7)	14+6 (6)	20 (7)	14 (6)
E analógicas	6	12	12	16	12	8	12	8
Dimensiones (mm)	80x55	101.52x53.3	68.58x53.34	101.52x53.3	49x18	45x18	68.6x53.3	65X28
Peso (g)	25 g	36	20	37	13	7	32	9
Precio (€)	20	47	20	40	20	20	70	28
Jack de alimentación	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	No	No

Como se puede comprobar, todas estas placas de Arduino disponen de las entradas y salidas suficientes como para manejar este proyecto. En base a los objetivos de peso, tamaño y coste, el que mejor se adaptaría a las especificaciones sería el Arduino Nano.

Este controlador puede ser alimentado a través de la conexión USB Jack Mini Tipo B (5 V) o con una fuente de alimentación externa (6 a 20 V). La fuente de alimentación externa puede proceder de una fuente de alimentación o de una batería de corriente

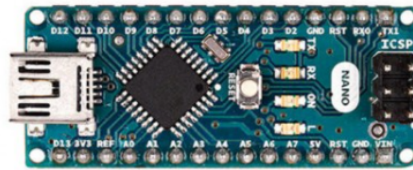
continua (CC). Los cables de esta fuente de alimentación externa pueden conectarse a los pines GND y Vin.

Sin embargo, los valores adecuados para esta placa Arduino se sitúan entre 5 y 12 V, ya que, si sobrepasa este valor, el regulador de voltaje se puede sobrecalentar y dañar la placa.

CATÁLOGO ARDUINO Y SHIELD

En este apartado se muestra una imagen extraída de la página web con las características más importantes del controlador seleccionado, así como de la shield que permitirá un montaje más sencillo. Además, se añade el enlace por si se desea comprobar mayor información.

<https://store.arduino.cc/arduino-nano>



OVERVIEW | TECH SPECS | DOCUMENTATION | FAQ

Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog IN Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22 (6 of which are PWM)
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005



Arduino NANO IO Expansion Shield



Description:

- The expansion board specifically for Arduino NANO tailored, two rows stitch welding, can be used in for Arduino duemilanove 2009, UNO R1
- This Arduino compatible expansion board is designed to allow easy access of the interface pins of an Arduino Nano. Each DIO pin or analogue pin of the Nano is brought out to a convenient header, which also allows connection of digital servos. This board also includes a DC socket and regulator circuit, so that the Nano can be powered from an external power supply.
- Additionally, by adding a set of header pins (HCARDU0040) this board can also be used as an expansion shield suitable for an Arduino Uno, mega etc.

Features:

Arduino Nano IO Expansion Shield is specifically designed to facilitate an easy connection between Arduino Nano and many other devices. In essence, it expands the Arduino Nano controller to link those devices in a simple and trouble free manner.

It is a perfect companion of Nano breadboard and compatible with both Arduino Nano v2.x and v3.x.

This Expansion Shield Provides:

- 14 I/O Pin (servo type with GND, power and signal)
- 8 analog Pin with power output and GND
- 6 PWM Pin
- 1 Servo power input
- 5 I2C expansion Pin
- AREF output

Specifications:

- Output Voltage: 3.3V
- Color: Blue
- Material: CCL (copper-clad plate)
- Application: This expansion board is specifically designed for Arduino Nano, Soldering with 2-row pin, suitable for Arduino Duemilanove 2009 / UNO R1
- Dimension (L x W): 5.6 x 5.4 cm
- Weight: 20 g

12.10. SELECCIÓN LEDS

Este exoesqueleto será completamente portátil, por lo que requerirá de uso de baterías que alimenten a todo el circuito. Estas baterías son imprescindibles para el funcionamiento del exoesqueleto, ya que, si están descargadas, no funcionará.

Para animar al usuario a utilizarlo, además de la funcionalidad, comodidad y precio del exoesqueleto, es necesario que esté preparado en todo momento para su uso. Resultaría tedioso que se agotara la batería en medio de la sesión de rehabilitación o que no tuviera batería cuando se quiere utilizar, todo esto sin que el usuario fuera sabedor. Por lo tanto, es importante añadir algún sistema de información que permita al usuario saber si el exoesqueleto dispone de suficiente batería para utilizarlo o si necesita cargarlo para utilizarlo posteriormente.

Para este caso se ha decidido que la mejor opción es la de incorporar una fuente de luz que se ilumine de un color u otro en función del nivel de descarga de la batería. La fuente de luz escogida son los diodos LED, ya que poseen muchas ventajas como su reducido tamaño, su mayor vida útil o su gran potencia de iluminación sin aumentar su temperatura.

En un primer momento se estudió la posibilidad de incorporar un LED bicolor, ejerciendo las mismas funciones que dos LEDs normales. El problema es que requiere de dos salidas PWM y no sería compatible con nuestra placa Arduino, ya que se necesitarían 8 como mínimo. Otra posibilidad es la de utilizar otra placa Arduino que permita un número mayor de entradas y salidas PWM, ofreciendo la posibilidad de utilizar un LED bicolor o RGB. Sin embargo, el tamaño total sería superior, por lo que se descartó esta opción.

De este modo, se ha optado por utilizar dos LEDs (uno de color verde y otro de color rojo) que podrán conectarse a las salidas digitales, sin ocupar demasiado espacio ni cambiar la placa Arduino.

Tal y como se muestra en [35], el encendido de estos leds se puede controlar con la misma placa Arduino, encendiendo el led verde cuando el voltaje de la batería se sitúe por encima de un voltaje establecido, y encendiendo el led rojo cuando se sitúe por debajo.

CATÁLOGO

A continuación, se facilita el enlace de donde se ha obtenido la información, pudiendo descargar el catálogo si se desea obtener mayor detalle.

<https://es.rs-online.com/web/p/leds/1697798/> (rojo)

Kingbright

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (mcd) [2] @ 10mA		Viewing Angle [1]
			Min.	Typ.	281/2
L-914HDT	Bright Red (GaP)	Red Diffused	0.1	0.4	100°

Notes:

1. 81/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 of the optical peak value.
2. Luminous intensity/ luminous Flux: +/-15%.
3. Luminous intensity value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
λ_{peak}	Peak Wavelength	Bright Red	700		nm	I _F =20mA
λ_D [1]	Dominant Wavelength	Bright Red	635		nm	I _F =20mA
$\Delta\lambda_{1/2}$	Spectral Line Half-width	Bright Red	45		nm	I _F =20mA
C	Capacitance	Bright Red	40		pF	V _F =0V; f=1MHz
V _F [2]	Forward Voltage	Bright Red	2.25	2.5	V	I _F =20mA
I _R	Reverse Current	Bright Red		10	uA	V _R = 5V

Notes:

1. Wavelength: +/-1nm.
2. Forward Voltage: +/-0.1V.
3. Wavelength value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.
4. Excess driving current and/or operating temperature higher than recommended conditions may result in severe light degradation or premature failure.

Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	Bright Red	Units
Power dissipation	62.5	mW
DC Forward Current	25	mA
Peak Forward Current [1]	130	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 3 Seconds	
Lead Solder Temperature [3]	260°C For 5 Seconds	

Notes:

1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
2. 2mm below package base.
3. 5mm below package base.

<https://es.rs-online.com/web/p/leds/8623002/> (verde)

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (mcd) [2] @ 10mA		Viewing Angle [1]
			Min.	Typ.	2θ1/2
L-914GDT	Green (GaP)	Green Diffused	3	6	100°

Notes:
 1. θ1/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 of the optical peak value.
 2. Luminous intensity/ luminous Flux: +/-15%.
 3. Luminous intensity value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
λpeak	Peak Wavelength	Green	565		nm	If=20mA
λD [1]	Dominant Wavelength	Green	568		nm	If=20mA
Δλ1/2	Spectral Line Half-width	Green	30		nm	If=20mA
C	Capacitance	Green	15		pF	Vf=0V;f=1MHz
Vf [2]	Forward Voltage	Green	2.2	2.5	V	If=20mA
Ir	Reverse Current	Green		10	uA	Vr = 5V

Notes:
 1. Wavelength: +/-1nm.
 2. Forward Voltage: +/-0.1V.
 3. Wavelength value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	Green	Units
Power dissipation	62.5	mW
DC Forward Current	25	mA
Peak Forward Current [1]	140	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 3 Seconds	
Lead Solder Temperature [3]	260°C For 5 Seconds	

Notes:
 1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
 2. 2mm below package base.
 3. 5mm below package base.

13. REFERENCIAS

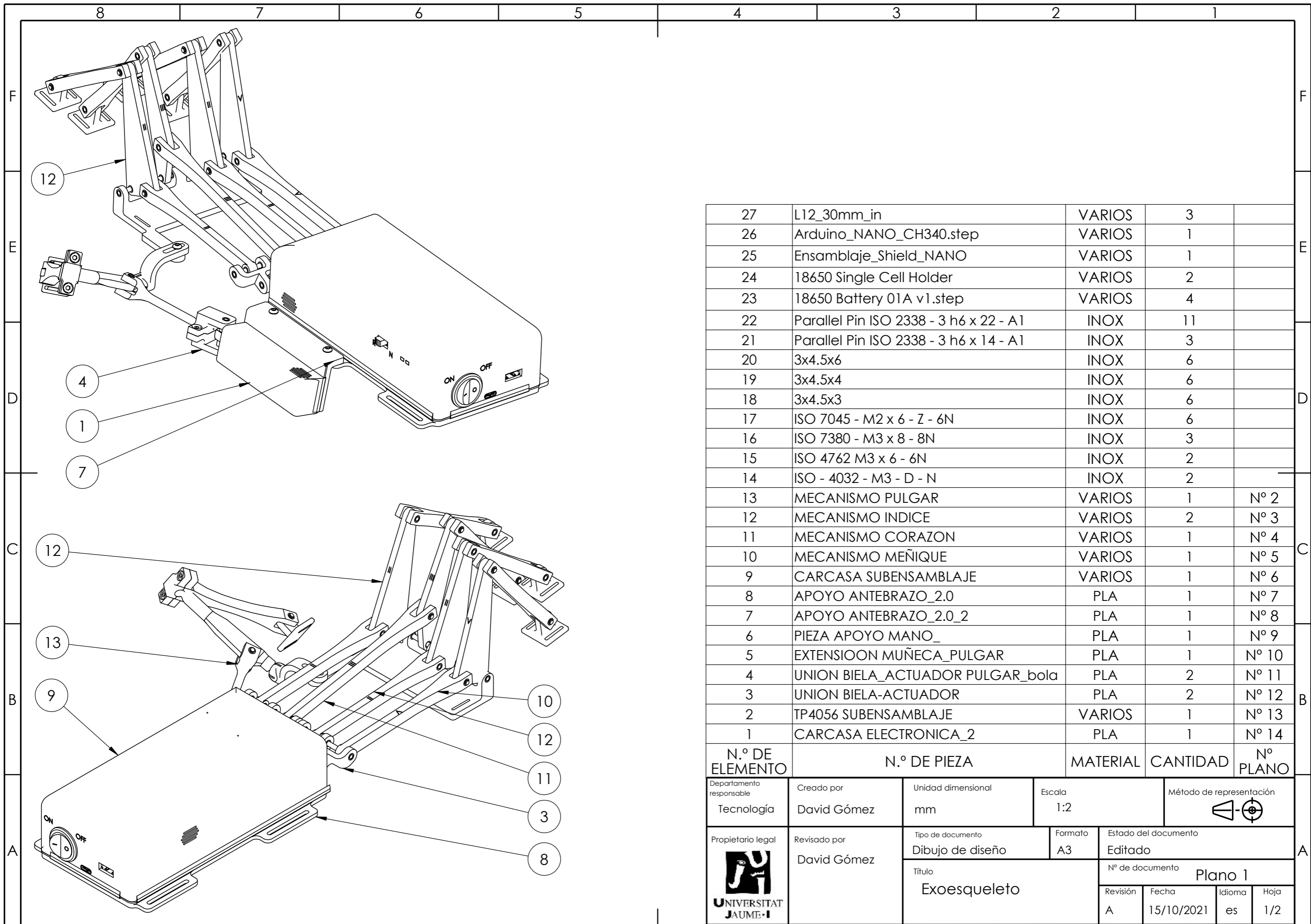
- [1] eFisioterapia.net, www.efisioterapia.net, 06/07/2020.
- [2] Neural, www.neural.es, 06/07/2020.
- [3] Hermanas Hospitalarias, www.xn--daocerebral-2db.es, 06/07/2020.
- [4] conlaEM, www.conlaem.es, 06/07/2020.
- [5] Xataka, www.xataka.com, 06/07/2020.
- [6] Festo, www.festo.com, 06/07/2020.
- [7] Cuidate +, www.cuidateplus.marca.com, 06/07/2020.
- [8] Diario Médico, www.diariomedico.com, 06/07/2020.
- [9] Cinesiterapia de la mano, <http://cinesiterapiadelamano.blogspot.com>, 07/07/2020.
- [10] Los tiempos, www.lostiempos.com, 07/07/2020.
- [11] Saebo, <http://www.vitalastursaebo.com>, 07/07/2020.
- [12] Mecapedia, www.mecapedia.uji.es, 09/07/2020.
- [13] Pinterest, www.pinterest.com, 10/07/2020.
- [14] Rodriguez, Carlos, 2015. Antecedentes. Diseño mecánico de un dispositivo para el análisis de las capacidades dinámicas de la mano. 12-45.
- [15] Serge, Tixa, 2006. Muñeca y mano. Atlas de anatomía palpatoria - Tomo I. Cuello, tronco y miembro superior. 204-213. Elsevier-Masson. Países Bajos.
- [16] Kapandji, A.I., 2006. La mano. Fisiología articular (6ª Edición) - Tomo I. Hombro, codo, pronosupinación, muñeca y mano. 198-256. Panamericana (edición Maloine). Francia.
- [17] Vergara, M., Sancho-Bru, J.L., Gracia-Ibáñez, V., Pérez-González, A., 2014. An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living. J. Hand Ther. 27, 1–28.
- [18] Duojin Wang, Qingyun Meng, Qiaoling Meng, Xinwei Li, and Hongliu Yu, 2018. Design and development of a portable exoskeleton for hand rehabilitation. Ieee transactions on neural systems and rehabilitation engineering. 26, 2376-2386.
- [19] Martin K Burns, Katie Van Orden, Vrajeshri Patel, Ramana Vinjamuri, Senior Member, 2017. Towards a wearable hand exoskeleton with embedded synergies. Ieee transactions on neural systems and rehabilitation engineering. 213-216.
- [20] Mohammadi, Alireza, Lavranos, Jim, Choong, Peter, Oetomo, Denny, 2018. Flexo-glove: a 3d printed soft exoskeleton robotic glove for impaired hand rehabilitation and assistance. Ieee transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 26. 2120-2123.
- [21] Triolo, E.R., Stella, M.H., BuSha, B.F., 2018. A force augmenting exoskeleton for the human hand designed for pinching and grasping. Ieee transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 26. 1875-1878.

- [22] Butzer, Tobias, Dittli, Jan, Lieber, Jan, Hubertus, J.A., Meyer-Heim, Andreas, Lamercy, Olivier, Gassert, Roger, 2019. Pexo - A pediatric whole hand exoskeleton for grasping assistance in task-oriented training. Ieee 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 108-114.
- [23] E. Trott, Robert, J. Kleinig, Timothy, L. Hillier, Susan, A. Hobbs, David, J. Reynolds, Karen, 2019. A modular hybrid exoskeletal-soft glove for high degree of freedom monitoring capability. Ieee 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 577-582.
- [24] Capello, Leonardo, T. Meyer, Jan, C.Galloway, Kevin, D. Peisner, Jeffrey, Granberry, Rachael, A. Wagner, Diana, Engelhardt, Sven, Paganoni, Sabrina, J. Walsh, Conor, 2018. Assisting hand function after spinal cord injury with a fabric-based soft robotic glove. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 1-10.
- [25] Hyun-Joon, Yoo, Sangbaek, Lee, Jongheon, Kim, Chanki, Park, Boreom, Lee, 2019. Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 1-14.
- [26] Min, Li, Bo, He, Ziting, Liang, Chen-Guang, Zhao, Jiazhou, Chen, Yueyan, Zhuo, Guanghua, Xu, Jun, Xie, Kaspar, Althoefer, 2019. An attention-controlled hand exoeskeleton for the rehabilitation of finger extension and flexion using a rigid-soft combined mechanism. Frontiers in Neurorobotics. 1-13.
- [27] J. Cepriá, A. Pérez, M. Covadonga, J.L. Sancho, 2017. Grip force and force sharing in two different manipulation tasks with bottles, Ergonomics, 60:7. 957-966.
- [28] B. Goislard de Monsabert, E. Berton, L. Vigouroux, Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis, Medical engineering & Physics 36, pp 177-184, 2014
- [29] Mozaffari, Mohammad, Synthesis of hand exoskeletons for rehabilitation of post-stroke patients
- [30] V. Margarita, A. María Jesús, 2016. Antropometría aplicada al diseño de producto (1ª Edición). Tablas antropométricas de la población española.
- [31] Mecapedia, www.mecapedia.uji.es, 08/01/2021
- [32] G. Verónica, S. Joaquín L., V. Margarita, 2017. Relevance of grasp types to assess functionality for personal autonomy, 102-110.
- [33] Alva, Carlos Arturo, 2012. Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano. 20-60.
- [34] Bolanosdj, www.bolanosdj.com, 12/01/2021
- [35] Luis del Valle. Programar fácil. 30/11/2016. Medidor de carga de baterías y pilas con Arduino paso a paso. <https://www.youtube.com/watch?v=mBp5NaivDGk&t=40s>
- [36] G. Verónica, S. Joaquín L., V. Margarita, R. Alba, J. Néstor J., B. Vicente, 2020. Biomechanical function requirements of wrist. Circumduction versus flexion/abduction range of motion, Volumen 110, 1-7.
- [37] 3D Pantur, <https://pantur.es>, 29/08/2021



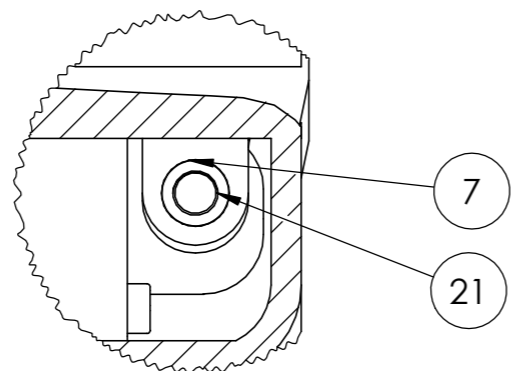
Máster Oficial en Diseño y Fabricación

2.PLANOS

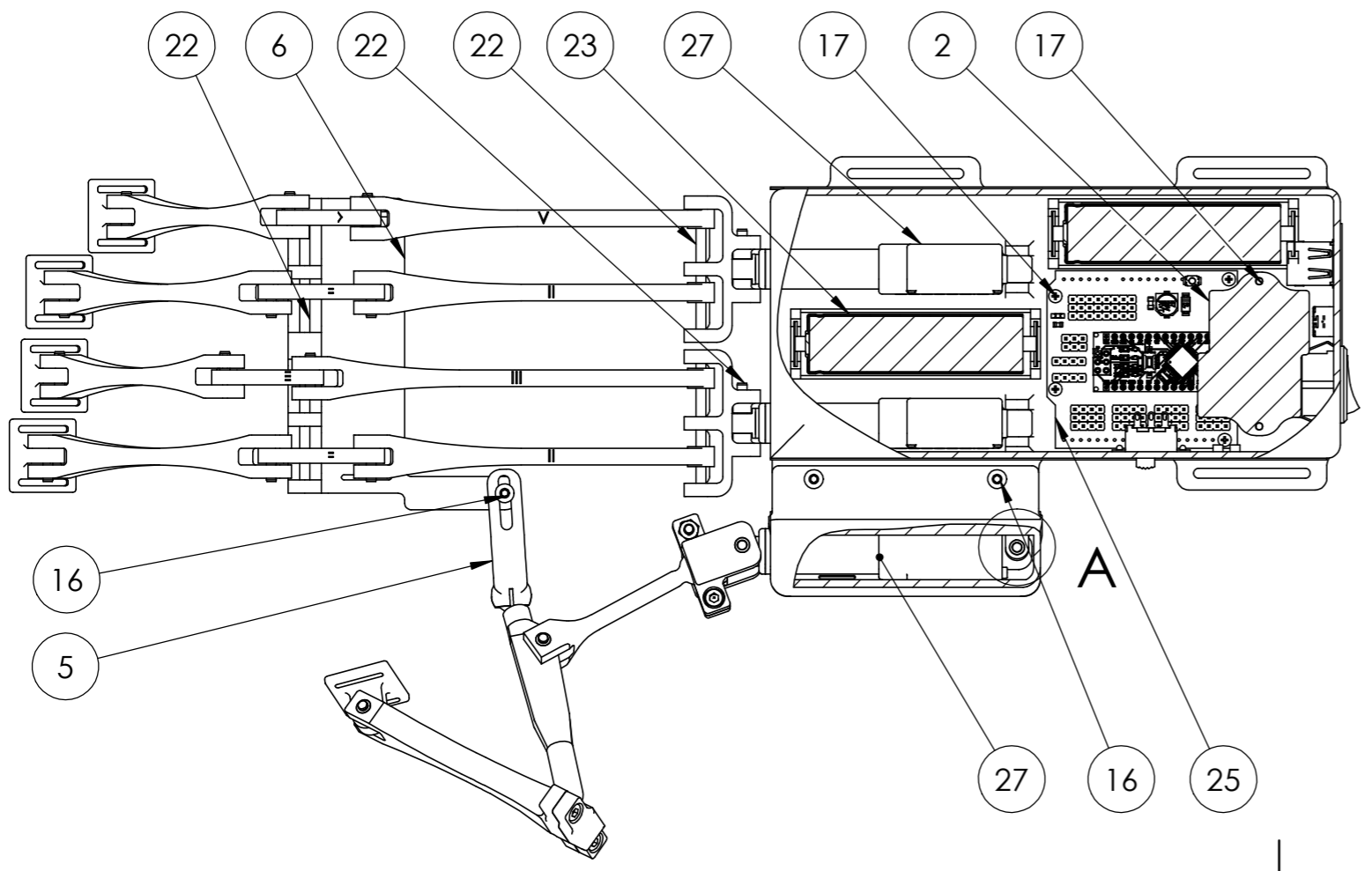
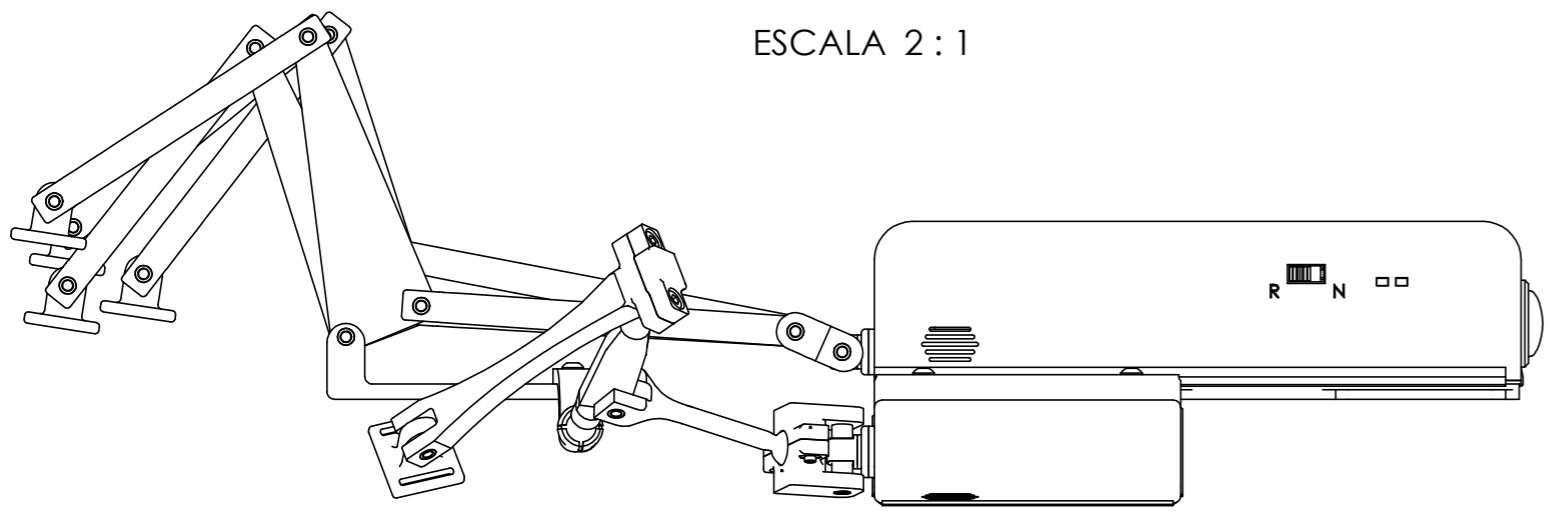


27	L12_30mm_in	VARIOS	3	
26	Arduino_NANO_CH340.step	VARIOS	1	
25	Ensamblaje_Shield_NANO	VARIOS	1	
24	18650 Single Cell Holder	VARIOS	2	
23	18650 Battery 01A v1.step	VARIOS	4	
22	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 22 - A1	INOX	11	
21	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	3	
20	3x4.5x6	INOX	6	
19	3x4.5x4	INOX	6	
18	3x4.5x3	INOX	6	
17	ISO 7045 - M2 x 6 - Z - 6N	INOX	6	
16	ISO 7380 - M3 x 8 - 8N	INOX	3	
15	ISO 4762 M3 x 6 - 6N	INOX	2	
14	ISO - 4032 - M3 - D - N	INOX	2	
13	MECANISMO PULGAR	VARIOS	1	Nº 2
12	MECANISMO INDICE	VARIOS	2	Nº 3
11	MECANISMO CORAZON	VARIOS	1	Nº 4
10	MECANISMO MEÑIQUE	VARIOS	1	Nº 5
9	CARCASA SUBENSAMBLAJE	VARIOS	1	Nº 6
8	APOYO ANTEBRAZO_2.0	PLA	1	Nº 7
7	APOYO ANTEBRAZO_2.0_2	PLA	1	Nº 8
6	PIEZA APOYO MANO_	PLA	1	Nº 9
5	EXTENSION MUÑECA_PULGAR	PLA	1	Nº 10
4	UNION BIELA_ACTUADOR PULGAR_bola	PLA	2	Nº 11
3	UNION BIELA-ACTUADOR	PLA	2	Nº 12
2	TP4056 SUBENSAMBLAJE	VARIOS	1	Nº 13
1	CARCASA ELECTRONICA_2	PLA	1	Nº 14
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO

Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación		
Tecnología	David Gómez	mm	1:2			
Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento		
	David Gómez	Dibujo de diseño	A3	Editado		
		Título	Nº de documento			
		Exoesqueleto	Plano 1			
			Revisión	Fecha	Idioma	Hoja
			A	15/10/2021	es	1/2

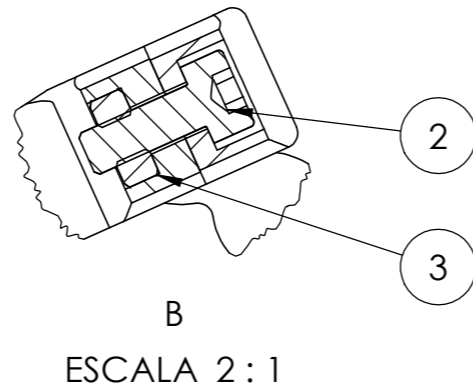
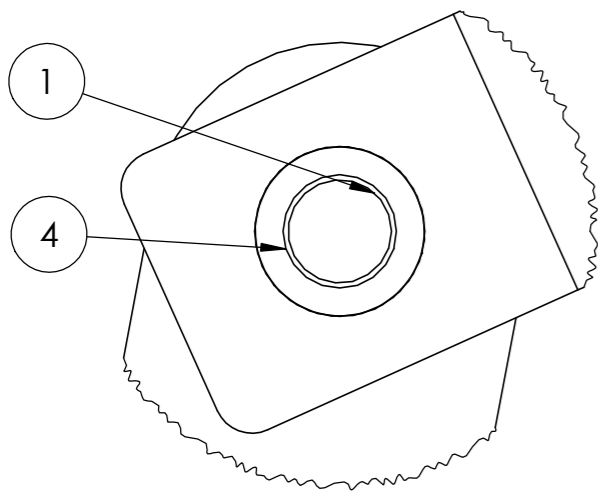
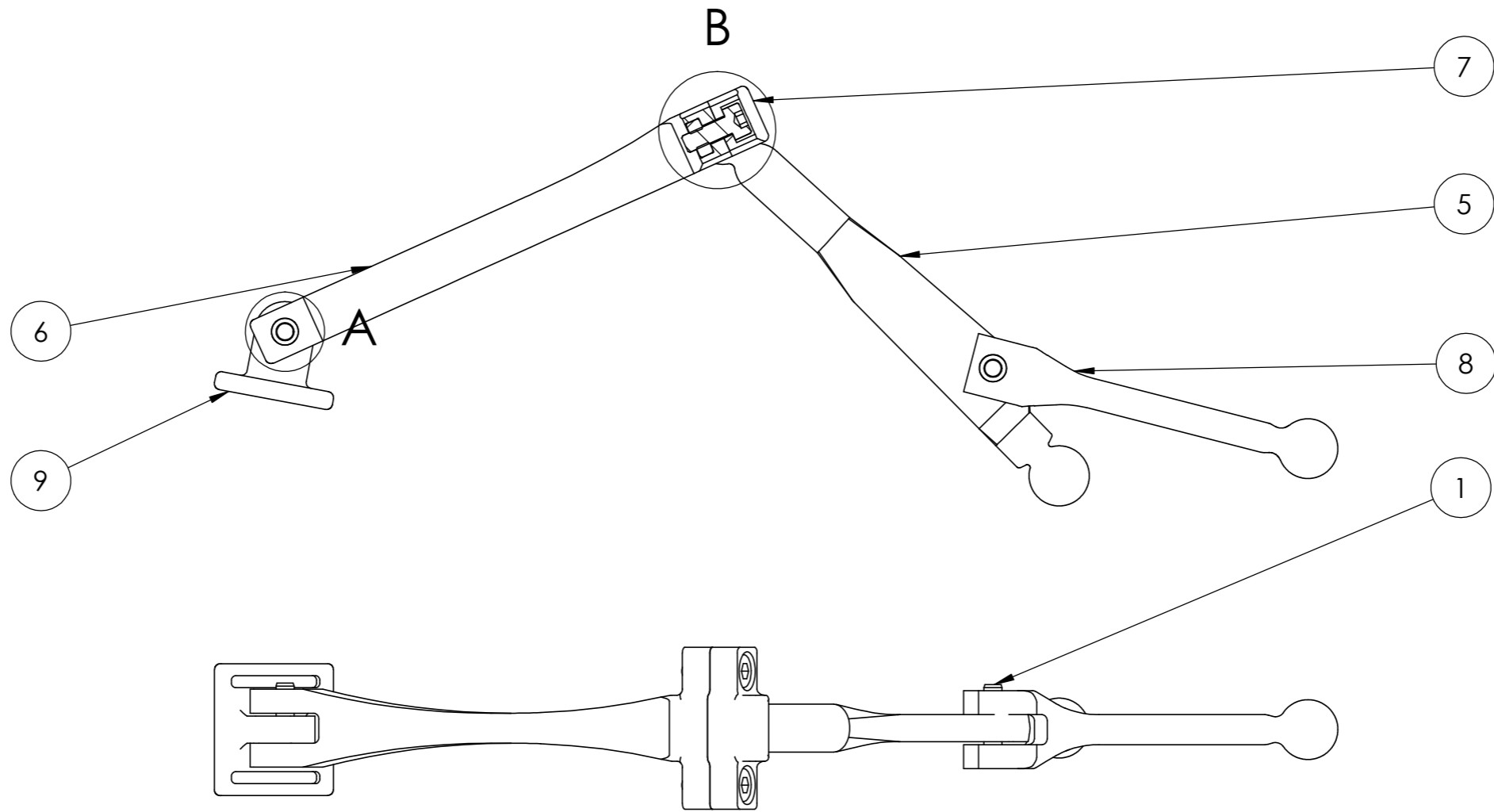


DETALLE A
ESCALA 2:1



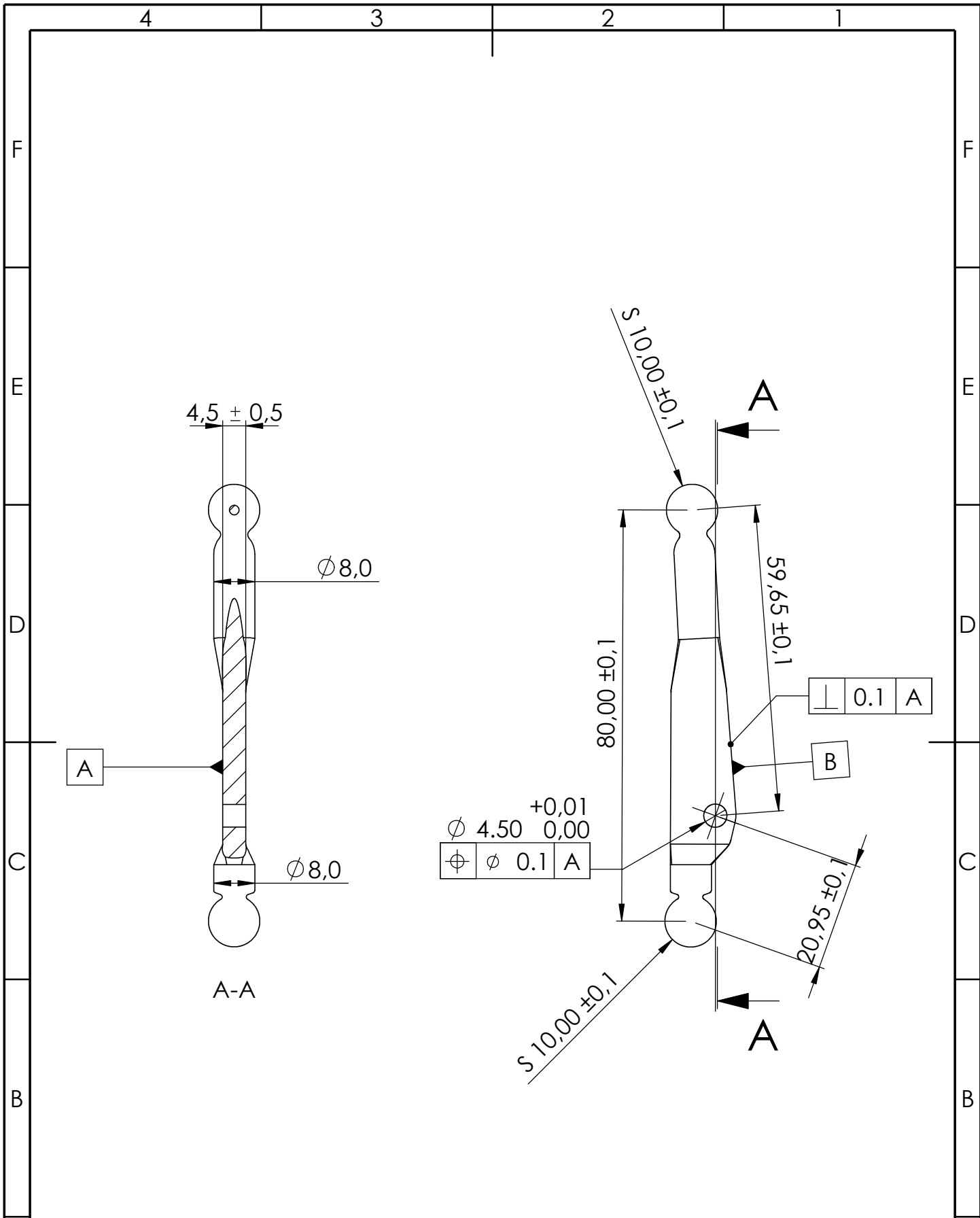
27	L12_30mm_in	VARIOS	3	
26	Arduino_NANO_CH340.step	VARIOS	1	
25	Ensamblaje_Shield_NANO	VARIOS	1	
24	18650 Single Cell Holder	VARIOS	2	
23	18650 Battery 01A v1.step	VARIOS	4	
22	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 22 - A1	INOX	11	
21	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	3	
20	3x4.5x6	INOX	6	
19	3x4.5x4	INOX	6	
18	3x4.5x3	INOX	6	
17	ISO 7045 - M2 x 6 - Z - 6N	INOX	6	
16	ISO 7380 - M3 x 8 - 8N	INOX	3	
15	ISO 4762 M3 x 6 - 6N	INOX	2	
14	ISO - 4032 - M3 - D - N	INOX	2	
13	MECANISMO PULGAR	VARIOS	1	Nº 2
12	MECANISMO INDICE	VARIOS	2	Nº 3
11	MECANISMO CORAZON	VARIOS	1	Nº 4
10	MECANISMO MEÑIQUE	VARIOS	1	Nº 5
9	CARCASA SUBENSAMBLAJE	VARIOS	1	Nº 6
8	APOYO ANTEBRAZO_2.0	PLA	1	Nº 7
7	APOYO ANTEBRAZO_2.0_2	PLA	1	Nº 8
6	PIEZA APOYO MANO_	PLA	1	Nº 9
5	EXTENSION MUÑECA_PULGAR	PLA	1	Nº 10
4	UNION BIELA_ACTUADOR PULGAR_bola	PLA	2	Nº 11
3	UNION BIELA-ACTUADOR	PLA	2	Nº 12
2	TP4056 SUBENSAMBLAJE	VARIOS	1	Nº 13
1	CARCASA ELECTRONICA_2	PLA	1	Nº 14
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO

Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
Tecnología	David Gómez	mm	1:2	
Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
	David Gómez	Dibujo de diseño	A3	Editado
Título			Nº de documento	
Exoesqueleto			Plano 1	
Revisión	Fecha	Idioma	Hoja	
A	15/10/2021	es	2/2	

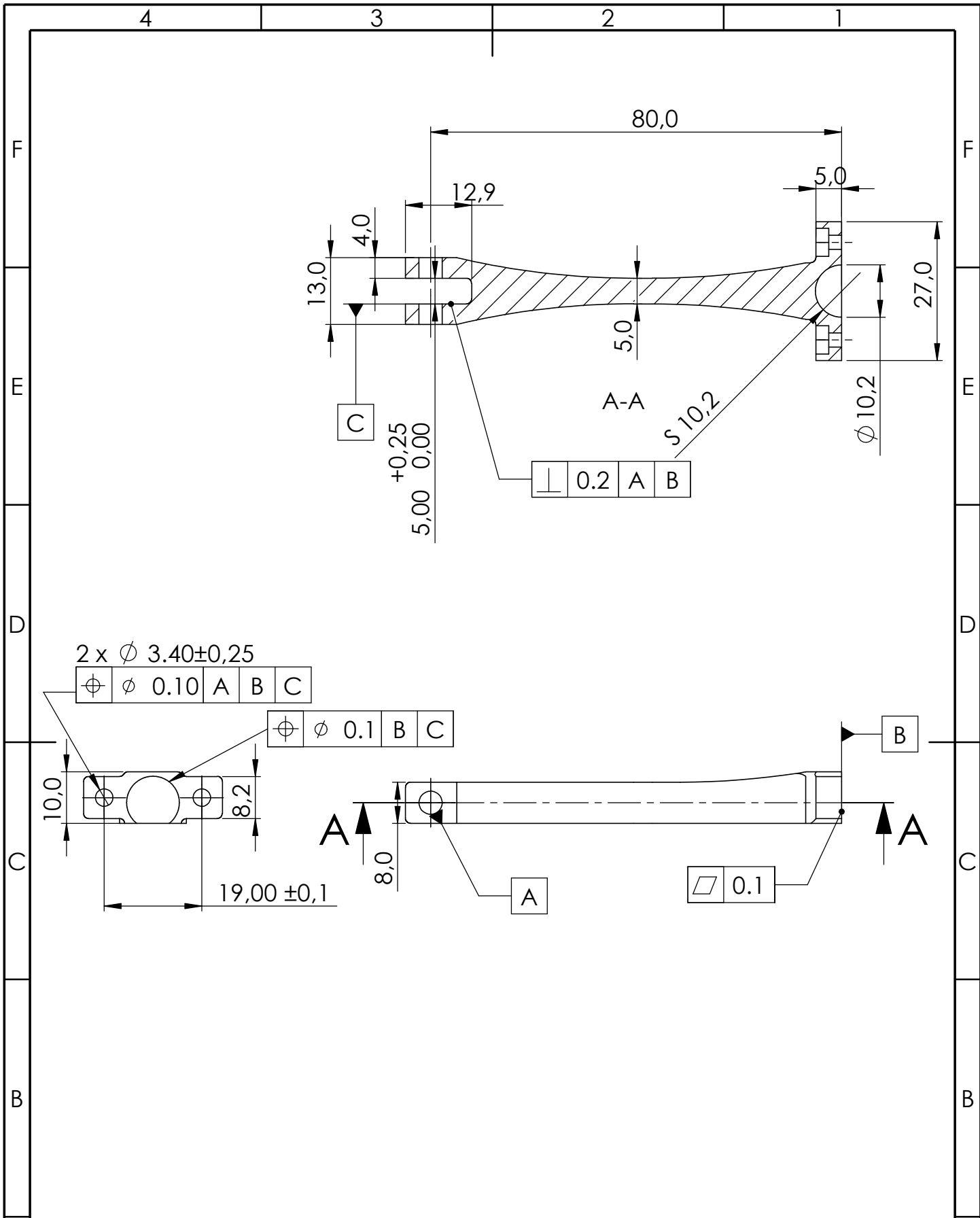


9	FIJACION FM	PLA	1	Nº 3.4
8	BARRA 3 (PULGAR)_BOLA	PLA	1	Nº 2.4
7	BARRA 2_PULGAR_2	PLA	1	Nº 2.3
6	BARRA 2_PULGAR	PLA	1	Nº 2.2
5	BARRA 1 (PULGAR)	PLA	1	Nº 2.1
4	3x4.5x4	INOX	6	
3	Hexagon Nut ISO 4032 - M3 - D - N	INOX	2	
2	DIN 912 M3 x 8 --- 8N	INOX	2	
1	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	2	
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO

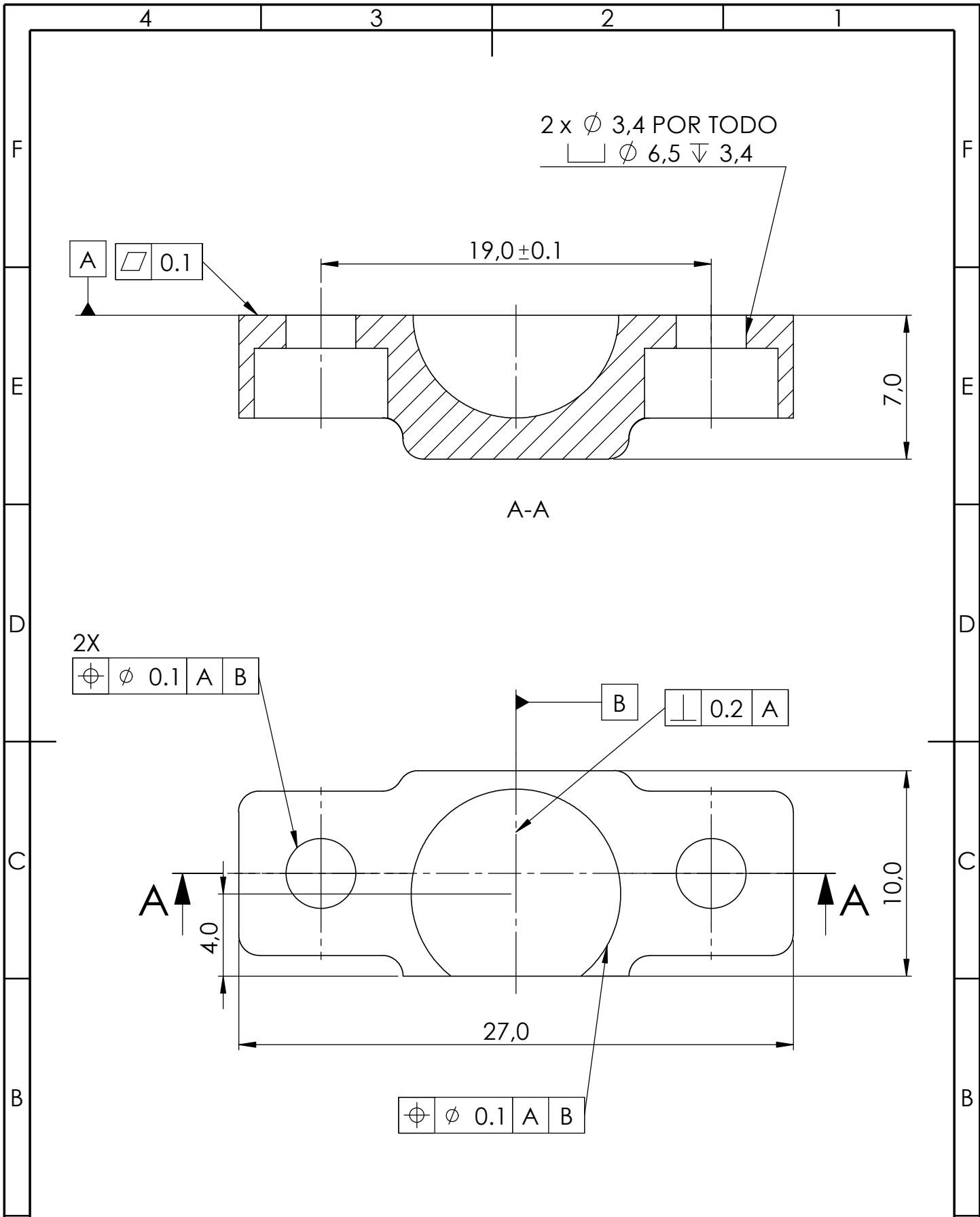
Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
Tecnología	David Gómez	mm	1:1	
Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
	David Gómez	Dibujo de diseño	A3	Editado
		Título	Nº de documento	
		Mecanismo pulgar	Plano 2	
Revisión	Fecha	Idioma	Hoja	
A	15/10/2021	es	1/1	



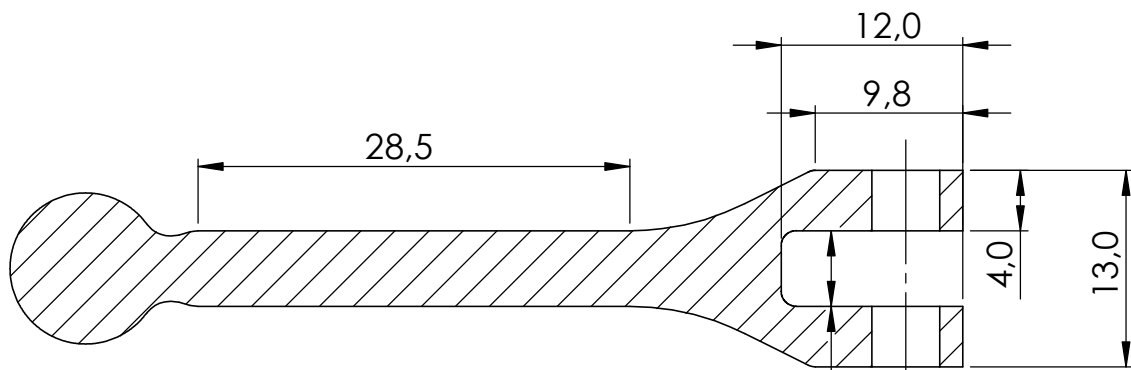
Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 1_Pulgar		Nº de documento Plano 2.1
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
	Diseño	David Gómez	mm	1 : 1	
		Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
			Dibujo de diseño	A4	Editado
Título				Nº de documento	
Barra 2_Pulgar				Plano 2.2	
		Revisión	Fecha	Idioma	Hoja
		A	15/10/2021	es	1/1



Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 4 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño		Formato A4
		Estado del documento Editado		Nº de documento Plano 2.3
		Título Barra 2_2_Pulgar		
		Fecha 15/10/2021	Idioma es	Hoja 1/1

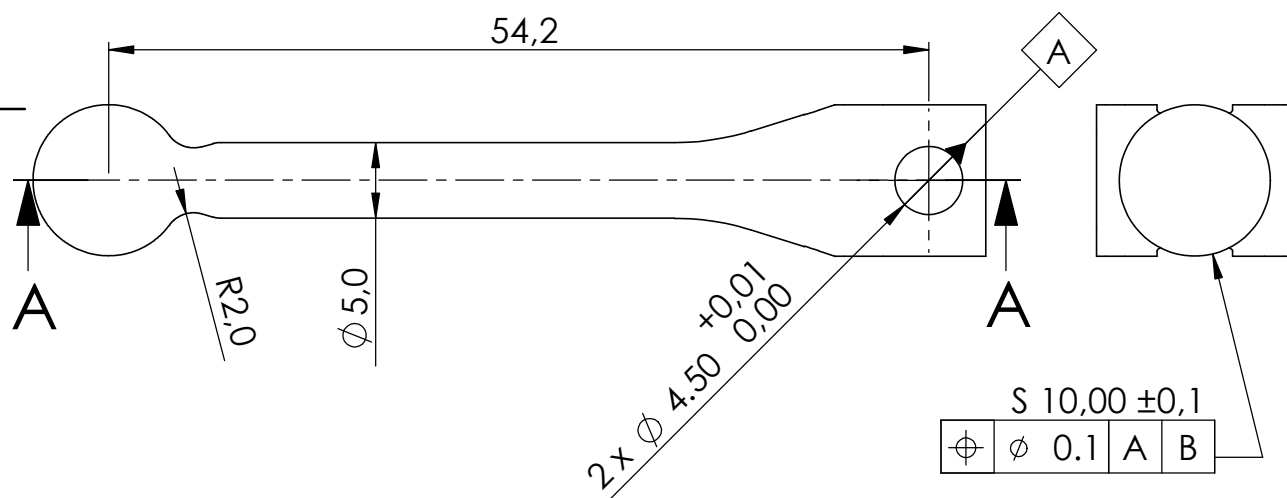


A-A

5,00 ± 0,25

0.1 A

B



A

R2,0

5,0

54,2

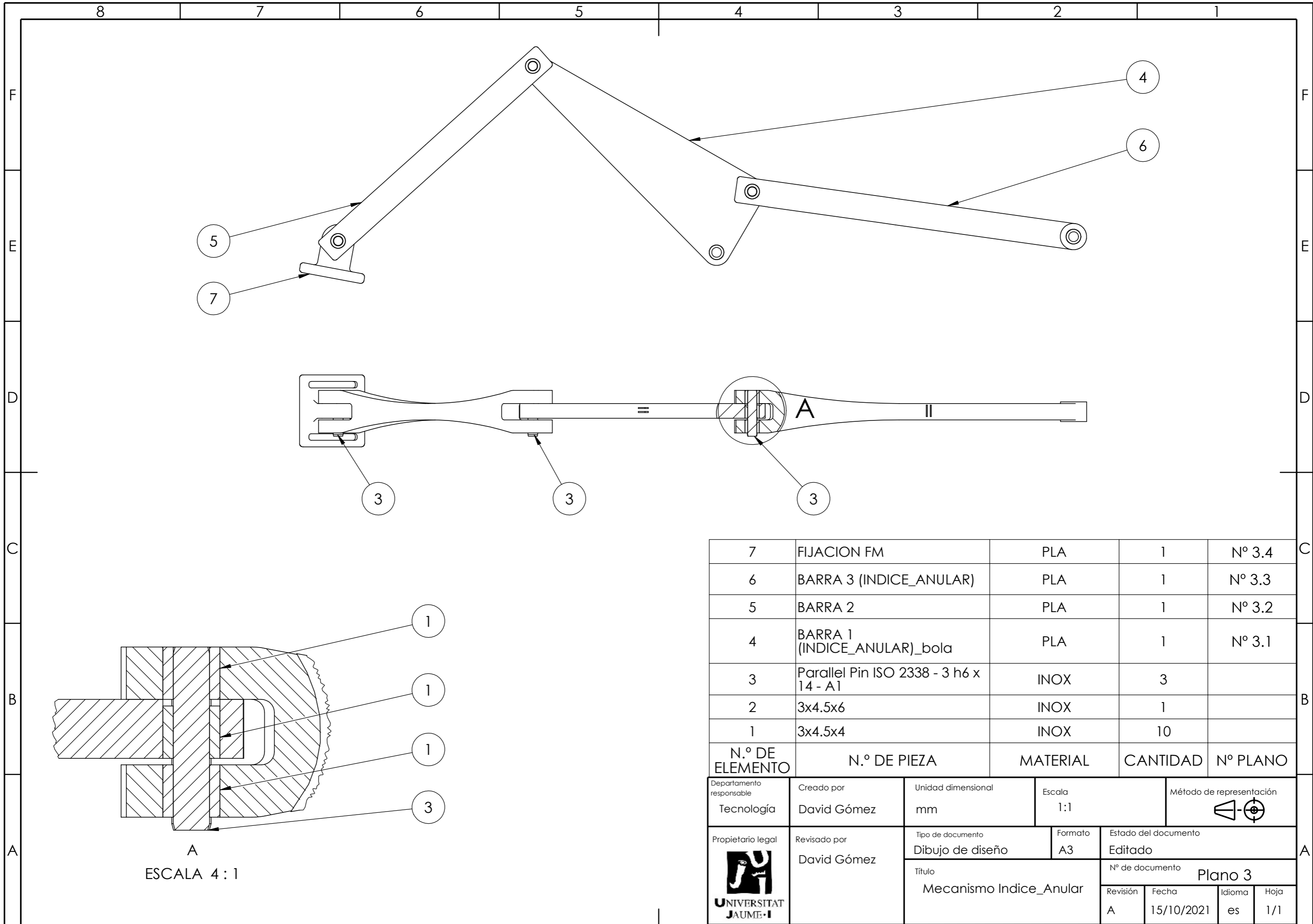
2 x Ø 4,50 + 0,01 / 0,00

S 10,00 ± 0,1

0.1 A B

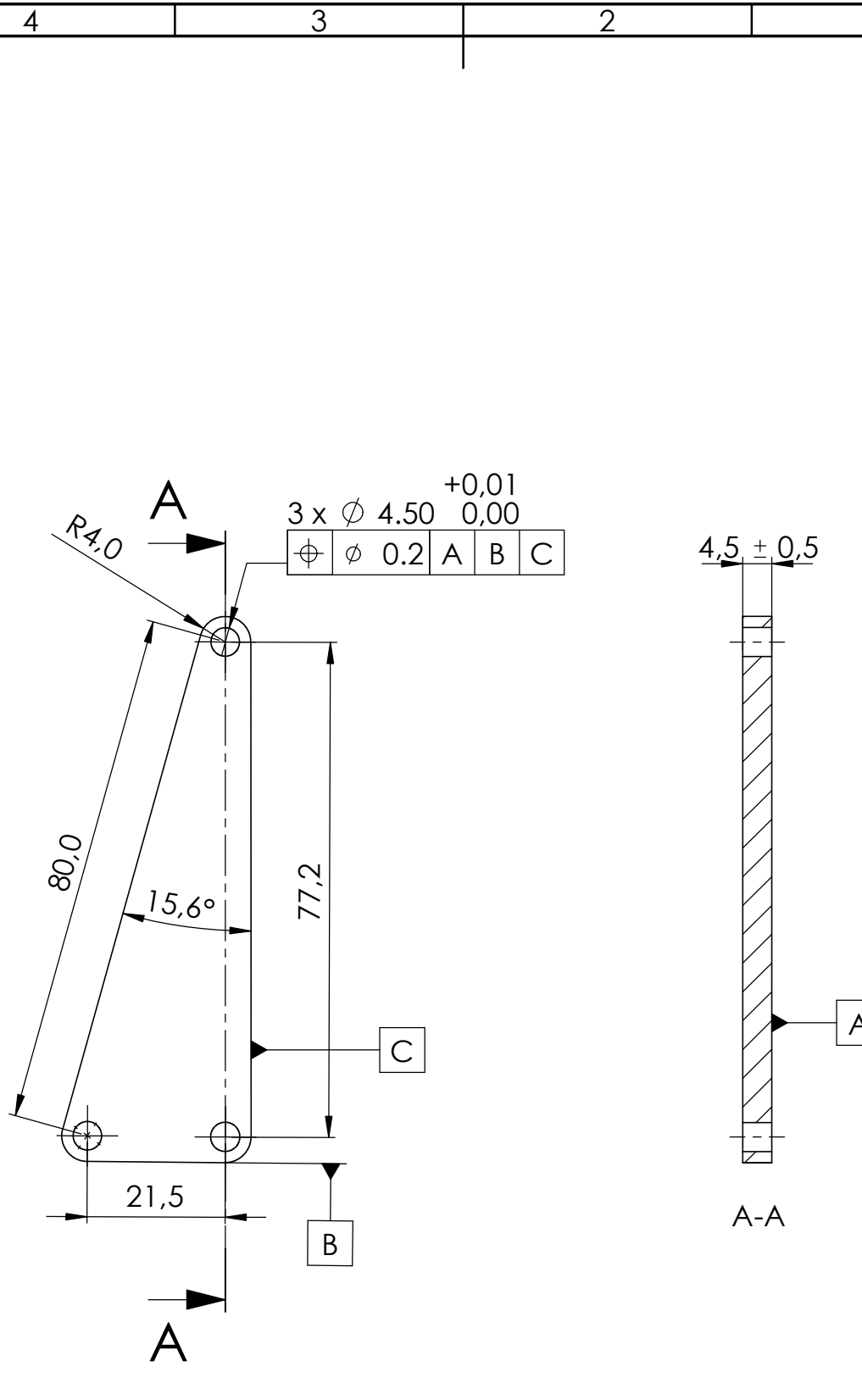
A

Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 2 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 3_Pulgar		Nº de documento Plano 2.4
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es

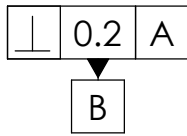
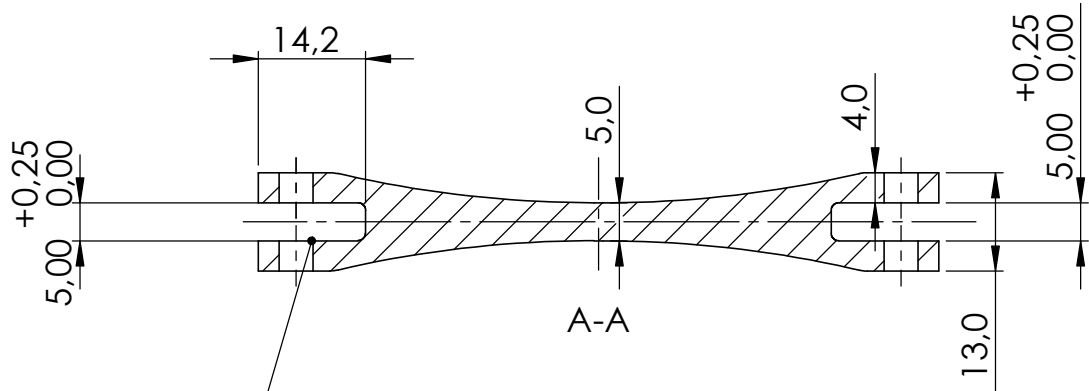


7	FIJACION FM	PLA	1	Nº 3.4
6	BARRA 3 (INDICE_ANULAR)	PLA	1	Nº 3.3
5	BARRA 2	PLA	1	Nº 3.2
4	BARRA 1 (INDICE_ANULAR)_bola	PLA	1	Nº 3.1
3	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	3	
2	3x4.5x6	INOX	1	
1	3x4.5x4	INOX	10	
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO

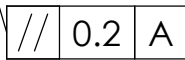
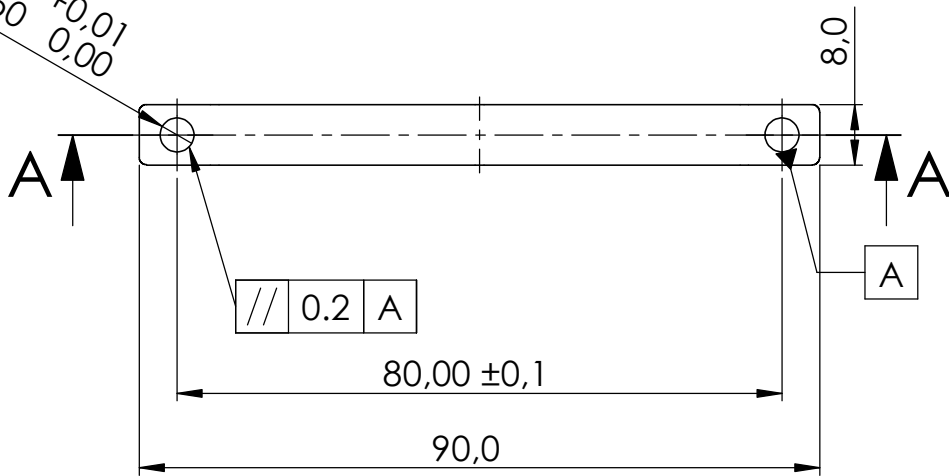
Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A3	Estado del documento Editado
		Título Mecanismo Indice_Anular	Nº de documento Plano 3	
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es
				Hoja 1/1



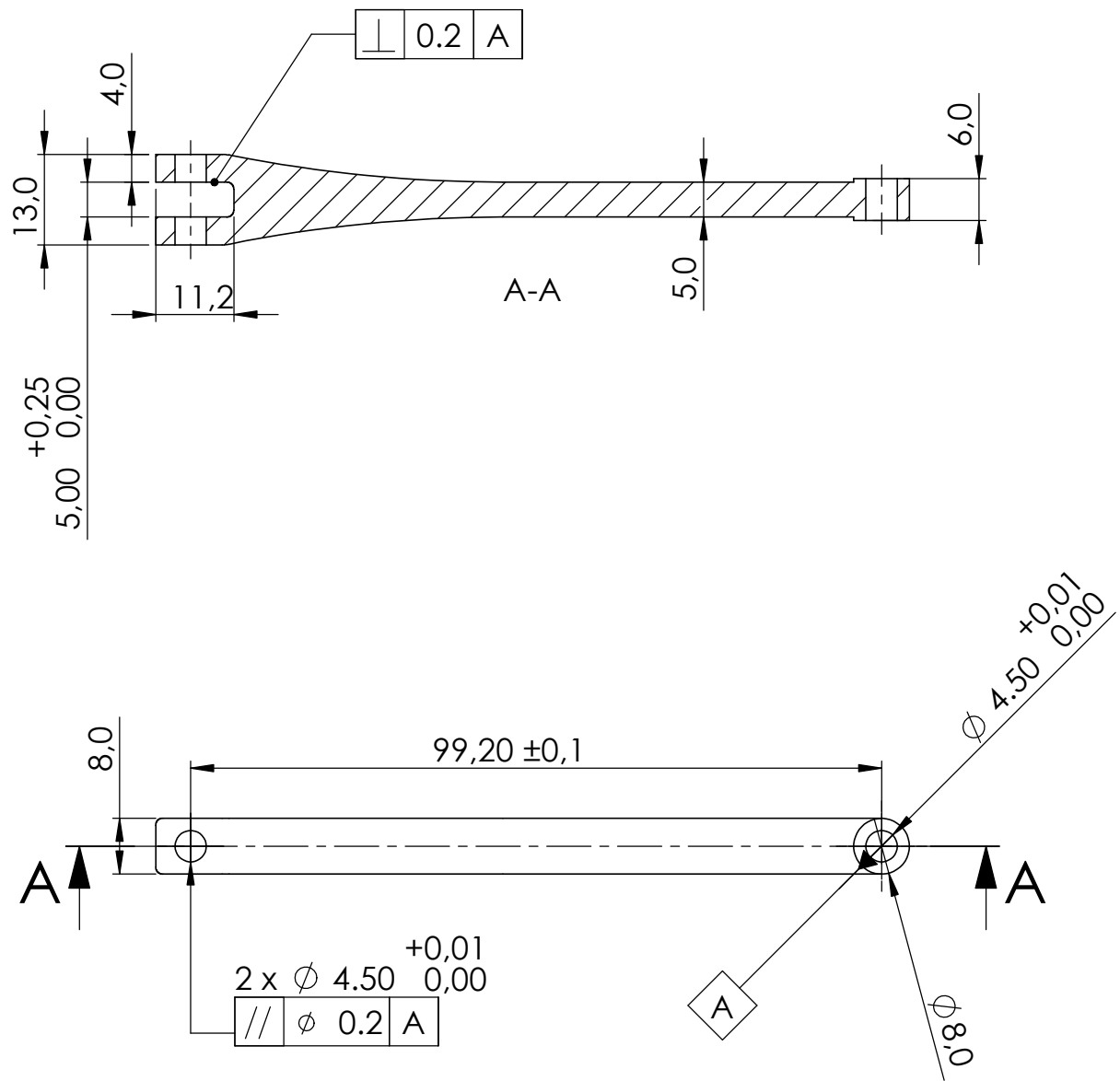
Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 1_Indice_Anular		Nº de documento Plano 3.1
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



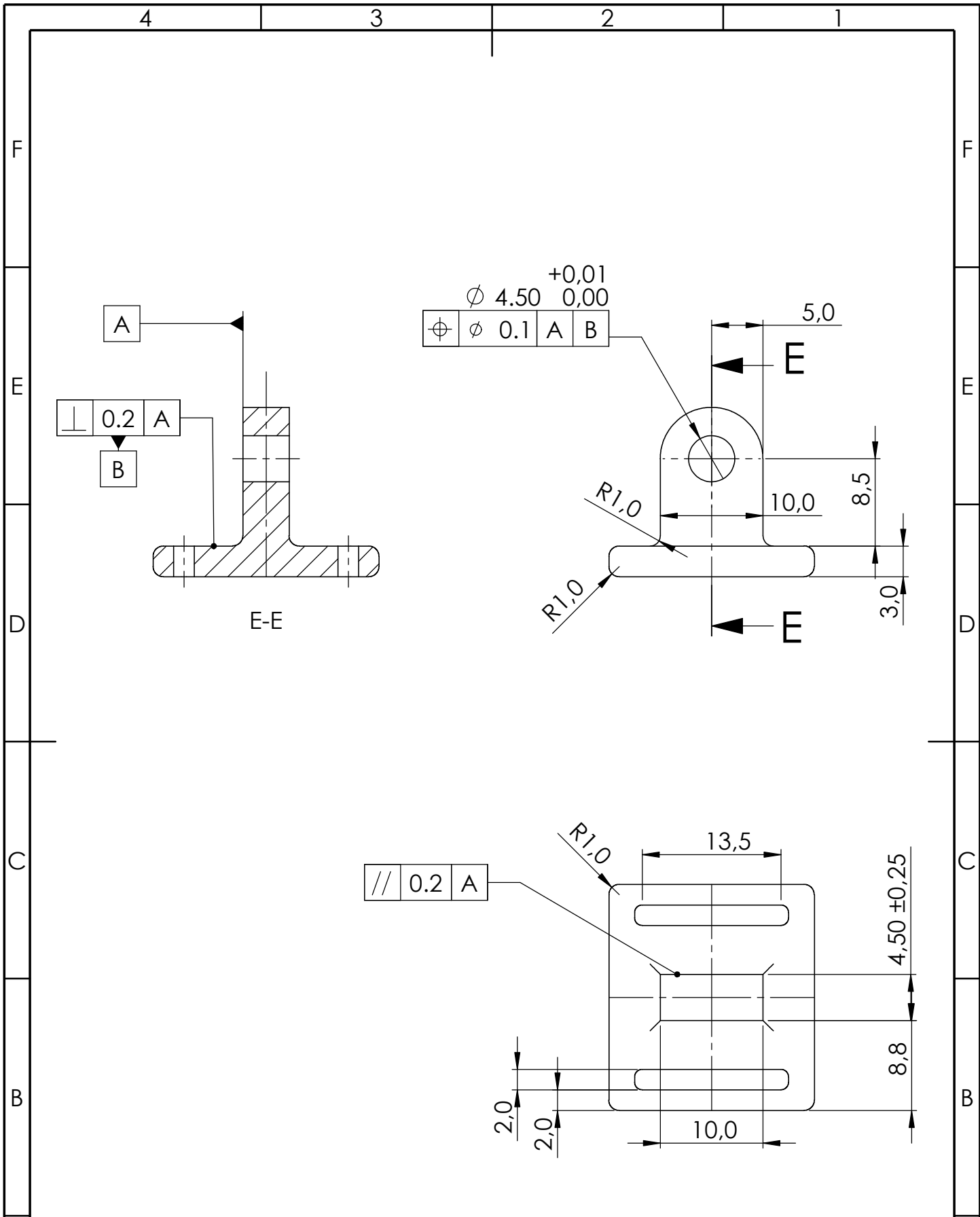
4 x Ø 4.50 +0,01 / 0,00



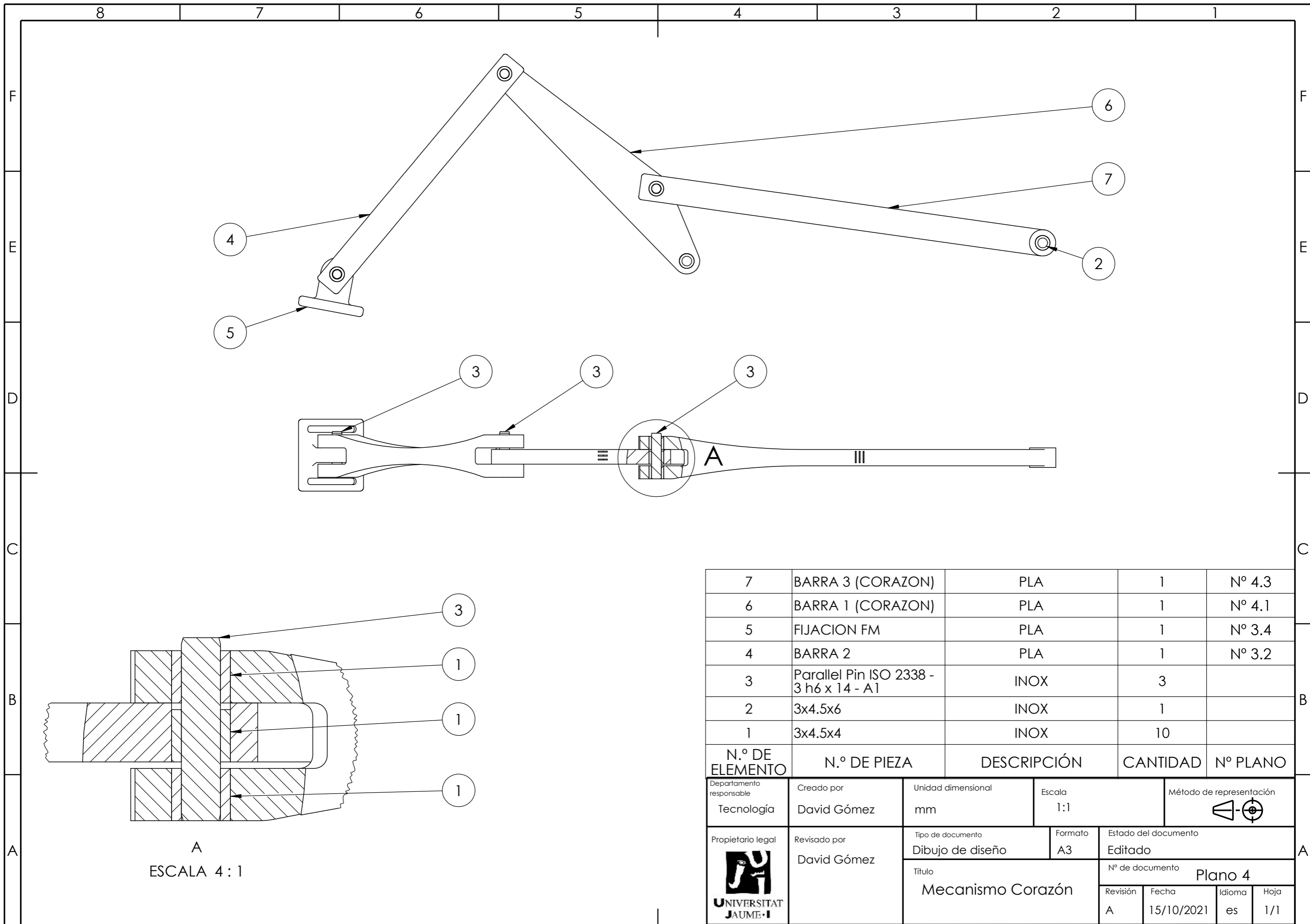
Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 2		Nº de documento Plano 3.2
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
	Diseño	David Gómez	mm	1 : 1	
		Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
			Dibujo de diseño	A4	Editado
Título				Nº de documento	
Barra 3_Índice_Anular				Plano 3.3	
Revisión		Fecha	Idioma	Hoja	
A		15/10/2021	es	1/1	

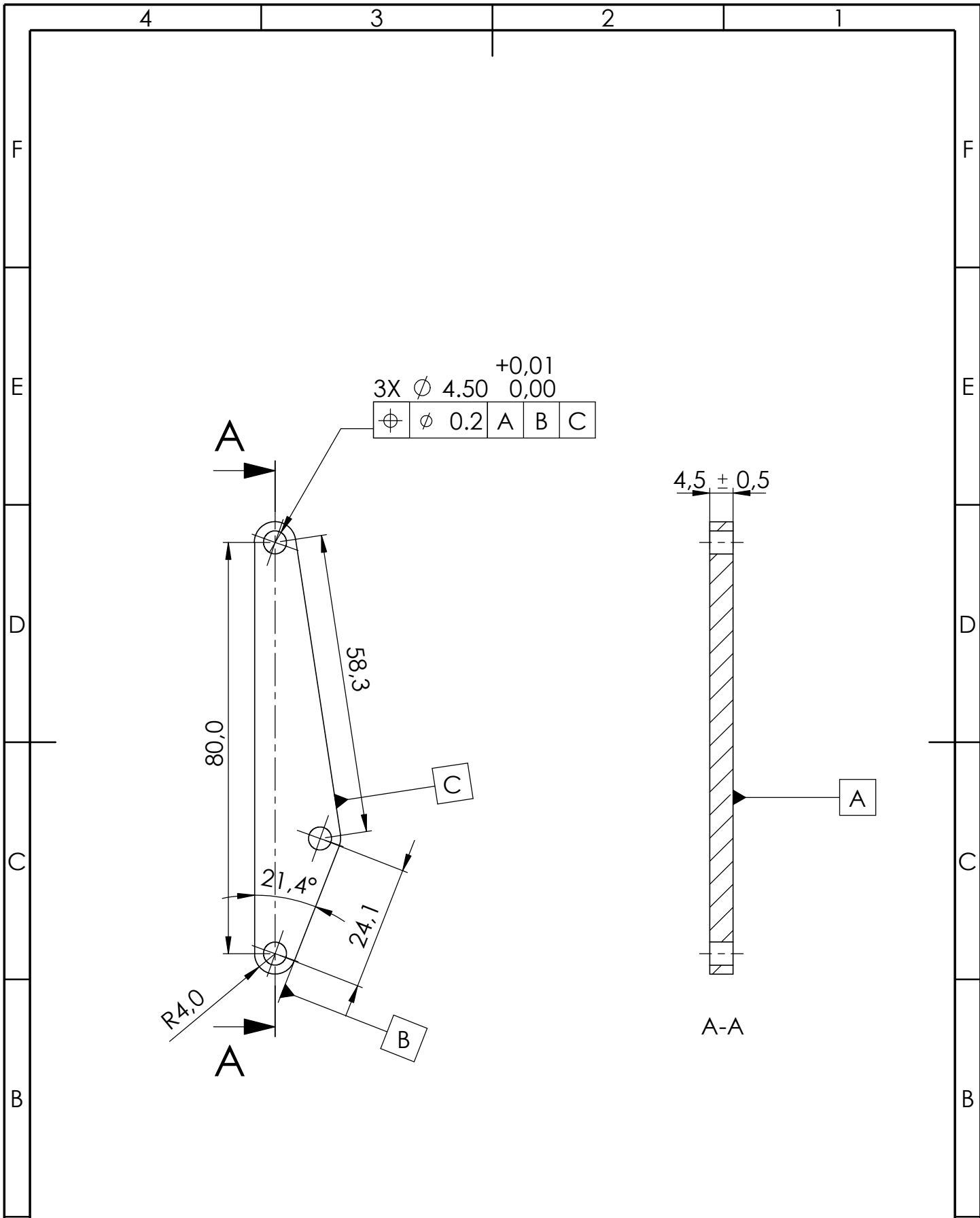


Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 2 : 1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Fijación medial		Nº de documento Plano 3.4
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



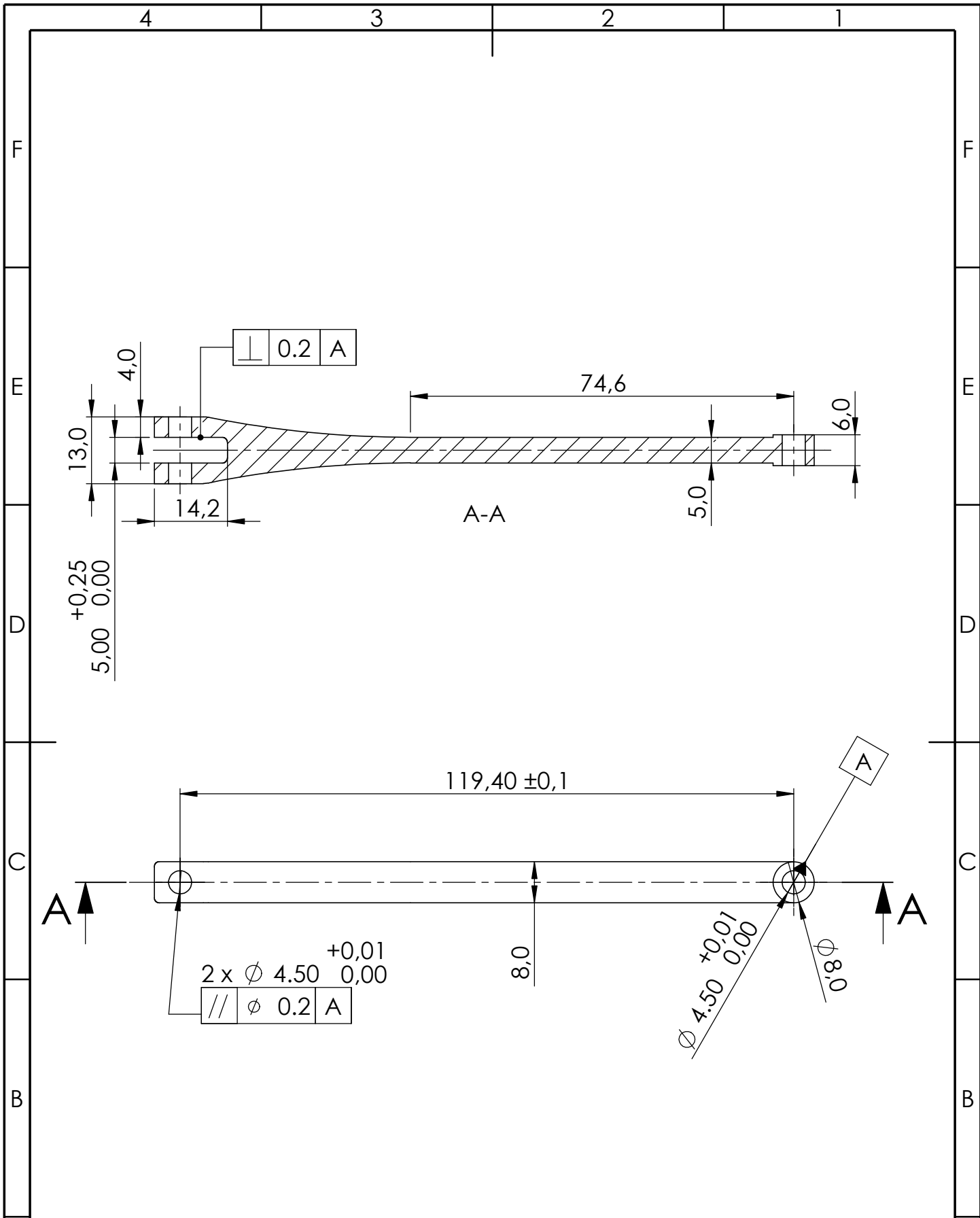
7	BARRA 3 (CORAZON)	PLA	1	Nº 4.3
6	BARRA 1 (CORAZON)	PLA	1	Nº 4.1
5	FIJACION FM	PLA	1	Nº 3.4
4	BARRA 2	PLA	1	Nº 3.2
3	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	3	
2	3x4.5x6	INOX	1	
1	3x4.5x4	INOX	10	
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	Nº PLANO

Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A3	Estado del documento Editado
		Título Mecanismo Corazón	Nº de documento Plano 4	
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es
				Hoja 1/1

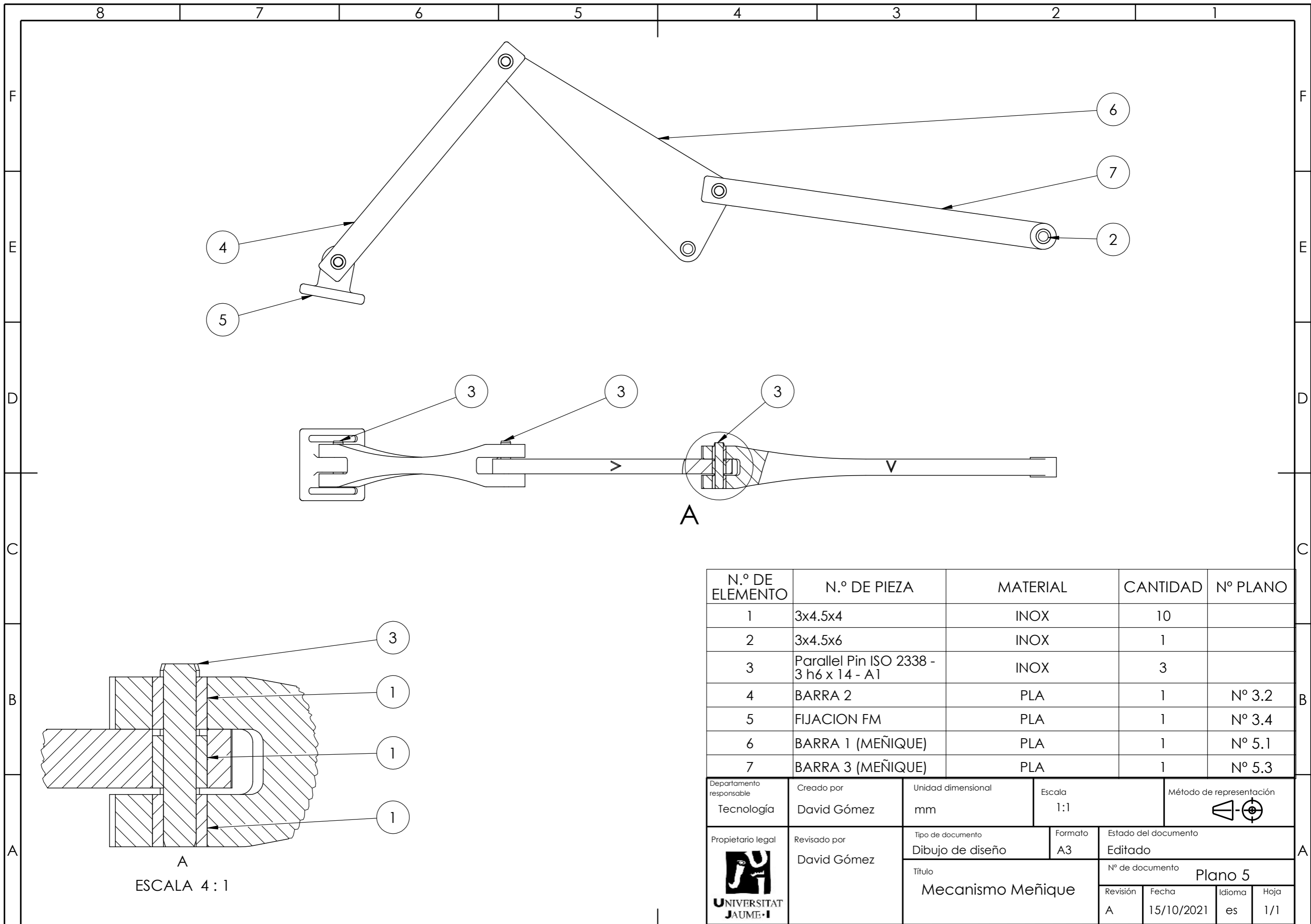


3X Ø 4.50			+0,01			
			0,00			
⊕	Ø	0.2	A	B	C	

A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación			
	Diseño	David Gómez	mm	1 : 1				
	Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento			
	 UNIVERSITAT JAUME·I	David Gómez	Dibujo de diseño	A4	Editado			
Título			Nº de documento					
Barra 1_Corazón			Plano 4.1					
		Revisión	Fecha	Idioma	Hoja			
		A	15/10/2021	es	1/1			

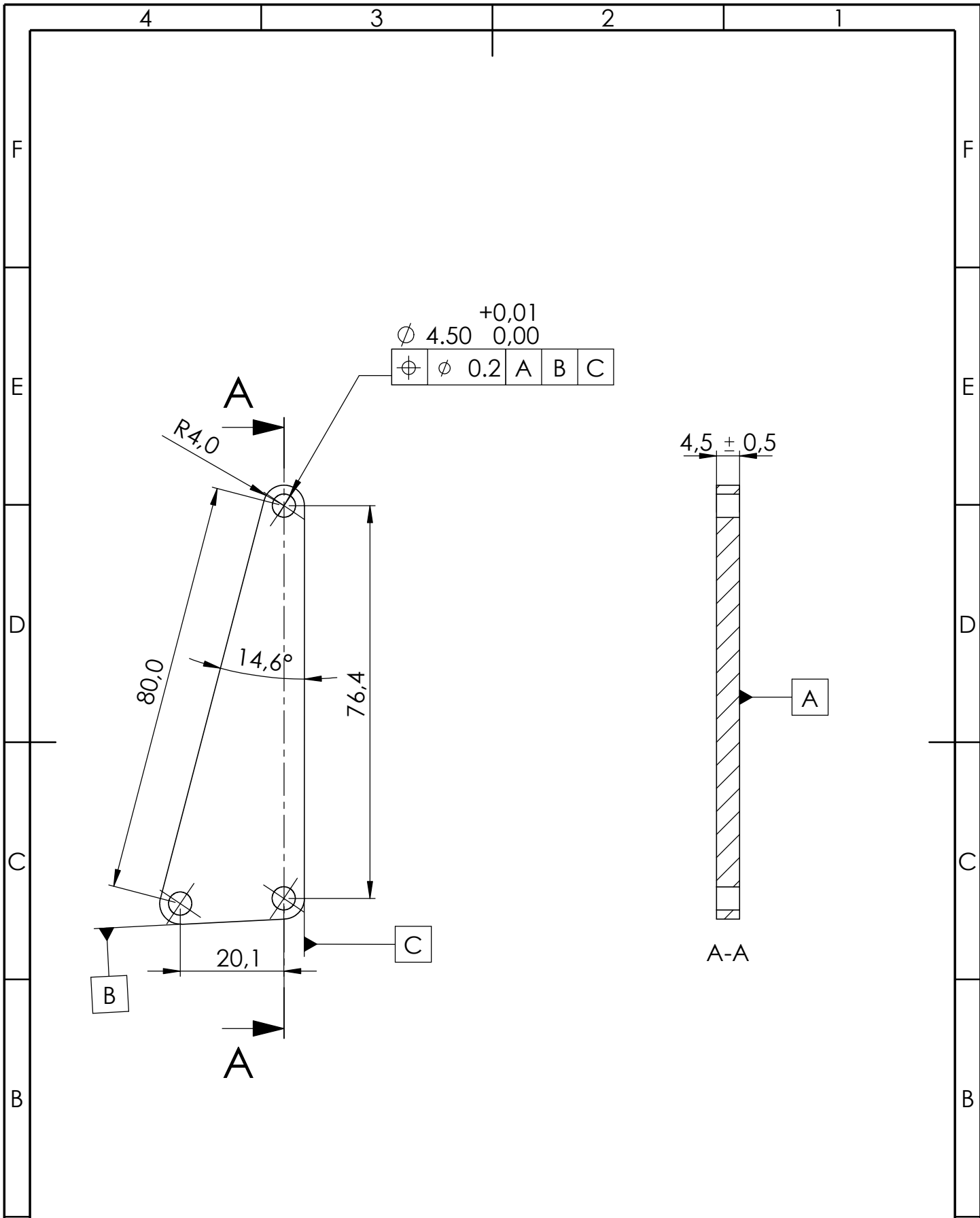


A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
	Diseño	David Gómez	mm	1 : 1	
		Revisado por	Tipo de documento		Estado del documento
			David Gómez	Dibujo de diseño	
Título			Nº de documento		
Barra 3_Corazón			Plano 4.3		
		Revisión	Fecha	Idioma	Hoja
		A	15/10/2021	es	1/1

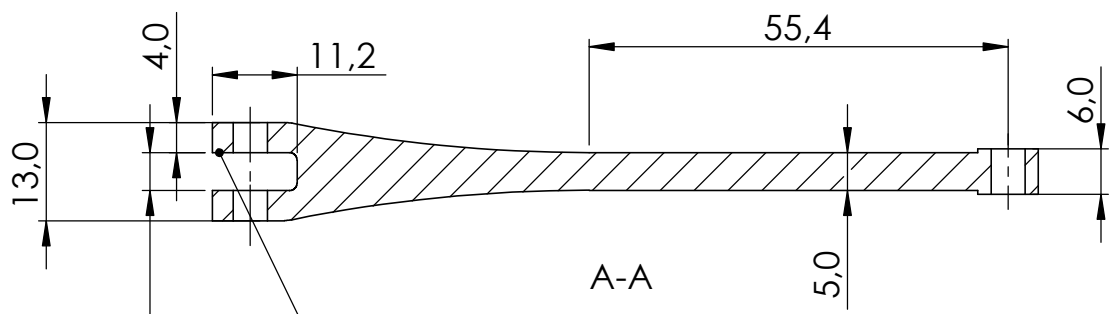


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO
1	3x4.5x4	INOX	10	
2	3x4.5x6	INOX	1	
3	Parallel Pin ISO 2338 - 3 h6 x 14 - A1	INOX	3	
4	BARRA 2	PLA	1	Nº 3.2
5	FIJACION FM	PLA	1	Nº 3.4
6	BARRA 1 (MEÑIQUE)	PLA	1	Nº 5.1
7	BARRA 3 (MEÑIQUE)	PLA	1	Nº 5.3

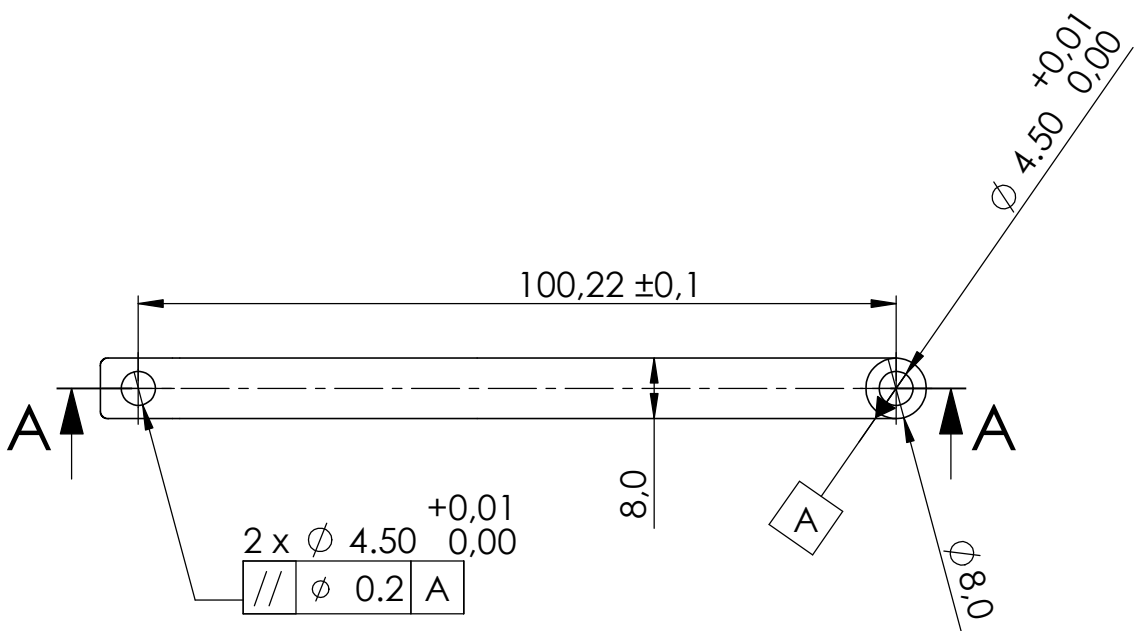
Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A3	Estado del documento Editado
		Título Mecanismo Meñique		Nº de documento Plano 5
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es
				Hoja 1/1



Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 1_Meñique		Nº de documento Plano 5.1
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es

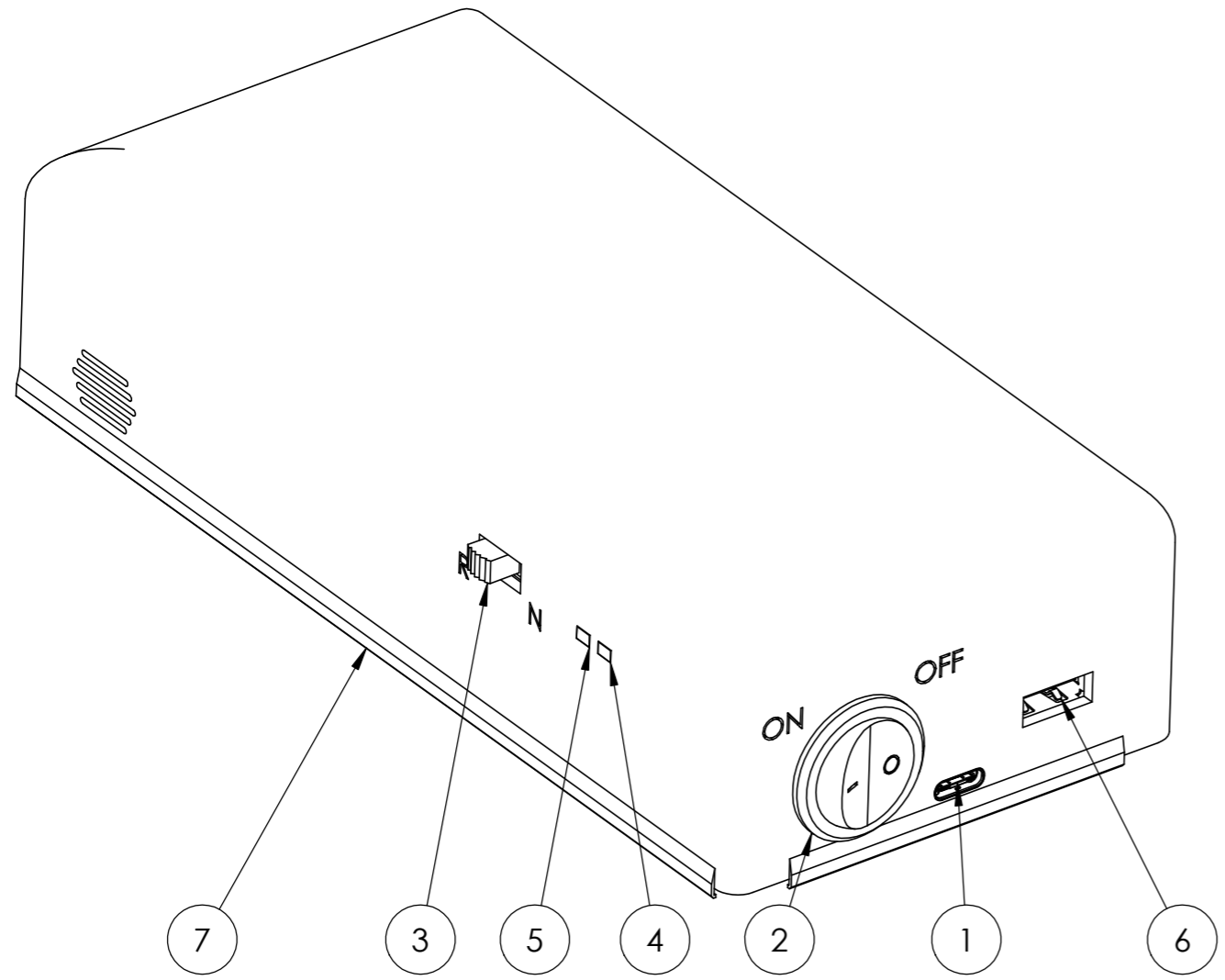


\perp 0.2 A
 $+0,25$
 $5,00$ 0,00

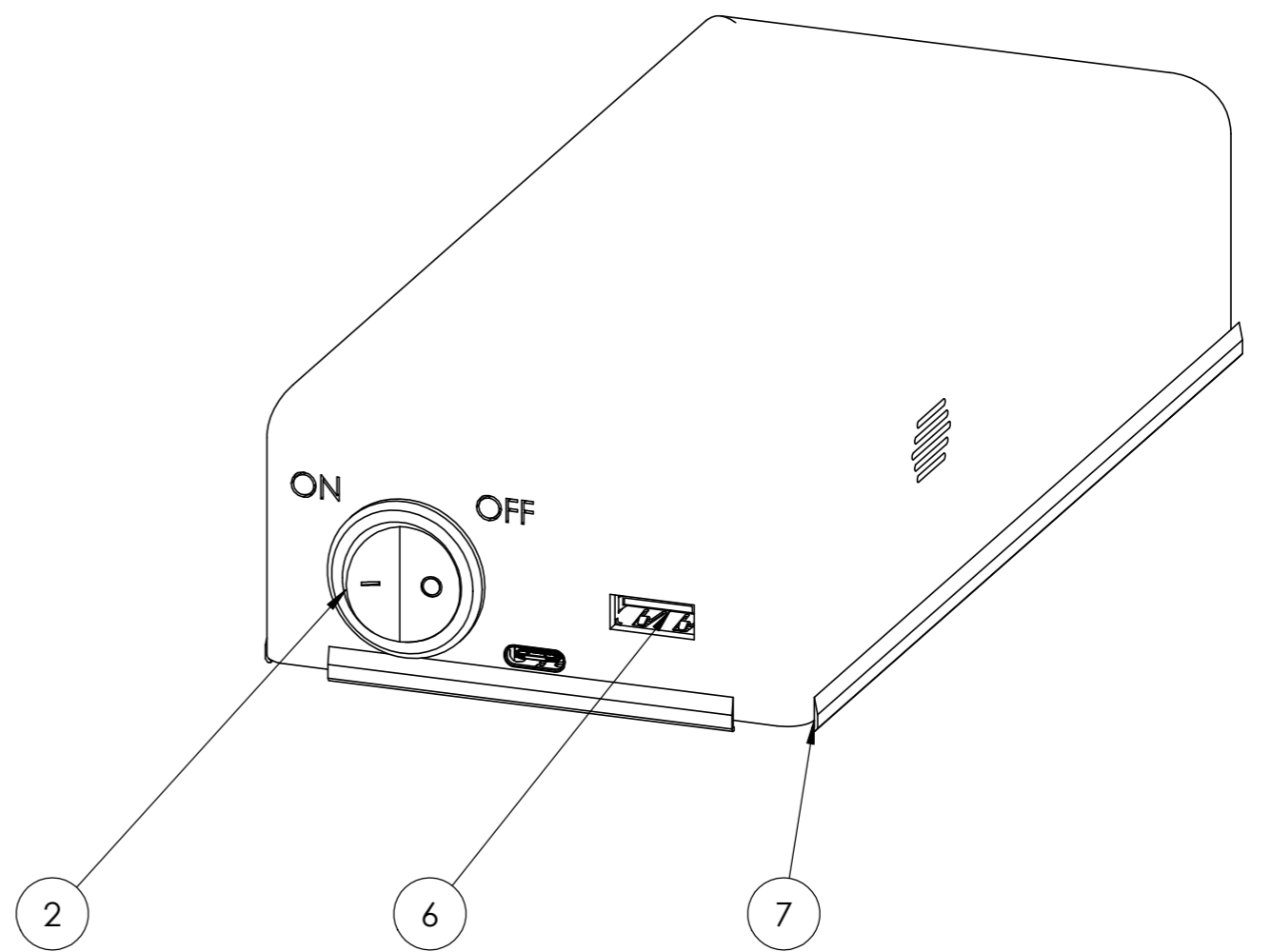


$2 \times \varnothing 4.50$ $+0,01$
 $0,00$
 $//$ $\varnothing 0.2$ A

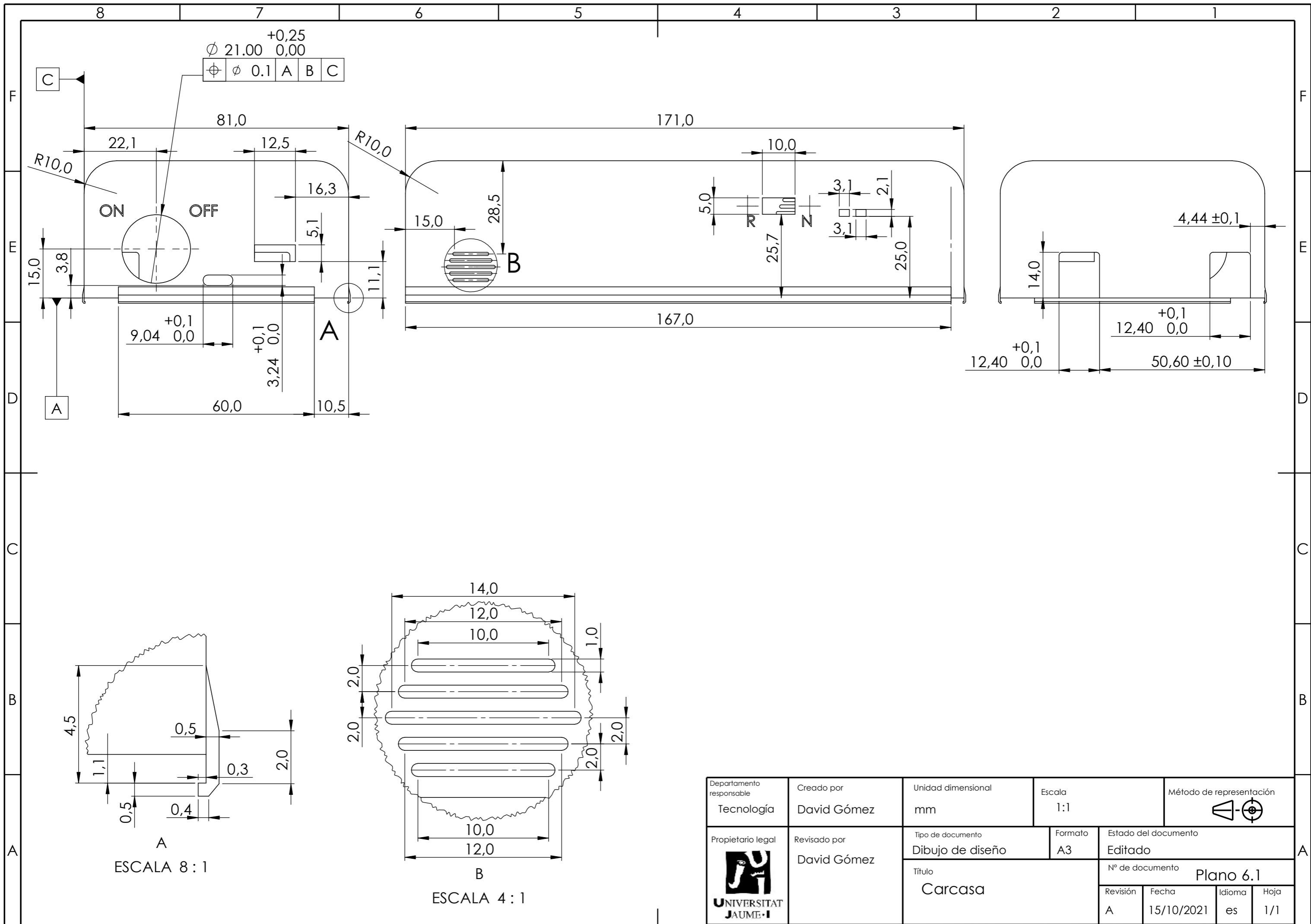
Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Barra 3_Meñique		Nº de documento Plano 5.3
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es





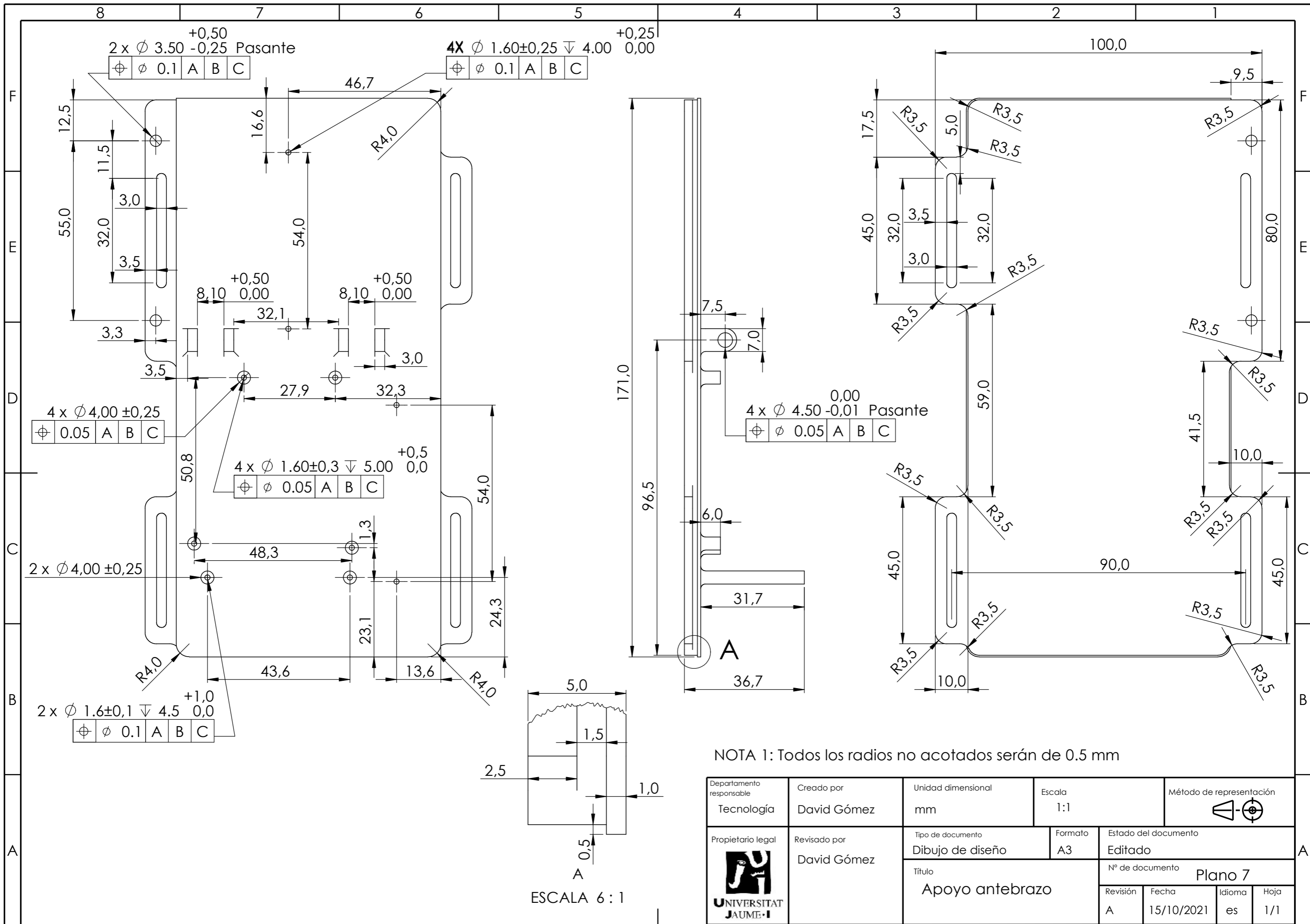
ESCALA 1:1
VISTA ISOMETRICA



7	CARCASA ELECTRONICA	PLA	1	Nº 6.1
6	875200010b1f	VARIOS	1	
5	LED 2x3 VERDE	VARIOS	1	
4	LED 2x3 ROJO	VARIOS	1	
3	Slide Switch.stp		1	
2	Rocker Switch.step		1	
1	10137065-000211f	VARIOS	1	
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	Nº PLANO
Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
Tecnología	David Gómez	mm	1:1	
Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
	David Gómez	Dibujo de diseño	A3	Editado
		Título	Nº de documento	
		Subc. Carcasa	Plano 6	
			Revisión	Fecha
			A	15/10/2021
			Idioma	Hoja
			es	1/1

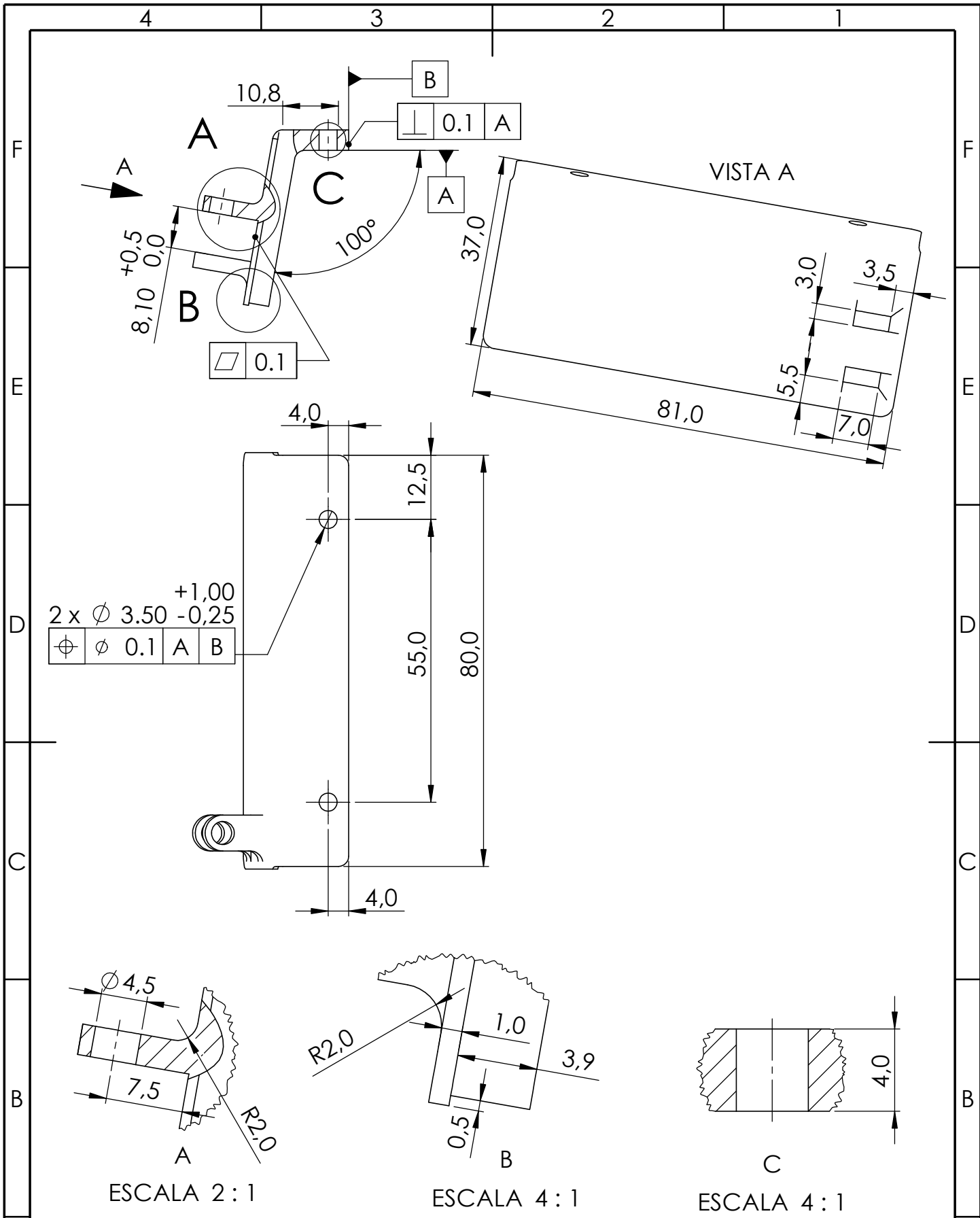


Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación 
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A3	Estado del documento Editado
Título Carcasa			Nº de documento Plano 6.1	
Revisión A		Fecha 15/10/2021	Idioma es	Hoja 1/1

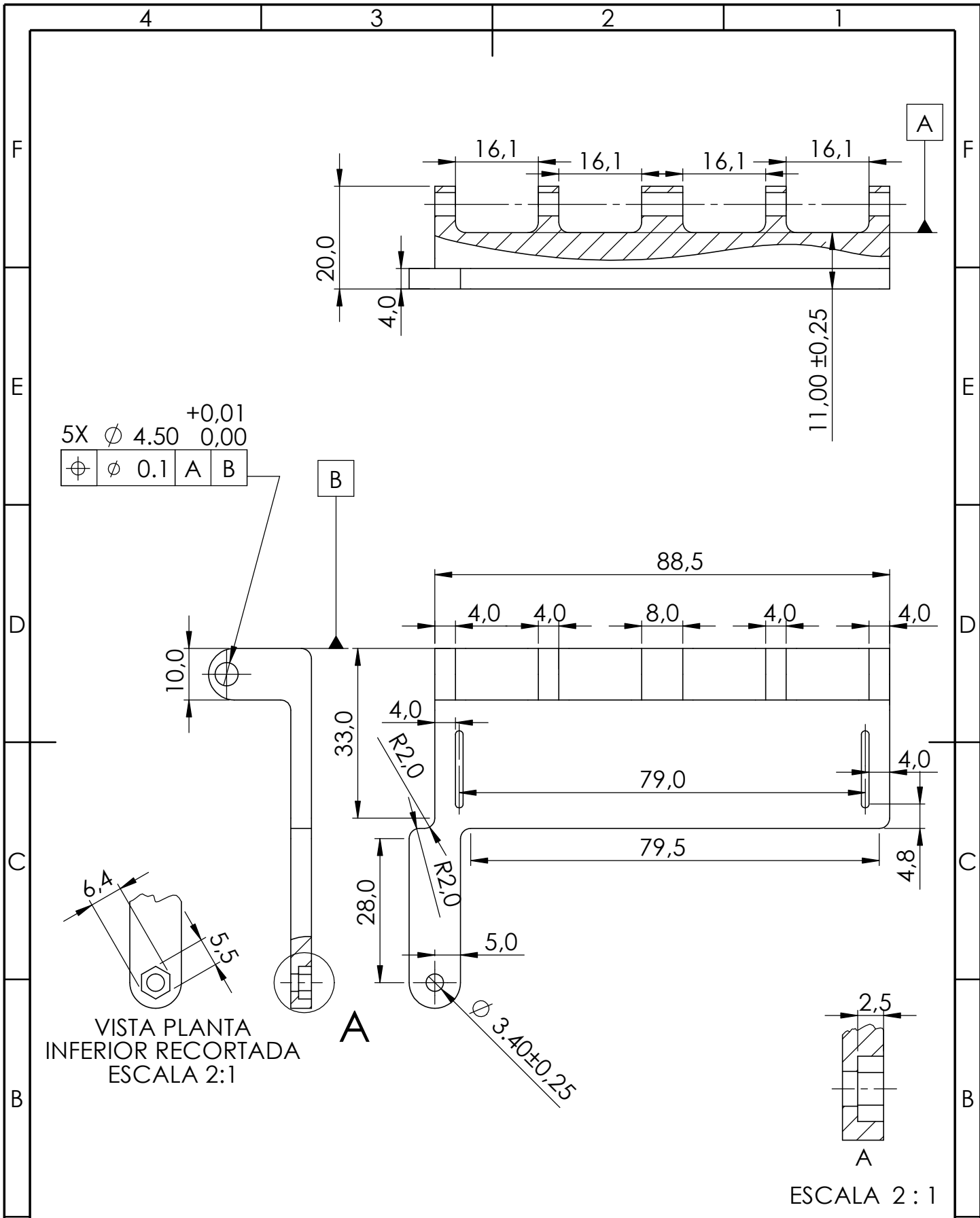


NOTA 1: Todos los radios no acotados serán de 0.5 mm

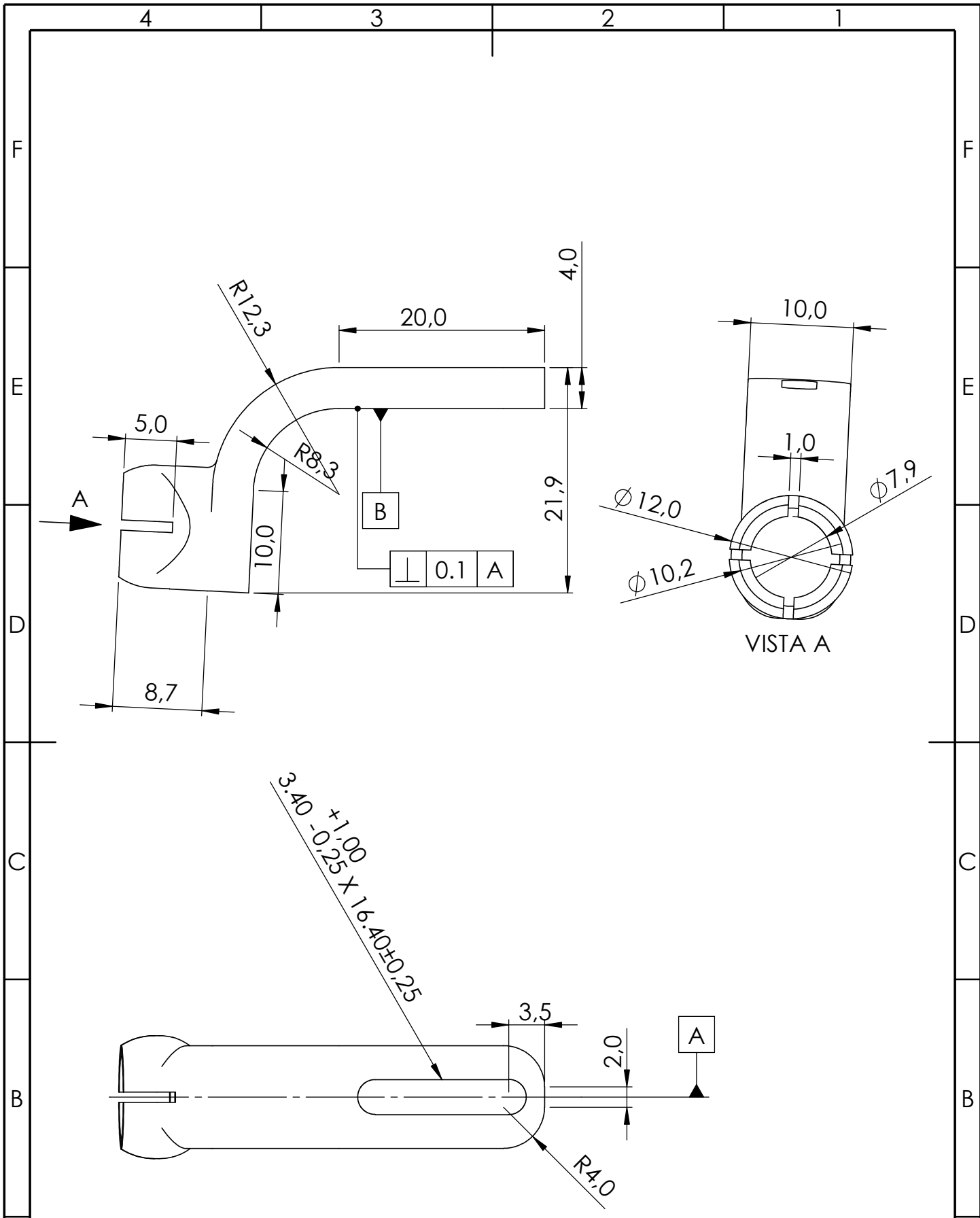
Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A3	Estado del documento Editado
Título Apoyo antebrazo			Nº de documento Plano 7	
Revisión A		Fecha 15/10/2021	Idioma es	Hoja 1/1



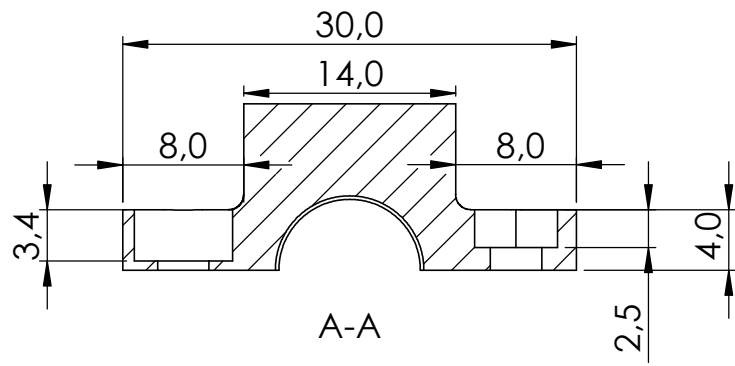
Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Apoyo antebrazo_2		Nº de documento Plano 8
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
	Diseño	David Gómez	mm	1:1	
	Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
	David Gómez	Dibujo de diseño	A4	Editado	Nº de documento Plano 9
		Título	Apoyo mano		
			Revisión	Fecha	Idioma
			A	15/10/2021	es
					Hoja
					1/1



A	Departamento responsable	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación
	Diseño	David Gómez	mm	2 : 1	
	Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
		David Gómez	Dibujo de diseño	A4	Editado
		Título	Nº de documento		
		Extension muñeca-pulgar	Plano 10		
			Revisión	Fecha	Idioma
			A	15/10/2021	es
					Hoja
					1/1



A-A

$\phi 3.40 \pm 0,3$

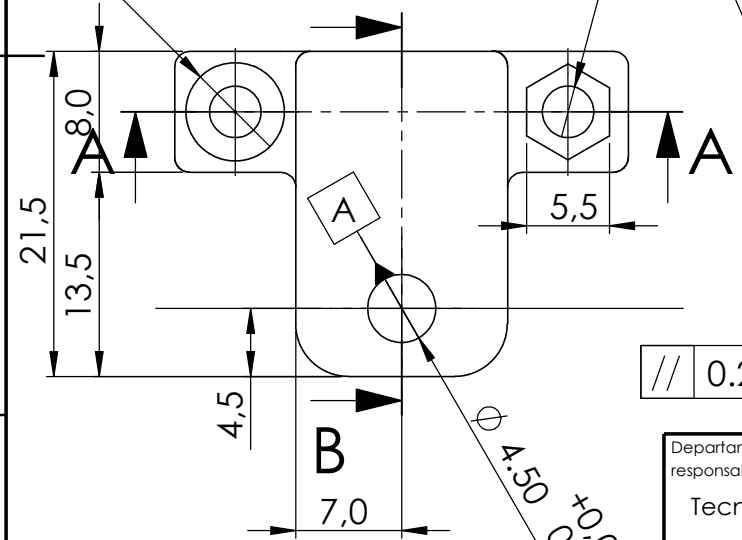
$\phi 6.50 \pm 0,2$	$\downarrow 3.40 - 0,5$	0,0
$\phi 0.1$	A	B

B

$\phi 3.40 \pm 0,25$

$\perp 0.1$	A
B	

B

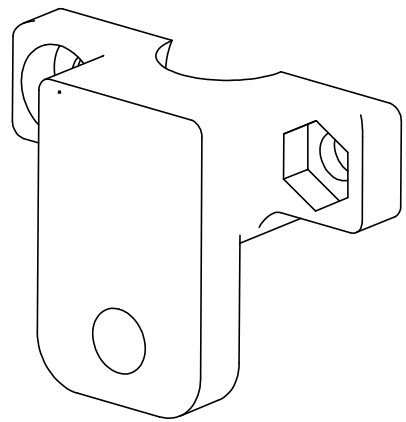


A

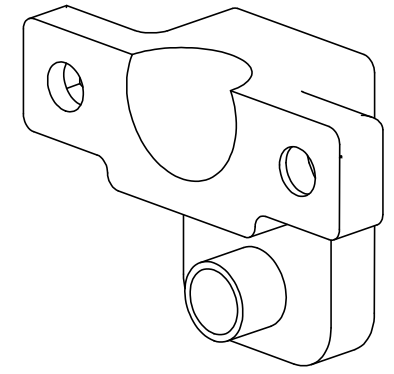
$\parallel 0.2$	B
-----------------	---

B-B

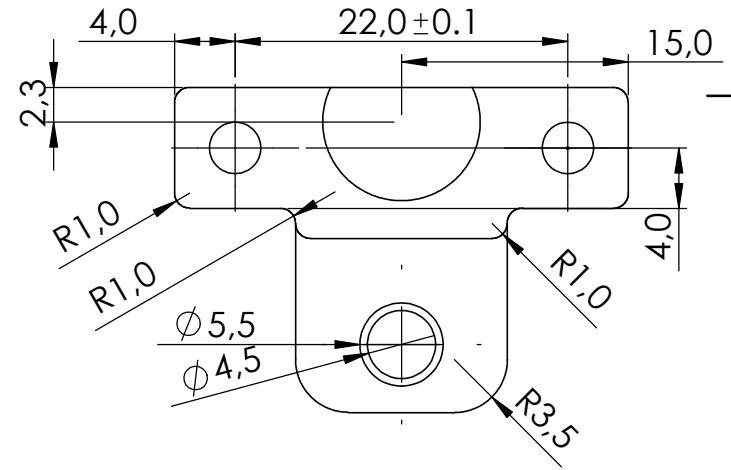
$\phi 10,40 \pm 0,1$	$\phi 0.2$	A	B
0,00	$8,00 - 0,25$		



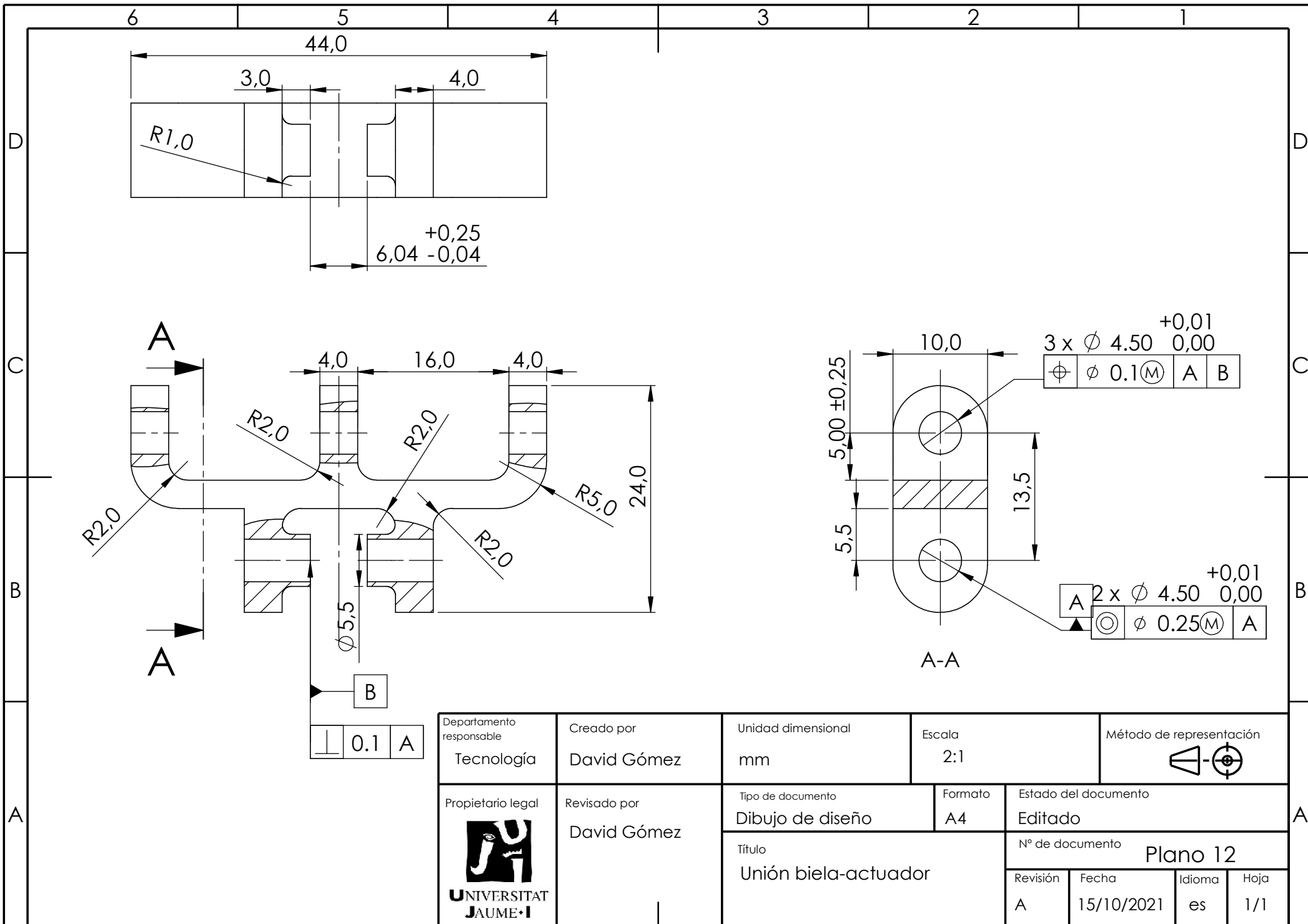
ESCALA 2:1
VISTA ISOMETRICA



ESCALA 2:1
VISTA ISOMETRICA



Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
Propietario legal 	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Unión biela-actuador_pulgar	Nº de documento Plano 11	
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es
				Hoja 1/1

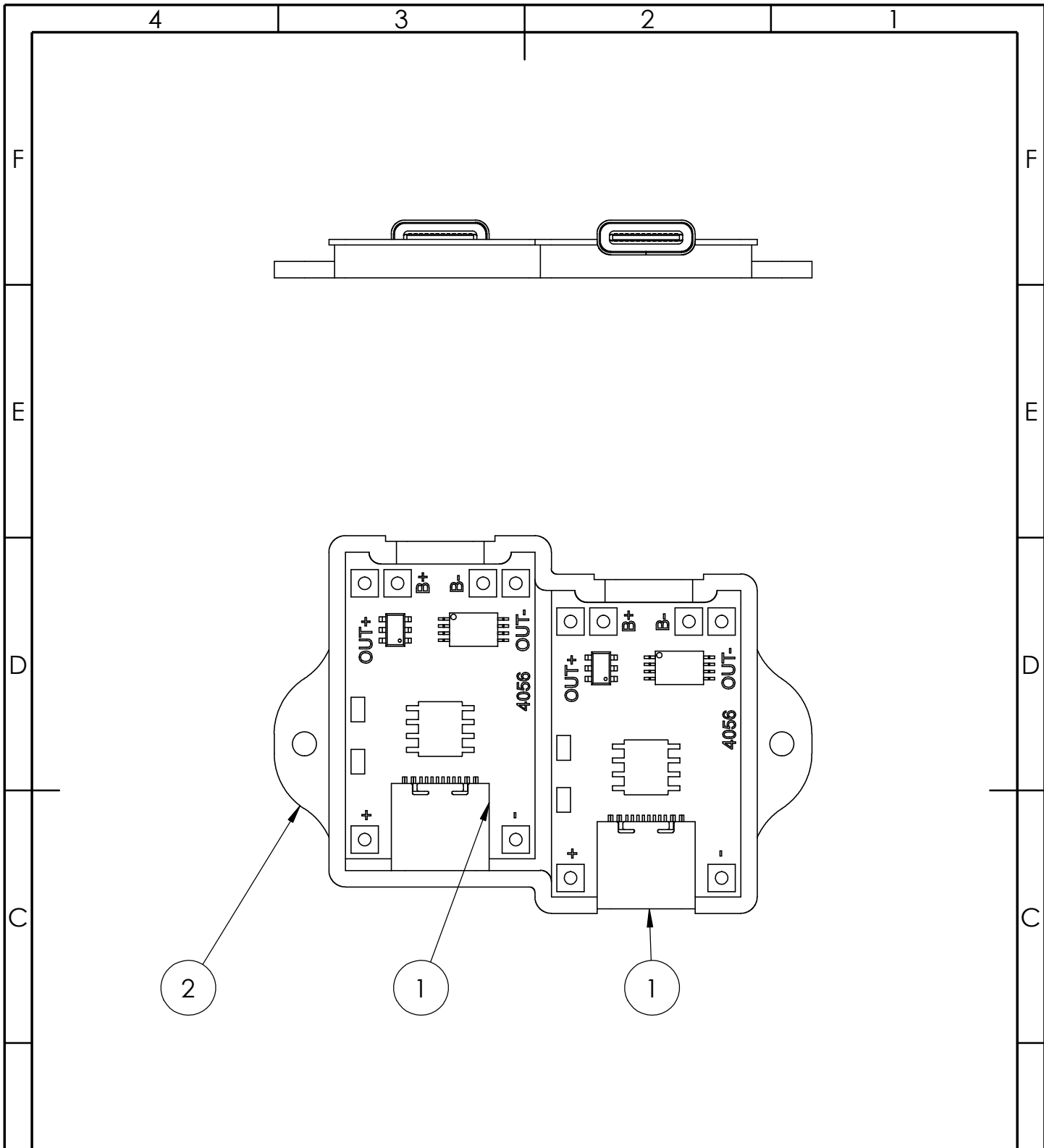


\perp	0.1	A
---------	-----	---

\oplus	ϕ 0.1	M	A	B
----------	------------	---	---	---

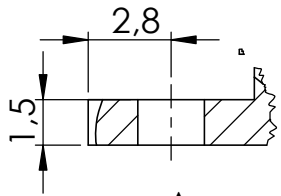
A	2 x ϕ 4.50	0,00	+0,01
\odot	ϕ 0.25	M	A

Departamento responsable Tecnología	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 2:1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Unión biela-actuador	Nº de documento Plano 12	
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es
			Hoja 1/1	

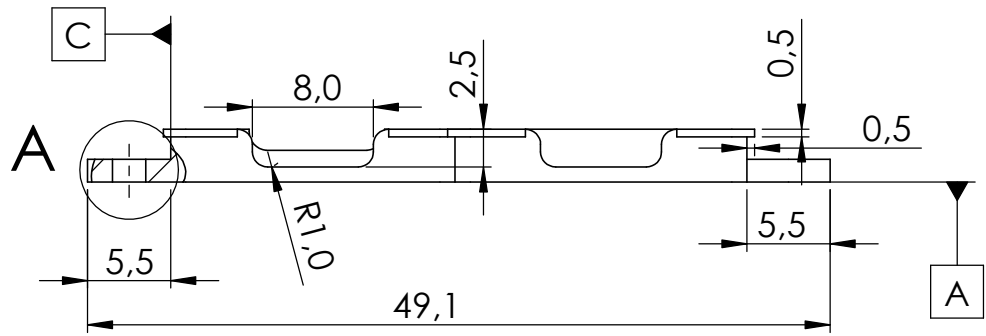


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	Nº PLANO
1	1S 4056 BMS USB C Module 01b.step		2	
2	Carcasa TP4056_1	PLA	1	Nº 13.1

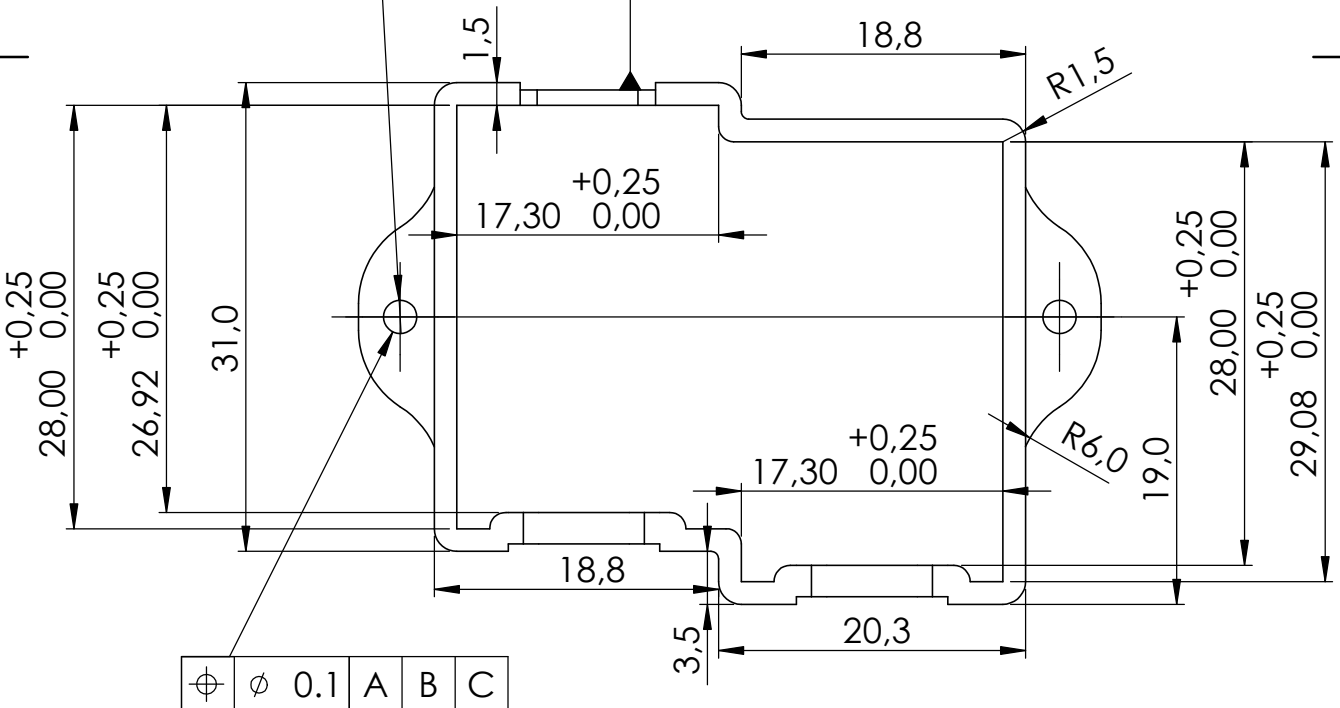
Departamento responsable Diseño	Creado por	Unidad dimensional	Escala	Método de representación	
	David Gómez	mm	2 : 1		
	Propietario legal	Revisado por	Tipo de documento	Formato	Estado del documento
 UNIVERSITAT JAUME·I	David Gómez	Dibujo de diseño	A4	Editado	
		Título	Nº de documento		
	Subc. carcasa TP4560	Plano 13			
		Revisión	Fecha	Idioma	Hoja
		A	15/10/2021	es	1/1



A
ESCALA 4 : 1

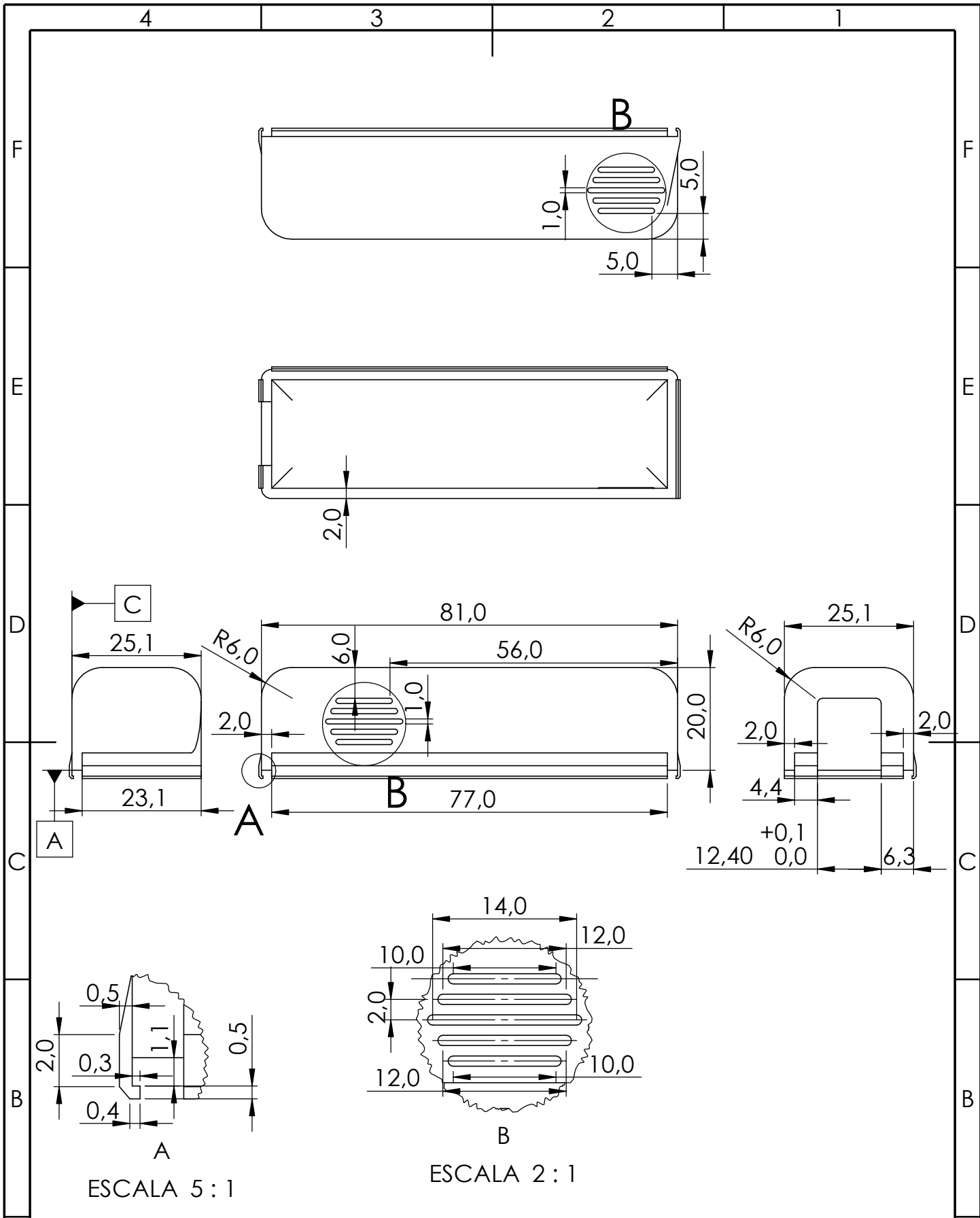


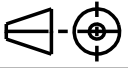

\oplus	ϕ 0.1	A	B	C
----------	------------	---	---	---



\oplus	ϕ 0.1	A	B	C
----------	------------	---	---	---

Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 2 : 1	Método de representación
Propietario legal UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño		Formato A4
		Estado del documento Editado		Nº de documento Plano 13.1
		Título Carcasa TP4560	Revisión A	



Departamento responsable Diseño	Creado por David Gómez	Unidad dimensional mm	Escala 1 : 1	Método de representación 
Propietario legal  UNIVERSITAT JAUME·I	Revisado por David Gómez	Tipo de documento Dibujo de diseño	Formato A4	Estado del documento Editado
		Título Carcasa_2		Nº de documento Plano 14
		Revisión A	Fecha 15/10/2021	Idioma es



Máster Oficial en Diseño y Fabricación

3. PLIEGO DE CONDICIONES

1. OBJETO

El presente pliego establece los requisitos técnicos, de ejecución y de uso de este producto para que pueda materializarse y utilizar en las condiciones especificadas, previniendo interpretaciones no deseadas.

2. ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

En la Tabla 45 se muestran los requisitos técnicos que debe cumplir el exoesqueleto para un funcionamiento adecuado.

Tabla 45. Especificaciones del exoesqueleto de mano

MATERIAL	PLA
DIMENSIONES	390x120x47
PESO	400 g
Tª DE TRABAJO	-10°C - +50°C
PROTECCION IP	IP44
DURACION BATERIAS	5 horas
FUERZA MAXIMA	Fuerza en estático: 200 N Fuerza en movimiento: 40 N
RUIDO	55 dB

3. ESPECIFICACIONES TECNICAS DE MATERIALES Y COMPONENTES

3.1. ACIDO POLILACTICO (PLA)

Este material se utilizará en todas las piezas no comerciales y que se deberán fabricar. Las características deberán ser las de un PLA genérico, como el que se muestra a continuación:

- Resistencia a la radiación UV: Excelente
- Densidad (g/cm³): 1,36
- Módulo elasticidad (GPa): 2,7
- Temperatura de ablandamiento (°C): 60
- Temperatura de fusión (°C): 190 – 210
- Posibilidad de utilizarse con la técnica FFF: Apto

3.2. COMPONENTES COMERCIALESELECTRICOS

3.2.1. ELECTRICOS

En este apartado se especificarán algunas características de los componentes eléctricos más relevantes.

SERVOMOTORES

- Peso: 13 g
- Carrera: 30 mm
- Velocidad máxima: 13 mm/s
- Corriente de trabajo: 7,2 - 460 mA
- Fuerza máxima: 40 N en movimiento. 200 N en reposo

- Agujeros para fijación: $\varnothing 4.3$ mm

BATERIAS RECARGABLES

- Voltaje: 3.7 V
- Capacidad: 2600 mAh
- Corriente de carga estándar: 480 mA
- Corriente de carga rápida: 2400 mA
- Es necesario utilizar un cargador de batería que esté clasificado para las células de iones de litio.

CONTROLADOR

- Peso: 7 g
- Voltaje de operación: 5 V
- Entradas y salidas:
 - o 8 entradas analógicas
 - o 6 salidas PWM
 - o 16 E/S digitales
- Corriente de trabajo: 19 mA

LEDS

- Corriente mínima necesaria: 10 - 30 mA
- Voltaje de trabajo: 5 V

3.2.2. MECANICOS

En este apartado se especificará la normativa que deberán cumplir todos los elementos mecánicos tales como casquillos, tornillería, etc.

- Casquillo de fricción de escaso mantenimiento $\varnothing 4.5 \times \varnothing 3 \times 3$
- Casquillo de fricción de escaso mantenimiento $\varnothing 4.5 \times \varnothing 3 \times 4$
- Casquillo de fricción de escaso mantenimiento $\varnothing 4.5 \times \varnothing 3 \times 6$
- Pasador de acero inoxidable $\varnothing 3 \times 14$
- Pasador de acero inoxidable $\varnothing 3 \times 20$
- Pasador de acero inoxidable $\varnothing 3 \times 22$
- Tornillo cincado o de acero inoxidable M2x4,5 autorroscante para plásticos. Calidad mínima 4.8
- Tornillo cincado o de acero inoxidable M2x6 autorroscante para plásticos. Calidad mínima 4.8
- Tornillo cincado o de acero inoxidable M3x5. Calidad mínima 4.8
- Tornillo cincado o de acero inoxidable M3x8. Calidad mínima 4.8
- Tornillo cincado o de acero inoxidable M3x25. Calidad mínima 4.8
- Tuerca cincada o de acero inoxidable M3. Calidad mínima 4.8

4. REQUISITOS DE FABRICACION

Es importante considerar que para la fabricación de las piezas mediante la técnica FFF se utilizarán los archivos facilitados con la compra del exoesqueleto.

En primer lugar, se deberá tener la máquina de FFF bien calibrada y con el mantenimiento realizado, según recomiende su fabricante

En segundo lugar, se deberán respetar los valores de impresión recomendados por el fabricante del filamento utilizado. Una vez creada la pieza, se deberán eliminar los posibles defectos del proceso como rebabas, restos de filamento, etc. así como retirar cuidadosamente las piezas de su plataforma de impresión.

Por último, si se desea pintar la pieza para dar un mejor acabado, se recomienda aplicar primero una capa de imprimación, lijar con una lija de grano fino y después, aplicar dos capas de pintura en spray. Estas capas se aplicarán con precaución, sin pulverizar demasiada pintura en el mismo punto. Para ello, se deberá rociar con un movimiento continuo de izquierda a derecha, tapando todo el volumen de la pieza.

5. PRUEBAS Y ENSAYOS

Durante el proceso de diseño de este exoesqueleto se han realizado diferentes estudios para asegurar que soportan los distintos esfuerzos a los que se verán sometidos.

Después de la fabricación y postprocesado del producto, se ensamblarán todos sus componentes. A continuación, se realizarán diversos ensayos de seguridad mecánica que garanticen tanto su funcionamiento como la seguridad del usuario en condiciones normales de uso.

Tras comprobar su funcionamiento, se embalará y preparará para enviar al cliente.

6. CONDICIONES GENERALES DE USO DEL PRODUCTO Y MANTENIMIENTO

Este exoesqueleto no se ha diseñado para soportar condiciones meteorológicas como la lluvia, nieve, etc. Sin embargo, es capaz de soportar los efectos indirectos como el frío, el calor, etc.

El usuario es el único responsable de los efectos ocasionados por un uso indebido del producto, así como de un mantenimiento incorrecto. Para evitar este suceso, se facilitará, en el embalaje, un manual de instrucciones donde se describirán los pasos a seguir durante su uso y, además, un listado de tareas para un buen mantenimiento. A continuación, en la Figura 268, se muestra un ejemplo de una de las hojas de este libro de instrucciones.

INSTRUCCIONES DE SEGURIDAD

Ignorar las siguientes recomendaciones puede producir riesgos de lesiones o podrá afectar gravemente en la vida útil del producto

PRECAUCIONES

- Use únicamente los componentes proporcionados por el fabricante. En caso de recambio, utilizar componentes similares para asegurar el correcto funcionamiento.
- Evite forzar el funcionamiento normal del producto. En caso de fallo, llamar a un técnico especialista.
- Evite tocar el mecanismo cuando el producto esté encendido.
- En ningún caso extraiga la carcasa sin apagar el producto previamente
- Procure seleccionar el modo de funcionamiento antes de encender el producto, así se evitará un posible golpe de la otra mano con el mecanismo.
- No exponga el producto a temperaturas extremadamente frías o calientes
- Procure no utilizar el producto en zonas donde el agua pueda caer en el producto
- Tras utilizar el producto, guárdelo en un lugar seguro y estanco, para alargar su vida útil
- Deshágase de los componentes de acuerdo a las normativas de reciclado

LIMPIEZA DEL PRODUCTO

- Mantenga los componentes del producto limpios. Para retirar la suciedad puede utilizar un papel o un trapo no abrasivo con alcohol (>95%), agua o cualquier otro producto de limpieza habitual en cantidades necesarias. No se debe aplicar una presión excesiva para evitar dañar el producto. El uso de otros materiales puede causar daños en el producto.



APAGADO DE EMERGENCIA

- Este producto no dispone de un botón de parada de emergencia específico. En caso de emergencia, debe apagar el exoesqueleto del interruptor, es decir, como se apaga normalmente.

Figura 268. Instrucciones del producto



Máster Oficial en Diseño y Fabricación

4.PRESUPUESTO

1. COSTES DIRECTOS

En este apartado se detallan los costes directos del proyecto, es decir, los costes relacionados con la empresa a la hora de realizar un producto. Donde se han tenido en cuenta aquellos componentes adquiridos a suministradores externos (como rodamientos, cojinetes, etc.), como aquellos componentes a fabricar tales como las distintas carcasas, el mecanismo de barras, etc.

A continuación, en la Tabla 46, se muestran los componentes que se deberán fabricar y los cuales no están normalizados. Los precios se han fijado según el coste obtenido de Ultimaker Cura.

Tabla 46. Componentes a fabricar

COMPONENTES A FABRICAR				
ELEMENTO	CANTIDAD	MATERIAL	COSTE UD.	COSTE TOTAL
Apoyo antebrazo	1	PLA	1,01 €	1,01 €
Apoyo mano	1	PLA	0,27 €	0,27 €
Extensión muñeca_pulgar	1	PLA	0,05 €	0,05 €
Unión biela-actuador	1	PLA	0,06 €	0,06 €
Unión biela-actuador pulgar	2	PLA	0,04 €	0,08 €
Barra 1 Índice	2	PLA	0,11 €	0,22 €
Barra 2	4	PLA	0,08 €	0,32 €
Barra 3 Índice	2	PLA	0,08 €	0,16 €
Fijación FM	5	PLA	0,02 €	0,10 €
Barra 1 Corazón	1	PLA	0,07 €	0,07 €
Barra 3 Corazón	1	PLA	0,10 €	0,10 €
Barra 1 Meñique	1	PLA	0,10 €	0,10 €
Barra 3 Meñique	1	PLA	0,08 €	0,08 €
Barra 1 pulgar	1	PLA	0,08 €	0,08 €
Barra 2 pulgar	1	PLA	0,09 €	0,09 €
Barra 2_2 pulgar	1	PLA	0,02 €	0,02 €
Barra 3 pulgar	1	PLA	0,05 €	0,05 €
Carcasas	1	PLA	1,80 €	1,80 €
			TOTAL	4,66 €

En la Tabla 47 se pueden observar aquellos componentes normalizados y que se deberán pedir a proveedores externos.

Tabla 47. Componentes adquiridos

COMPONENTES ADQUIRIDOS				
ELEMENTO	CANTIDAD	PROVEEDOR	COSTE UD.	COSTE TOTAL
Arduino Nano	1	FARNELL	14,68 €	14,68 €
Batería 18650	4	RS PRO	8,08 €	32,32 €
Cable ø2,54 mm	50	EXCELLENCE ELECTRONIC	0,06 €	2,94 €
Casquillo fricción ø4.5x3	6	PERMAGLIDE	0,10 €	0,60 €
Casquillo fricción ø4.5x4	62	PERMAGLIDE	0,15 €	9,30 €
Casquillo fricción ø4.5x6	8	PERMAGLIDE	0,20 €	1,60 €
Conector Tipo C	1	FARNELL	1,69 €	1,69 €
Interruptor balancín	1	RS PRO	1,86 €	1,86 €
Interruptor deslizante	1	RS PRO	3,05 €	3,05 €
LED rojo	1	RS PRO	0,07 €	0,07 €
LED verde	1	RS PRO	0,08 €	0,08 €
Módulo TP4056	2	BRICOGEEEK	1,50 €	3,00 €
Pasador ø3x14	17	BOSSARD	0,435	7,40 €
Pasador ø3x20	4	BOSSARD	0,51	2,04 €
Pasador ø3x22	4	BOSSARD	0,59	2,36 €
Sensor EMG	1	THALMICS LAB	160 €	160 €
Servomotor lineal	3	ACTUONIX	58,00 €	174,00 €
Shield	1	SOLECTRO	1,99 €	1,99 €
Tornillo M2x4,5 autorroscante	4	BOSSARD	0,118	0,472 €
Tornillo M2x6 autorroscante	6	BOSSARD	0,118	0,708 €
Tornillo M3x25	3	ENTABAN	0,08	0,24 €
Tornillo M3x5	2	ENTABAN	0,05	0,1 €
Tornillo M3x8	2	ENTABAN	0,05	0,1 €
Tuerca M3	3	ENTABAN	0,01	0,03 €
			TOTAL	420,63 €

En cuanto a los costes relacionados con la mano de obra, se ha de tener en cuenta la programación, ensamblaje y embalaje del producto. El coste por hora variará, dependiendo del operario que realice la operación. El Operario de Primera realizará las operaciones que sean más críticas y/o difíciles mientras que el Operario de Segunda realizará las tareas más básicas. A continuación, en la Tabla 48, se muestra una tabla detallada del coste total de la mano de obra

Tabla 48. Costes mano de obra

MANO DE OBRA				
OPERACION	OPERARIO	TIEMPO (h)	COSTE (€/h)	COSTE TOTAL
Ensamblaje	O. Segunda	0,5	12 €	6 €
Programación y puesta en marcha	O. Primera	2	15 €	30 €
Embalaje	O. Segunda	0,2	12 €	2,40 €
			TOTAL	38,04 €

Finalmente, en la Tabla 49 se muestra una tabla resumen del total de los costes directos del exoesqueleto.

Tabla 49. Costes Directos

COSTES DIRECTOS	
COMPONENTES A FABRICAR	4,66 €
COMPONENTES ADQUIRIDOS	420,63 €
MANO DE OBRA	38,04 €
463,69 €	

2. COSTES INDIRECTOS

El coste indirecto se determina con el total de todos los gastos que afectan al proceso productivo de este producto tales como la luz, el alquiler de local, de las máquinas, etc. En este caso se considerará que el coste indirecto es equivalente al 10% del coste directo. Por lo tanto:

$$\text{Coste Indirecto} = \text{Coste Directo} \times 10\% = 463,69 \text{ €} \times 0.1 = 46,37 \text{ €}$$

3. PRECIO DE VENTA AL PÚBLICO

Una vez se han obtenido los costes directos e indirectos del producto, se deberá asignar un porcentaje de beneficios mínimo, en este caso se estimará un beneficio del 20% del coste total. De este modo se asignará un precio al producto acorde con las exigencias y objetivos deseados.

El precio de venta al público se obtendrá del coste total unitario del producto (Coste Directo + Coste Indirecto), al cual se le añadirán los beneficios deseados y el IVA total (21%).

Tabla 50. Precio de Venta al Público

PVP	
COSTE TOTAL	510,06 €
BENEFICIO	20%
IVA	21%
740,60 €	

En la Tabla 50 se puede observar que el PVP es de 740,60 €. Este precio se redondeará a 749,99 € ya que, a pesar de ser un precio mayor al estimado, teniendo en cuenta la técnica del “pricing”, se cree que el usuario otorgará al producto una mayor calidad y estará dispuesto a pagar un precio mayor.