



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID
ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería de Electrónica Industrial y
Automática

**“Diseño, prototipado y programación
de una prótesis de mano mediante
impresión 3D”**

Autor:

Calle del Río, Carlos

Tutor: Mansilla Gallo, Alberto

Dpto. Ciencia de los Materiales e
Ingeniería Metalúrgica, Expresión
Gráfica en la Ingeniería, Ingeniería
Cartográfica, Geodesia y
Fotogrametría, Ingeniería Mecánica
e Ingeniería de Procesos de
Fabricación

Resumen preliminar

El objetivo del presente proyecto es el modelado, la fabricación y el control de una prótesis de mano robótica controlada por un sistema de sensores mioeléctricos, para amputaciones de miembro superior hasta el codo.

Para ello, se dividirá todo el trabajo en tres partes diferenciadas. Se comenzará con el estudio y la selección de los componentes que tendrá la prótesis, en función de unas especificaciones concretas.

Seguidamente, se procederá al diseño y fabricación de las piezas que conformarán la prótesis usando la técnica de impresión 3D. Y, por último, la última parte consistirá en la programación del sistema electrónico tanto para tratar las señales mioeléctricas como para configurar los movimientos que deberá realizar la prótesis.

Palabras clave: prótesis, diseño, impresión 3D, mano, sensor EMG.

Abstract

The aim of this Project is the modelling, production and control of a robotic prosthetic hand, controlled by a myoelectric sensors system, for upper limb amputations until the elbow.

In order to do this, all the work will be divided into three different steps. First of all, the study and selection of all the components the prosthetic hand will have, according to a series of concrete specifications.

Then, we will proceed to the design and production of the parts involved in the prosthetic hand, using the 3D printing technique. Finally, the last step will consist of the programming of the electronic system to both handle the myoelectric signals and configure the movements the prosthetic hand must do.

Key words: prosthetics, design, 3D printing, hand, EMG sensor.

Agradecimientos:

A mi tutor, *Alberto Mansilla*, por su ayuda y recursos a la hora de realizar este proyecto

A mis padres, *Abel y Marta*, a mi hermana, y a mi pareja, por mostrarme siempre su apoyo constante e incondicional

A todos los miembros del *Laboratorio*, y en especial a *Víctor Manuel*, por su ayuda e ingenio para algunas de las partes de este proyecto.

Índice de contenidos

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS DEL PROYECTO	9
1.1 Introducción	10
1.2 Objetivos	11
2. ESTADO DE LA TÉCNICA.....	12
2.1 Antecedentes.....	13
2.2 Modelos actuales.....	18
3. ANATOMÍA Y FISIONOMÍA DE LA MANO	23
3.1 Partes anatómicas de la mano	24
3.1.1 Huesos.....	24
3.1.2 Músculos.....	26
3.1.2.1 Mano	26
3.1.2.2 Antebrazo.....	28
3.2 Tipos de agarre	30
4. DESARROLLO DEL PROYECTO.....	34
4.1 Especificaciones técnicas de la prótesis.....	35
4.2. Elección del conjunto motor	46
4.2.1 El motor de corriente continua.....	46
4.2.2 La reductora.....	50
4.2.3 Modelos comercializados.....	52
4.2.3.1 Fabricante Maxon	52
4.3 Elección de la controladora	78
4.4 Modelado e impresión 3D de la mano.....	82
4.4.1 Etapa de diseño	82
4.4.1.1 Piezas fijas	84
4.4.1.2 Piezas móviles	86
4.4.2 Etapa de impresión.....	94
4.4.3 Ensayos preliminares de carga.....	99
4.5 Conexiones y programación	104
4.5.1 Elección de la placa máster	104
4.5.2 Conexiones entre las placas.....	108
4.5.2.1 Conexión del motor a la controladora	108
4.5.2.2 Conexión de la placa máster	111

4.5.3	Programación de la controladora	116
4.5.3.1	Configuración de la controladora	116
4.5.3.2	Código de la controladora.....	125
4.5.4	Programación de la placa máster	128
4.6	Ensayos y resultados.....	133
5.	CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS.....	137
5.1	Conclusiones.....	138
5.2	Líneas futuras de trabajo	140
6.	BIBLIOGRAFÍA	141
7.	ANEXOS.....	148
7.1	Diagrama de conexiones	149
7.2	Código completo.....	150
7.2.1	Código de la placa Raspberry Pi Pico	150
7.2.2	Código de la controladora.....	151

Índice de figuras

Fig. 1. Dedo Protésico de madera. [3]	13
Fig. 2. Mano de hierro de Götz Von Berlinchingen [4].	14
Fig. 3. Prótesis diversas diseñadas por Ambroise Pare. [5]	15
Fig. 4. Pierna de Anglesey. [7].....	16
Fig. 5. Primera prótesis mioeléctrica. [8]	17
Fig. 6. EletroHand 2000 de Ottobock. [9]	18
Fig. 7. Hero Arm de Open Bionics. [10].....	19
Fig. 8. Brazo Michelangelo de Ottobock. [11]	20
Fig. 9. Mano i-Limb de Össur. [12]	21
Fig. 10. Luke Arm de DARPA y Dean Kammen. [13]	22
Fig. 11. Vista de la distribución de los huesos en la mano. [17]	24
Fig. 12. Vista de la distribución de los huesos del brazo. [18]	25
Fig. 13. Vista de la musculatura de la mano derecha. [20].....	26
Fig. 14. Vista anterior y posterior de la musculatura del antebrazo. [21]	28
Fig. 15. Las 4 formas de pinza bidigitales: a) Pinza por oposición terminal. b) Pinza por oposición subterminal. c) Pinza por oposición subterminolateral. d) Pinza por oposición interdigital laterolateral.	30
Fig. 16. Ejemplos de pinzas pluridigitales: a) Pinza tridigital. b) Pinza tetradigital. c) Pinza pentadigital.	31
Fig. 17. Tipos de agarre cilíndrico. a) Con uso de pulgar. b) Sin uso de pulgar.	32
Fig. 18. Tipos de agarre esférico. a) Uso de los 5 dedos. b) Uso de 3 dedos.	32
Fig. 19. Presa contra gravedad.	33
Fig. 20. Otros tipos de presas. a) Presa centrada. b), c) Presas con acción.	33
Fig. 21. Medidas de la prótesis ElectroHand 2000.	36
Fig. 22. Diferentes medidas de las manos de niños y niñas. [23]	37
Fig. 23. Tabla con distintos datos de fuerza y grados de apertura de diferentes modelos de prótesis. [24]	39
Fig. 24. Modelo 2D del prototipo de nuestra prótesis realizado en Working Model.....	40
Fig. 25. Selección del par motor en el modelo.	41
Fig. 26. Simulación de agarre en el modelo.	42
Fig. 27. Tabla de velocidades promedio para movimientos de mano. [26]	43
Fig. 28. Conjunto de pilas recargables AA de ion - litio.	44
Fig. 29. PLA de 1,75 mm suministrado por Smart Materials. [26].....	45
Fig. 30. Motor de corriente continua. [31]	46
Fig. 31. Aspectos constructivos de una máquina de corriente continua.....	47
Fig. 32. Máquina de c.c. en régimen de motor. [30]	48
Fig. 33. Ejemplo de curva intensidad/velocidad para un conjunto motor-reductora Maxon. [32]	49
Fig. 34. Sistema de marchas de una bicicleta. [33].....	50
Fig. 35. Ejemplo de relación de engranajes. [34].....	51
Fig. 36. Tren planetario en una reductora. [35].....	51
Fig. 37. Renderizado de una reductora Maxon. [36]	52

Fig. 38. Primer modelo de Maxon: DCS16S (escobillas de metal precioso). [36]	53
Fig. 39. Segundo modelo de Maxon. DCX16S (escobillas de grafito). [36]	54
Fig. 40. Tercer modelo de Maxon: DCS19S (escobillas de metal precioso). [36]	55
Fig. 41. Cuarto modelo de Maxon: DCS19S (escobillas de grafito). [36]	56
Fig. 42. Quinto modelo de Maxon: DCX22S (escobillas de metal precioso). [36]	57
Fig. 43. Sexto modelo de Maxon: DCX22S (escobillas de grafito). [36]	58
Fig. 44. Primera reductora Maxon: GPX16 (modelo estándar y cerámico). [36].....	59
Fig. 45. Modelo High Power de la reductora Maxon GPX16. [36]	60
Fig. 46. Segunda reductora Maxon: GPX19 (modelos estándar y cerámico). [36]	61
Fig. 47. Modelo High Power de la reductora GPX19. [36]	62
Fig. 48. Tercera reductora Maxon: GPX22 (modelos estándar y cerámico). [36].....	63
Fig. 49. Modelo High Power de la reductora Maxon DCX22. [36]	64
Fig. 50. Tabla de combinaciones de Maxon.....	65
Fig. 51. Primera reductora descartada: GPX16. [36]	68
Fig. 52. Segunda reductora descartada: GPX19 (sólo versión estándar y cerámica). [36]68	68
Fig. 53. Tercera reductora descartada: GPX22 (versión estándar). [36]	69
Fig. 54. Opciones de relación de reducción para reductora GPX19 HP. [53]	74
Fig. 55. Coste de la gama de reductoras GPX19 HP. [32]	74
Fig. 56. Coste de los motores DCX19S (escobillas de metal precioso y de grafito). [32]..	75
Fig. 57. Encoder ENX16 EASY incremental. [36]	75
Fig. 58. Conexiones y pinout del encoder ENX16 EASY. [36].....	76
Fig. 59. Combinación motor – reductora – encoder final. [32]	77
Fig. 60. EPOS 4 Compact 50/5 de Maxon. [36]	79
Fig. 61. IPOS-3602 MX-CAN de Technosoft. [39]	80
Fig. 62. Capitan XCR CANOpen de Novanta Drives. [38]	81
Fig. 63. Impresora CR-10S de Creality. [41]	82
Fig. 64. Modelo de cuadrilátero articulado.	83
Fig. 65. Identificación de los elementos del cuadrilátero articulado de la figura 63 en la prótesis ElectroHand 2000. [9]	83
Fig. 66. Primera pieza del conjunto fijo: soporte.....	84
Fig. 67. Segunda pieza del conjunto fijo: envolvente.	85
Fig. 68. Conjunto fijo.....	85
Fig. 69. Medida de los tornillos que fijarán la reductora a la pieza. [46]	86
Fig. 70. Pulgar y soporte del motor.	87
Fig. 71. Temperaturas máximas del conjunto motor. [36]	87
Fig. 72. Pieza movida por el husillo del motor.....	88
Fig. 73. Dedo índice.....	89
Fig. 74. Dedo medio.	89
Fig. 75. Unión del ensamblaje de los dedos con la pieza enganchada al husillo.....	90
Fig. 76. Junta de unión.	90
Fig. 77. Tapa de la pieza soporte del motor.	91
Fig. 78. Prototipo completo.	92
Fig. 79. Simulación del movimiento de apertura.....	93
Fig. 80. Simulación del movimiento de apertura.....	93
Fig. 81. Parámetros de impresión.	94
Fig. 82. Piezas impresas del conjunto fijo de la prótesis.	95

Fig. 83. Pieza del soporte del motor y pulgar impresa.	95
Fig. 84. Pieza de los dedos índice y medio impresa.....	96
Fig. 85. Piezas Junta de unión y tapa impresas.....	96
Fig. 86. Prótesis completa impresa y ensamblada.....	97
Fig. 87. Vista del ángulo de apertura de la prótesis impresa.....	97
Fig. 88. Vista del ángulo de cierre de la prótesis impresa.	98
Fig. 89. a) Comparación de la prótesis con el conjunto motor Maxon.....	98
Fig. 90. Pesas utilizadas en el ensayo.	99
Fig. 91. a) Peso para el primer ensayo de carga sobre el pulgar. b) Zona de la fractura.	100
Fig. 92. Nervio colocado en la unión entre la sujeción del pulgar al motor y el inicio de éste.....	100
Fig. 93. a) Momento del ensayo a 1,4 kg. b) Nueva zona de fractura.	101
Fig. 94. Operación de aumento de grosor y empalme en el pulgar.	102
Fig. 95. Momento del tercer ensayo aplicando una masa de 4.2 kg.....	103
Fig. 96. Placa Raspberry Pi Zero. [42]	105
Fig. 97. Placas Arduino Nano y Arduino Nano Every. [43].....	105
Fig. 98. Familia de placas Raspberry Pi Pico. De izquierda a derecha: Pico, Pico H, Pico W y Pico WH. [42].....	106
Fig. 99. Características de la familia Raspberry Pi Pico. [42]	106
Fig. 100. Características de la familia Arduino Nano. [43].....	107
Fig. 101. Diferenciación de los lados de los pines en la IPOS-3602. [39].....	108
Fig. 102. 1ª parte del esquema de conexiones provisto por Technosoft. [39].....	109
Fig. 103. 2ª parte del esquema de conexiones provisto por Technosoft. [39].....	109
Fig. 104. Cables encargados de la alimentación de la placa y el motor.	110
Fig. 105. Cables encargados de la conexión del motor a la controladora.	110
Fig. 106. Adaptador de conexión RS232 a USB.....	111
Fig. 107. Esquema de pines de la placa Raspberry Pi Pico. [42]	112
Fig. 108. Sensor mioeléctrico 13E200 de Ottobock.....	113
Fig. 109. Esquema de las partes de una neurona. [45].....	114
Fig. 110. Proceso de transmisión de un impulso nervioso a través del axón de una neurona. [44]	115
Fig. 111. Interfaz principal del software Technosoft.	116
Fig. 112. Configuración de los parámetros del motor.	117
Fig. 113. Configuración de parámetros de la controladora.	118
Fig. 114. Tabla de conversión de frecuencia PWM en función de la constante L/R.....	119
Fig. 115. Datos de Resistencia e inductancia en bornes. [112]	119
Fig. 116. Opciones de control y realización del tuning.	120
Fig. 117. Parámetros del tuning de corriente.	121
Fig. 118. Gráfica de la respuesta del motor a una entrada escalón de corriente.	122
Fig. 119. Resultado del tuning automático de posición.....	123
Fig. 120. Gráfica de la respuesta de posición del motor a una entrada trapezoidal.....	124
Fig. 121. Gráfica de la respuesta de posición del motor a una entrada escalón.	124
Fig. 122. Fragmento de declaración de variables de la controladora.	125
Fig. 123. Fragmento de configuración de entradas.....	125
Fig. 124. Interfaz de la curva del movimiento de cierre.	126

Fig. 125. Interfaz de la curva del movimiento de abertura	126
Fig. 126. Fragmento de llamada a la variable definida como etiqueta.	127
Fig. 127. Esquema general de componentes de la parte electrónica.....	127
Fig. 128. 1º Fragmento del código de la placa máster.	128
Fig. 129. 2º Fragmento del código de la placa máster.	129
Fig. 130. Posición relajada de la mano y gráfica de la señal leída.	130
Fig. 131. Posición en flexión de la mano y gráfica de la señal recibida.	131
Fig. 132. Posición en extensión de la mano y gráfica de la señal recibida.	132
Fig. 133. Conjunto de la prótesis conectada a todos los demás componentes.	133
Fig. 134. Fijación de la prótesis al perfil de aluminio y a la mesa de trabajo.	134
Fig. 135. Momento del ensayo de fuerza realizado sobre la prótesis.....	134
Fig. 136. Momento del ensayo de fuerza sobre la mano ElectroHand 2000.	135
Fig. 137. Movimiento de flexión sobre la prótesis.	136
Fig. 138. Movimiento de extensión sobre la prótesis.....	136

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.1 Introducción

Hoy en día, los avances que se han realizado en diversos campos tecnológicos han permitido el desarrollo de una amplia gama de soluciones médicas en el ámbito de las prótesis. Los estudios en la ciencia de materiales han dado lugar a aleaciones biocompatibles para las prótesis articulares internas. Los avances en los sistemas robotizados han dado lugar a prótesis mecatrónicas capaces de realizar movimientos activos controlados por el propio usuario. Desde el punto de vista tecnológico, podemos afirmar que los esfuerzos por conseguir prótesis cada vez más biofieles están dando buenos resultados.

No obstante, existe un factor que, tanto los usuarios como las entidades sanitarias (ortopedias, hospitales, etc.) deben tener en cuenta a la hora de adquirir estos productos: el precio. La gran mayoría del mercado para prótesis de miembro superior oscila en torno a un intervalo de entre 15.000 y 70.000 €, dependiendo de las prestaciones que posea cada modelo (rango de movimientos, rapidez, fuerza, número de actuadores, duración de la batería, ...).

También es cierto que, a pesar de la cantidad de proyectos que se han dedicado a este campo, realmente hay un número relativamente reducido de prótesis de mano disponibles en el mercado. La razón principal se debe a que los componentes necesarios para hacer la prótesis funcional (motores, controladores, batería, ...) han de posicionarse en un espacio bastante limitado, debido a la necesidad de ajustar el tamaño de la mano protésica lo más parecido al de una mano real.

Y más aún, estos condicionantes resultan todavía más agravados si entramos en el ámbito pediátrico. No sólo la oferta en el mercado se reduce de forma muy considerable, sino que las características de peso y tamaño se vuelven todavía más exigentes, dada la anatomía de miembro superior infantil y juvenil. Y aunque el precio pueda resultar algo más barato (entre 8.000 € y 15.000 €), existe el factor del crecimiento, tanto de altura, como de tamaño en los miembros del cuerpo, lo que obliga a un cambio en la prótesis cada pocos años, hasta que dicho crecimiento se estabiliza.

Por estas razones, este proyecto nace de la idea de desarrollar una prótesis robótica con un coste reducido, que resulte accesible para la mayor cantidad posible de pacientes. Cabe destacar que dicha prótesis sólo permitirá los movimientos de flexión y extensión.

1.2 Objetivos

- Desarrollo de una prótesis de mano con la capacidad de realizar los movimientos de flexión – extensión con una fuerza y velocidad razonablemente similares a las de una mano real.
- Estudio y selección de los componentes necesarios, tales como: motor rotatorio, controladora, placa máster de procesamiento y baterías, de acuerdo con las especificaciones acordadas.
- Programación en la placa máster de los movimientos que será capaz de hacer la prótesis, en base a las señales musculares captadas por dos sensores mioeléctricos ubicados en la misma.
- Sentar las bases para proyectos posteriores.

2. ESTADO DE LA TÉCNICA

En este apartado abordaremos el contexto en el que se encuentra nuestro marco de trabajo, tanto desde el punto de vista histórico, en el cual estudiaremos la evolución del campo de las prótesis a lo largo de la historia, como tecnológico, en el cual describiremos algunos de los modelos que existen actualmente en el mercado, así como otros que se encuentran en desarrollo.

2.1 Antecedentes

La historia de las prótesis es muy larga, dada la necesidad permanente del ser humano de una compensación física ante una lesión irreversible, como es la amputación de miembros. Y, como sucede en la inmensa mayoría de los campos tecnológicos, las bases de los avances las han sentado las invenciones e ideas que funcionaban, mientras que otras prácticas se han ido quedando obsoletas.

Si buscamos evidencias arqueológicas, se han descubierto pinturas rupestres situadas en cavernas de España y Francia, que datan del año 36000 a. C., donde ya se pueden observar seres humanos con claras amputaciones en miembros tanto superiores como inferiores.

Nos remontamos prácticamente hasta el Antiguo Egipto, donde podemos encontrar la que se considera la primera prótesis de la historia: el dedo gordo del pie realizado en madera y cuero, encontrado en el pie derecho de una momia. Los historiadores datan este dedo artificial entre el 1000 y el 600 a.C.



Fig. 1. *Dedo Protésico de madera. [3]*

Por otro lado, en el Imperio Romano, podemos encontrar escritos del famoso historiador Heródoto, que relata cómo un soldado persa se amputó su propio pie para escapar de un cepo que se le había puesto, y se fabricó una prótesis metálica para volver al campo de batalla (500 a. C.).

Si avanzamos en el tiempo, llegamos a la Edad Media, en la cual no hubo demasiada investigación científica y tecnológica, debido a la imposición ideológica y religiosa propia de este período. Aparte, todas las prótesis existentes eran pesadas y engorrosas, ya que estaban diseñadas para el campo de batalla. Muchas consistían en extensiones de las propias armaduras que hacían los fabricantes. En el día a día, las prótesis eran básicamente pilones de madera y cuero y ganchos fijos.

Sin embargo, cuando comenzó la era Renacentista y la Edad Moderna, todo cambió. El saber científico y la innovación tecnológica resurgieron, y los estudios procedentes de los griegos y romanos vieron la luz de nuevo. Como ejemplos de prótesis de este período podemos destacar la mano de hierro del caballero y mercenario alemán Götz Berlinchingen, el cual perdió su brazo debido a una bala de cañón.

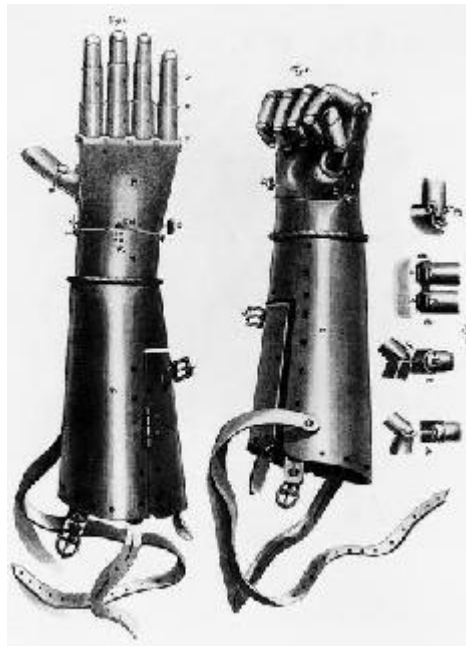


Fig. 2. Mano de hierro de Götz Von Berlinchingen [4].

Esta prótesis ya disponía de piezas mecánicas que permitían que cada articulación pudiese ser movilizada usando la mano sana. Realizaba los movimientos de supinación y pronación, y se podían fijar posiciones mediante un mecanismo de trinquete.

Aparte de estos ejemplos aislados, en esta época es cuando destaca la enorme contribución del cirujano francés Ambroise Pare (1510 – 1592), quien es considerado como el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno.

Introdujo numerosas innovaciones, tanto en cirugía (implementó la técnica de la ligadura de las arterias para reducir hemorragias, sustituyendo el método que se había usado hasta ahora: la cauterización del muñón sangrante con un hierro candente) como en protésica: diseñó una prótesis de miembro inferior que permitían al paciente arrodillarse (mediante el control de la flexión de la rodilla), prótesis de pie con posición fija, o arneses ajustables.

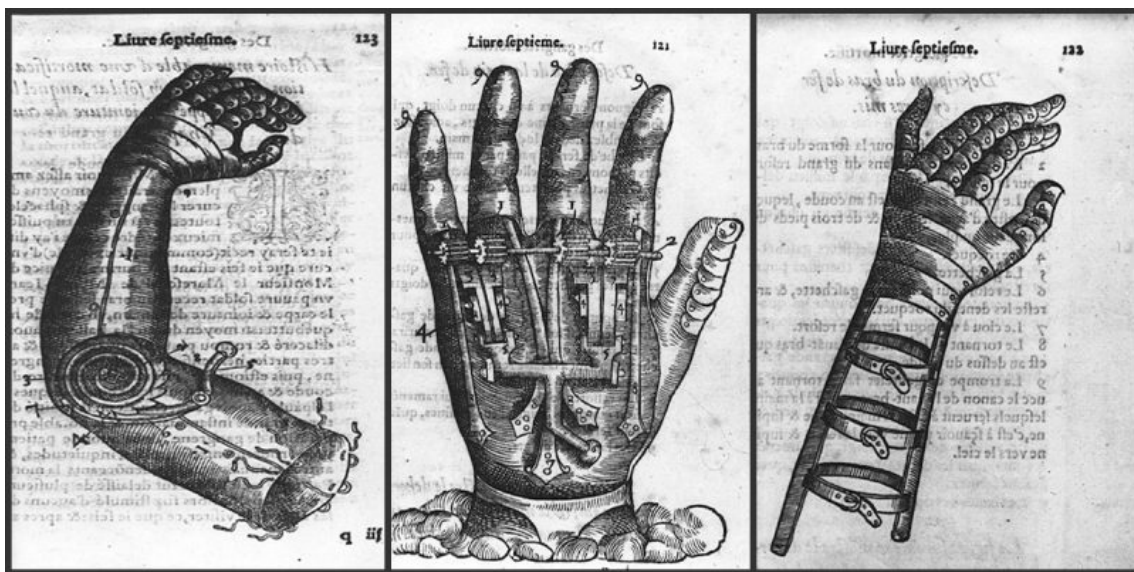


Fig. 3. Prótesis diversas diseñadas por Ambroise Pare. [5]

El progresivo auge del uso de mecanismos en las prótesis se debe a las aportaciones tecnológicas de un gremio en particular que seguiría avanzando en este ámbito pasada la Edad Moderna: los relojeros.

En esta época surgieron, además de innovaciones en el diseño, innovaciones en el ámbito de los materiales, sustituyendo poco a poco el hierro por otros materiales más ligeros, como el cuero o el papel.

La Edad Contemporánea supuso un avance precipitado en la protésica, debido a que este tiempo estuvo marcado por las guerras tanto naciones como mundiales.

En 1800, el londinense James Pott desarrolló una prótesis de pierna que consistía en una articulación de rodilla hecha de acero, y un pie articulado controlado por cuerdas de tripa de gato a modo de tendones, que iban desde la rodilla hasta el tobillo, con el objetivo de que cuando el paciente flexionase la rodilla, causase, a su vez, la dorsi-flexión del pie. Esta prótesis fue popularizada por el marqués de Anglesey, quien perdió la pierna en la batalla de Waterloo, por lo que esta prótesis fue conocida como “la pierna de Anglesey”.



Fig. 4. Pierna de Anglesey. [7]

Más tarde, en 1839, William Shelpo compró y llevó esta prótesis a los Estados Unidos, donde se conoció como “pierna Shelpo”.

Dejando aparte estos ejemplos más o menos aislados, el verdadero avance en materia de prótesis fue a partir de la guerra civil norteamericana (1861 – 1865). Con ella, el número de amputados incrementó de manera muy considerable, por lo que en EE. UU se produce un cambio social pionero en esa época: se garantizó el acceso a elementos protésicos por parte del Estado. Hasta ese momento, no existía ningún tipo de guía científica, o de organización que prescribiera estos elementos.

Más adelante, en 1912, se crea la primera prótesis de aluminio, fabricada por un piloto inglés.

Durante la Segunda Guerra Mundial, el número de amputados a nivel mundial volvió a experimentar un gran crecimiento, sobre todo en Europa. Se alcanzó un punto en el que la tecnología protésica de los europeos superaba a la de los norteamericanos. Debido a esto, el gobierno de EE. UU encarga a la Academia Nacional de Ciencias la investigación en el campo de las prótesis, y, en 1946, un grupo de expertos son llevados a Norteamérica con el objetivo de desarrollar la protésica tal y como la conocemos actualmente.

El estudio en tecnología de materiales dio lugar a innovaciones en la fabricación, como las resinas. Se empezó a experimentar también con los materiales poliméricos. Las prótesis empezaron a ser más ligeras y adaptadas a cada paciente. Aparte, se empiezan a incorporar componentes electrónicos, por lo que las prótesis pasaron de ser pasivas a convertirse en activas.

En 1960, en Rusia, aparece la primera prótesis mioeléctrica.

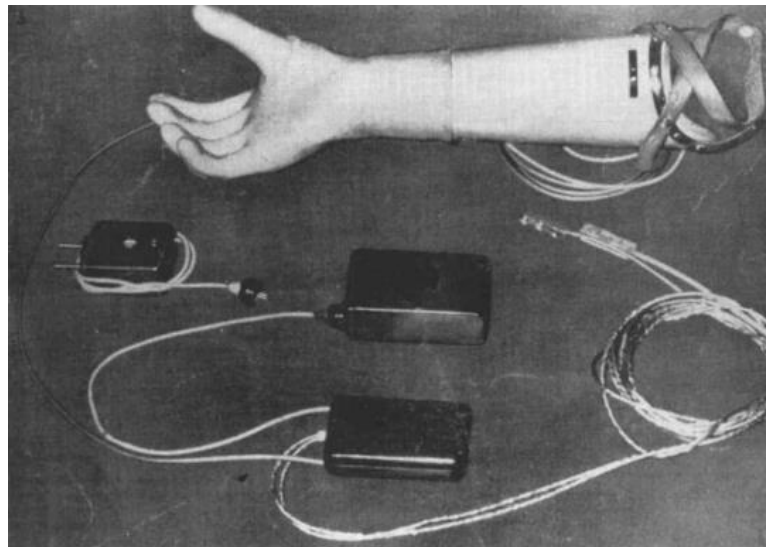


Fig. 5. Primera prótesis mioeléctrica. [8]

2.2 Modelos actuales

Ahora que ya se ha presentado el contexto histórico en el que se encuentra el campo de las prótesis, en este apartado se expondrán algunos de los diferentes modelos que existen en la actualidad, ya estén comercializados o se encuentren aún en desarrollo. Cabe decir que sólo se expondrán modelos de prótesis de miembro superior.

- **ElectroHand 2000**



Fig. 6. EletroHand 2000 de Ottobock. [9]

Desarrollada y comercializada por la empresa alemana Ottobock (líder europeo en diseño de prótesis):

- Consiste en una prótesis mioeléctrica pediátrica con un solo grado de libertad (actuada mediante un solo motor).
- Está diseñada para que los dos dedos de la parte superior roten en oposición con el dedo de la parte inferior alrededor del mismo eje, con el objetivo de crear un movimiento de pinza (análogamente al dedo pulgar de una mano real).
- Viene incluido un soporte hueco que simula parte del brazo a medida dependiendo del nivel de amputación de cada paciente, además de dos sensores mioeléctricos (uno para captar el movimiento de flexión, y otro para captar el movimiento de extensión).
- Su precio oscila los 8000 €.

- **Hero Arm**



Fig. 7. Hero Arm de Open Bionics. [10]

Desarrollada por la empresa británica Open Bionics:

- Consiste en una prótesis mioeléctrica ligera con 5 actuadores lineales, uno por cada dedo.
- Está fabricada con el polímero de impresión 3D Nylon PA12, que es la causa de su bajo peso.
- Permite hasta 6 modos de agarre, soportando un peso máximo de 13 kg. Permite además un giro de 180° de la mano respecto del brazo, a modo de muñeca pasiva.
- La estructura del brazo posee imanes, lo que permite al modelo llevar cubiertas magnéticas intercambiables. Su uso está disponible tanto para adultos como para niños.

El precio varía entre los 10750 € y los 14300 €, dependiendo de la duración del entrenamiento con la prótesis.

- **Michelangelo**



Fig. 8. Brazo Michelangelo de Ottobock. [11]

Desarrollada por la empresa Ottobock:

- Consiste en una prótesis mioeléctrica de bajo peso, accionada por dos motores: uno que permite el movimiento de los dedos índice y medio, y otro que permite el posicionamiento electrónico del dedo pulgar.
- Permite, además de los típicos agarres de oposición de pulgar, un agarre de abducción de índice y medio.
- El material de fabricación es una combinación de polímeros rígidos (sobre todo para la parte del brazo), y blandos (para las partes móviles de la mano y la muñeca).
- Cuenta también con un sistema de desbloqueo manual que separa la parte de la mano de la parte del brazo, además de una muñeca ajustable a diversas posiciones con posibilidad de fijación.

Sale a la venta por un precio de unos 50.000 €.

- i-Limb



Fig. 9. Mano i-Limb de Össur. [12]

Desarrollada por la empresa islandesa Össur,

- Es una mano mioeléctrica multiarticulada. Sus 5 dedos están actuados de forma individual, e incluye una rotación monitorizada para el dedo pulgar.
- Se puede fabricar en diferentes tamaños, y, al igual que otras prótesis, viene incluido un soporte a medida a modo de brazo, dependiendo del nivel de amputación del paciente.
- Permite un total de 36 tipos de agarres, soportando pesos de hasta 90 kg en las versiones grandes.
- El material de fabricación es una combinación de polímero y titanio.

Además, es posible personalizar los movimientos de la mano gracias a una aplicación desarrollada para esta mano.

El precio es cercano a unos 50.000 €

- Luke Arm

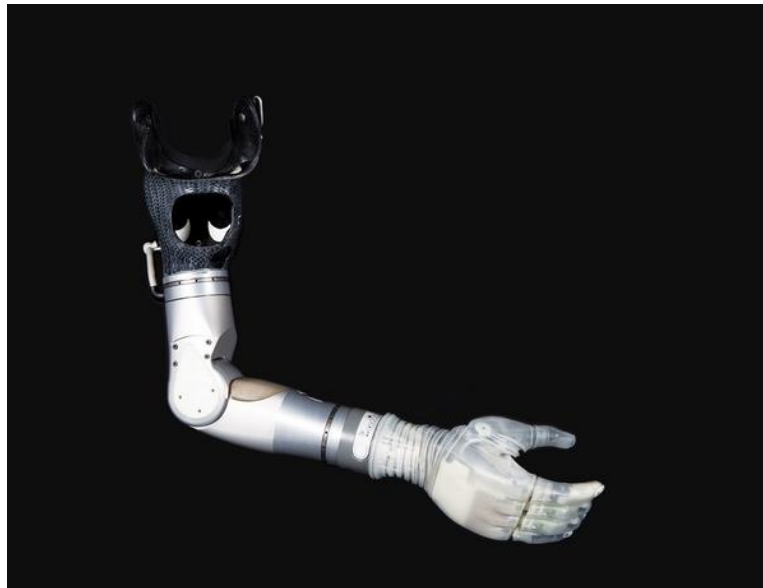


Fig. 10. Luke Arm de DARPA y Dean Kammen. [13]

Desarrollada por los ingenieros de la Universidad de Utah, esta prótesis mioeléctrica, actualmente en proceso de mejora para poder funcionar de forma autónoma, incorpora una tecnología que dota al paciente de una sensibilidad relativa, como si se tratase de una mano real.

Mediante un sistema de sensores, es posible detectar la textura y la rigidez de los objetos manipulados, y transmitir la información al usuario en forma de señales eléctricas mediante cables conectados a sus extremidades.

El módulo entero (brazo y mano) está actuado mediante un total de 10 motores:

- 2 correspondientes al hombro (abducción - aducción, flexión - extensión).
- 3 correspondientes al brazo y antebrazo (rotación humeral, flexión - extensión del codo, y pronación - supinación de muñeca)
- 1 correspondiente a la flexión - extensión de muñeca.
- 4 correspondientes a la mano (abducción - aducción, y flexión - extensión del pulgar; flexión - extensión del dedo índice; y flexión - extensión de los demás dedos).

Su precio está estimado en más de 50.000 €.

3. ANATOMÍA Y FISIONOMÍA DE LA MANO

Antes de proceder con el contenido relativo al proyecto, se ha considerado recomendable introducir un estudio básico acerca del funcionamiento de la mano humana, así como las partes anatómicas que la componen, y el rango de movimientos que es capaz de realizar.

3.1 Partes anatómicas de la mano

La mano constituye una de las estructuras más complejas que posee el cuerpo humano. Su capacidad de prensión, gracias a la oposición del dedo pulgar, sumada con la coordinación y precisión, han permitido desarrollar una motricidad que ha significado un avance evolutivo sin el cual nuestra historia y cultura hubiese sido completamente impensable.

La mano humana está compuesta por un total de 27 huesos, 39 músculos, y 36 articulaciones. Esto, sumado a una combinación de nervios, tendones y vasos sanguíneos. La interacción de todas estas partes es lo que da lugar a la inmensa variedad de movimientos de los que disponemos.

3.1.1 Huesos

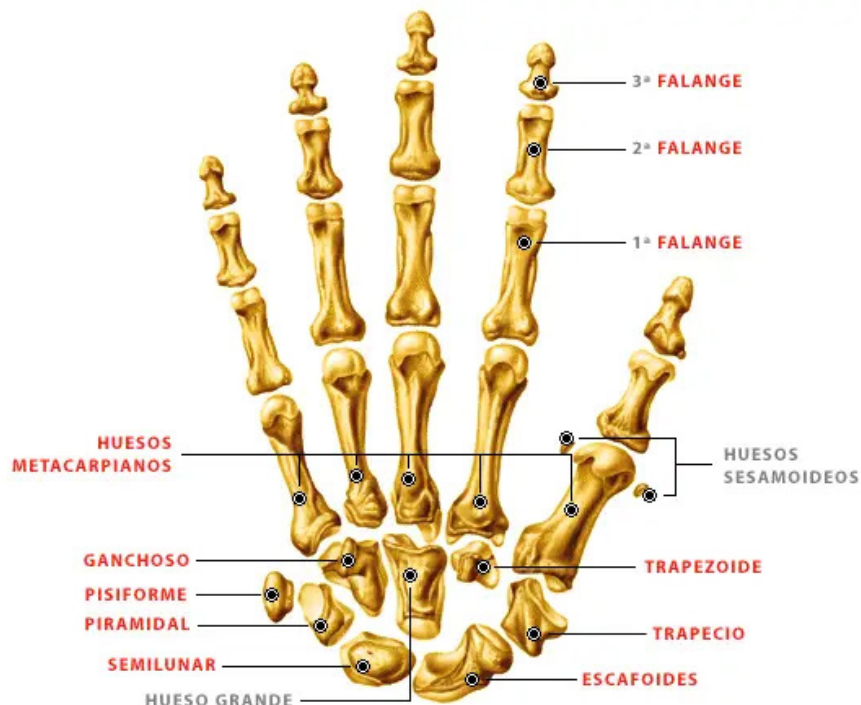


Fig. 11. Vista de la distribución de los huesos en la mano. [17]

La mano está localizada en la parte distal del antebrazo, y se distribuye, a su vez, en tres partes anatómicas:

- **El carpo:** Contiene 8 de los huesos totales de la mano. Unidos por ligamentos, forman el esqueleto que corresponde a la muñeca.
- **El metacarpo:** Formada por 5 huesos: los metacarpianos. Éstos ocupan toda la palma de la mano.
- **Las falanges:** Conteniendo los 14 huesos restantes, constituyen las partes móviles de la mano: los dedos. Se dividen en 3 clases: falanges proximales (las más cercanas a la palma de la mano), falanges medias, y falanges distales (las más alejadas de la palma), a excepción del dedo pulgar, que sólo tiene proximal y distal.

En cuanto al antebrazo:

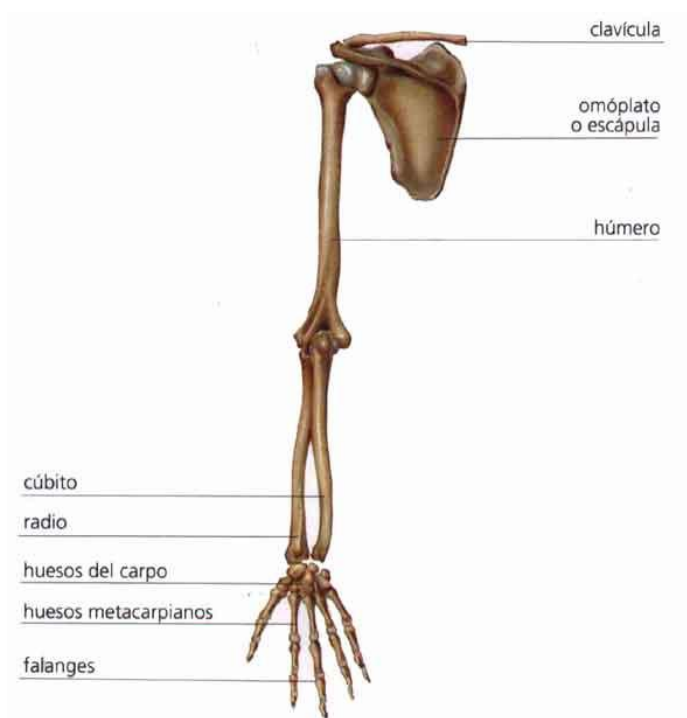


Fig. 12. Vista de la distribución de los huesos del brazo. [18]

Tenemos 2 huesos largos: el cúbito y el radio, que son los más cercanos a la mano.

Estos huesos están unidos entre sí en la parte de la muñeca, y en la parte del codo, que es donde forman la articulación radiocubital, que es la que permite a la mano realizar los movimientos de pronación y supinación.

3.1.2 Músculos

3.1.2.1 Mano

Ahora que ya se ha definido el esqueleto de la mano, en este apartado se definirán los músculos que realizan los movimientos de la mano, además de los demás componentes encargados de la combinación entre hueso y músculo (tendones), y nervios.

Se comenzará con el análisis de los grupos de músculos localizados en la propia mano.

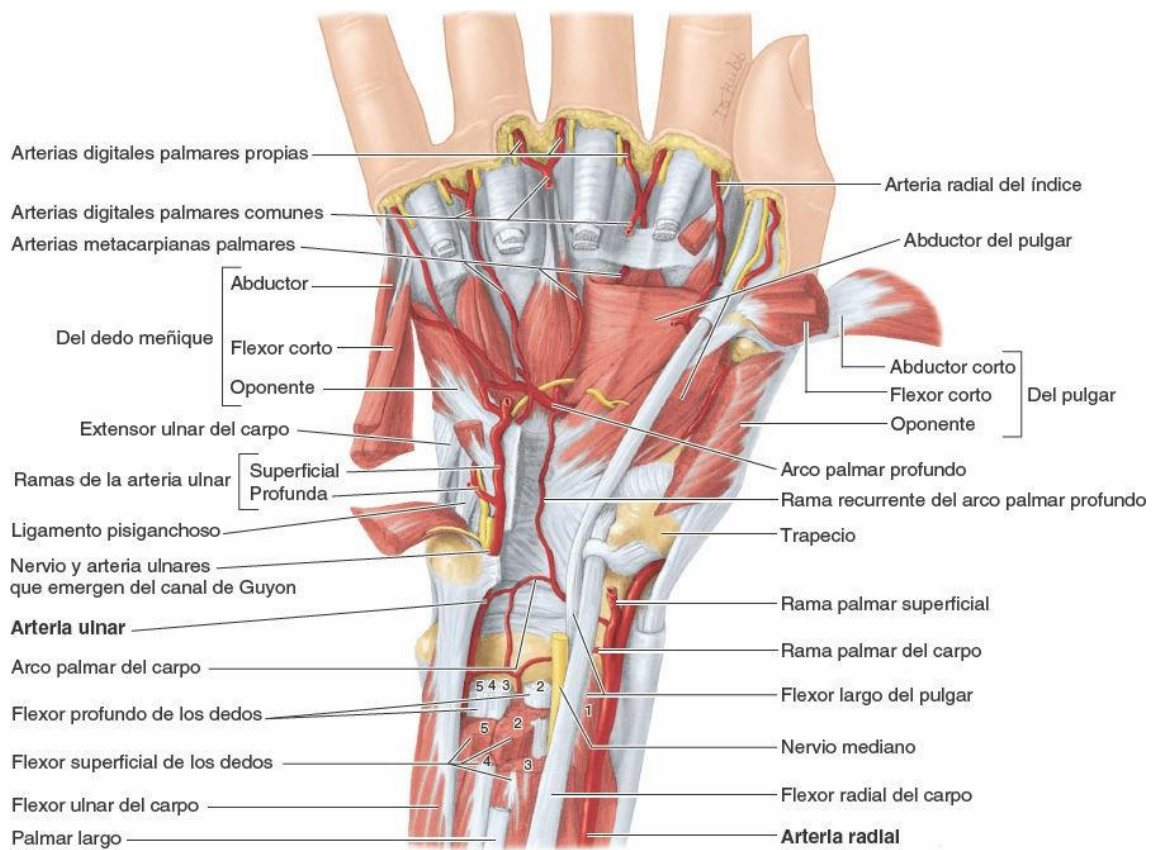


Fig. 13. Vista de la musculatura de la mano derecha. [20]

La musculatura de la mano puede agruparse en tres conjuntos:

- **Región palmar lateral (thenar):** En este conjunto se agrupan los músculos cuya función es dotar de movimiento al dedo pulgar. Ya que este dedo es indispensable para los agarres en oposición, estos músculos tienen una gran importancia en la biomecánica de la mano. Los músculos que conforman este grupo son los siguientes:
 - Aductor del pulgar.
 - Flexor corto del pulgar.
 - Oponente del pulgar.
 - Abductor corto del pulgar.

- **Región palmar medial (hipotenar):** Este grupo de músculos, localizados cerca del dedo meñique, tienen como función el movimiento de este último dedo. Los músculos que conforman este grupo son:
 - Oponente mínimo.
 - Flexor corto mínimo.
 - Abductor mínimo.
 - Palmares cortos.

- **Región Palmar media:** Localizado en la toda la parte de la palma, este grupo cuenta con 11 músculos, cuya función es la abducción, flexión y extensión del conjunto de los 4 dedos a la vez (descontando el pulgar). Estos 11 músculos se dividen a su vez en tres subgrupos:
 - Interdorsales: formado por 4 músculos ubicados en la cara dorsal de la palma. Su función es la abducción de los dedos.
 - Palmares: formado por 3 músculos ubicados en la base de la primera falange. Sus funciones son la flexión, extensión y abducción.
 - Lumbricales: formado por 4 músculos localizados en la cara lateral de los tendones del músculo flexor común de los dedos. Sus funciones son la flexión y la extensión.

Todos estos músculos están inervados por el nervio mediano (C8 - T1), y por el nervio ulnar o cubital.

3.1.2.2 Antebrazo

Ahora que ya se ha analizado la musculatura localizada en la propia mano, se procederá a analizar la musculatura localizada en el antebrazo, pero que su acción es la que permite a la mano realizar algunos movimientos.

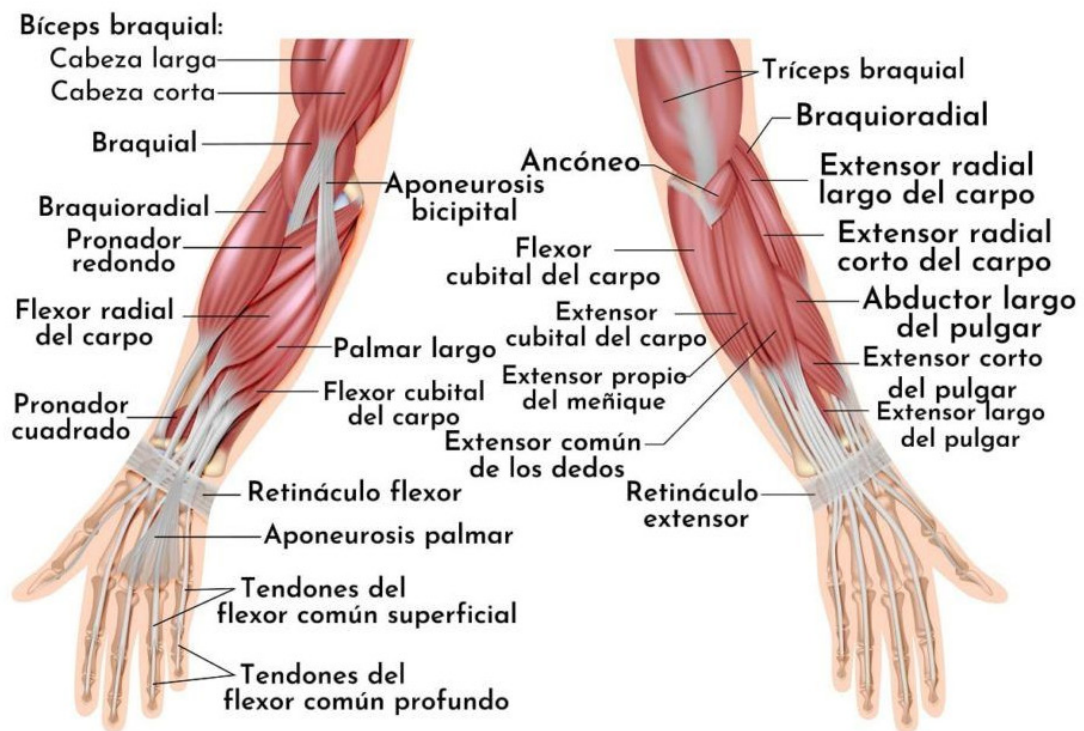


Fig. 14. Vista anterior y posterior de la musculatura del antebrazo. [21]

En el antebrazo se encuentran un conjunto de 20 músculos distribuidos en la parte anterior y posterior. Y dependiendo de esas ubicaciones, podemos distinguir dos grupos:

- Músculos flexores – pronadores: Localizados en el compartimento anterior, se dividen a su vez en flexores superficiales, y flexores profundos.
- Músculos extensores – supinadores: Localizados en el compartimento posterior, se dividen en extensores superficiales, y extensores profundos.

Ambos grupos comparten los mismos patrones de inervación: todos los nervios flexores están inervados por el nervio mediano, y por sus ramas (a excepción del flexor ulnar del carpo, y de la mitad del flexor profundo de los dedos, que están inervados por el nervio ulnar o cubital); y todos los nervios extensores están inervados por una rama del nervio radial: el nervio interóseo (C7, C8).

Los músculos correspondientes al grupo flexor son los siguientes:

- **Flexores superficiales:**
 - Pronador redondo.
 - Flexor radial del carpo.
 - Flexor ulnar (cubital) del carpo.
 - Palmar largo.
 - Flexor superficial de los dedos.

- **Flexores profundos:**
 - Flexor profundo de los dedos.
 - Flexor largo del pulgar.
 - Pronador cuadrado.

Y los correspondientes al grupo extensor son:

- **Extensores superficiales:**
 - Braquiorradial.
 - Extensor radial largo del carpo.
 - Extensor radial corto del carpo.
 - Extensor de los dedos.
 - Extensor ulnar del carpo.
 - Extensor del quinto dedo.

- **Extensores profundos:**
 - Supinador.
 - Abductor largo del pulgar.
 - Extensor corto del pulgar.
 - Extensor largo del pulgar.
 - Extensor del índice.

3.2 Tipos de agarre

Vista la cantidad de componentes (músculos y huesos) de los que está compuesta la mano, ahora se pueden enumerar todas las formas en las que la mano opera en función de la fuerza y finalidad requerida (agarrar objetos cilíndricos, esféricos, muy finos y pequeños, ...). Los diferentes agarres que la mano puede realizar son:

- **Pinzas digitales:** Constituyen el clásico agarre en oposición pulgar – digital/es. Este agarre es fundamentalmente usado para la motricidad fina. Se divide en dos categorías, dependiendo de los dedos que intervengan:
 - **Pinzas bidigitales:** Clásica pinza pulgar – índice. Se divide, a su vez, en otras tres categorías, dependiendo de la posición donde se encuentre agarrado el objeto.

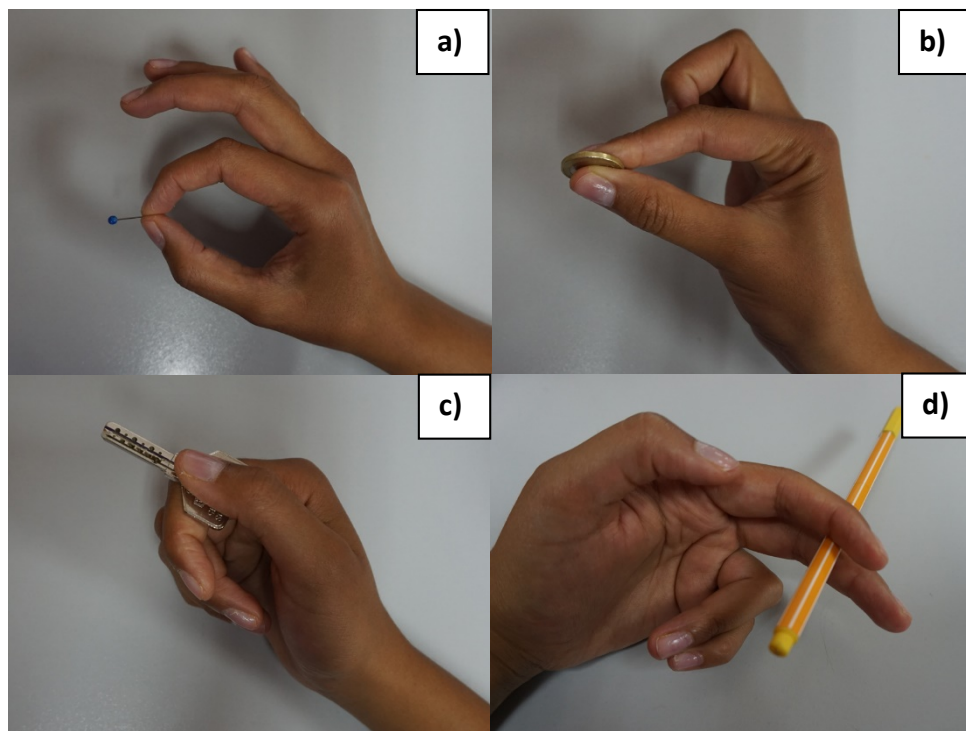


Fig. 15. Las 4 formas de pinza bidigitales: a) Pinza por oposición terminal. b) Pinza por oposición subterminal. c) Pinza por oposición subterminolateral. d) Pinza por oposición interdigital laterolateral.

- **Pinzas pluridigitales:** Pinza en la que intervienen, aparte del pulgar, 2 o más dedos. Esto permite un agarre de pinza más fuerte que en el caso de la pinza bidigital.

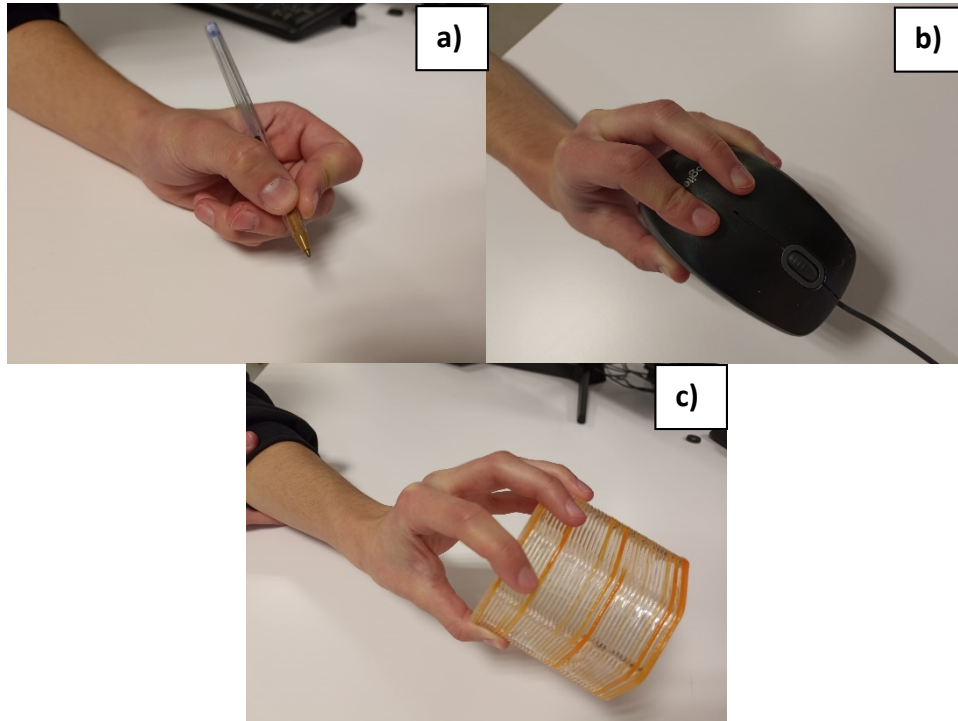


Fig. 16. Ejemplos de pinzas pluridigitales: a) Pinza tridigital. b) Pinza tetradigital. c) Pinza pentadigital.

- **Prensiones palmares:** Son aquellos tipos de agarre en los que, además de los dedos, interviene la palma de la mano. Es el agarre en el que más fuerza de prensión puede aplicarse. Dependiendo del objeto que se agarre, existen dos tipos de esta prensión:
 - **Prensión palmar cilíndrica:** Los objetos a agarrar tienen forma cilíndrica. A los 4 dedos se oponen la palma de la mano y, en caso de que también actúe, el pulgar.

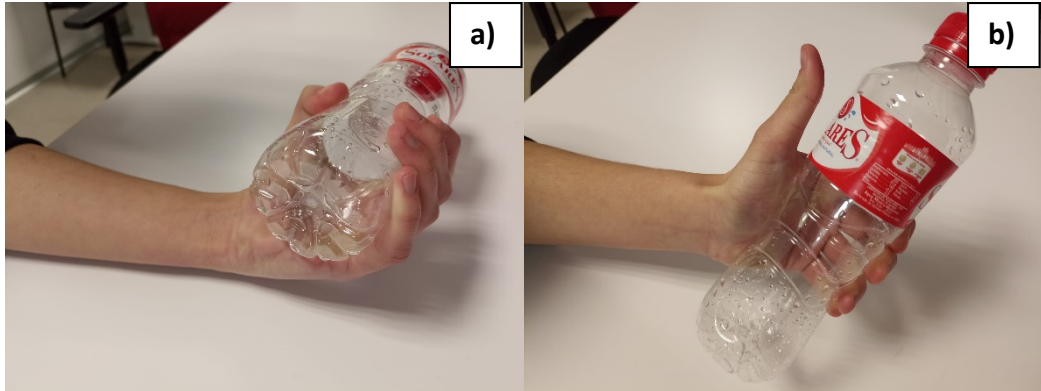


Fig. 17. Tipos de agarre cilíndrico. a) Con uso de pulgar. b) Sin uso de pulgar.

- **Prensión palmar esférica:** Los objetos que se agarran tienen forma de esfera. En este agarre pueden intervenir tres, cuatro, o cinco dedos (más la palma). En este último caso, el quinto dedo, al apoyarse en una de las caras laterales.

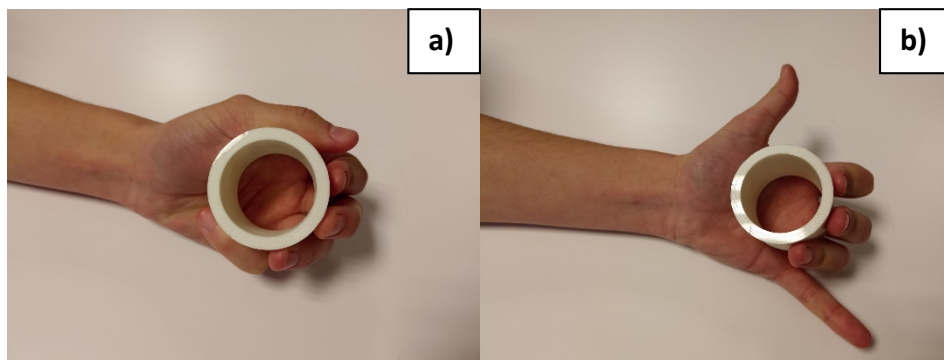


Fig. 18. Tipos de agarre esférico. a) Uso de los 5 dedos. b) Uso de 3 dedos.

- **Presión contra la gravedad:** En este agarre, la mano sirve de soporte para el objeto. Aquí, se requiere una supinación íntegra, ya que la mano necesita una orientación completa hacia arriba.



Fig. 19. Presa contra gravedad.

- **Otros tipos de presas:** Este grupo engloba aquellas posiciones de agarre en las que, mientras algunos dedos agarran un objeto, otro u otros dedos se encargan de realizar alguna acción, ya sea dirigir el objeto o hacer presión sobre alguna parte del objeto.

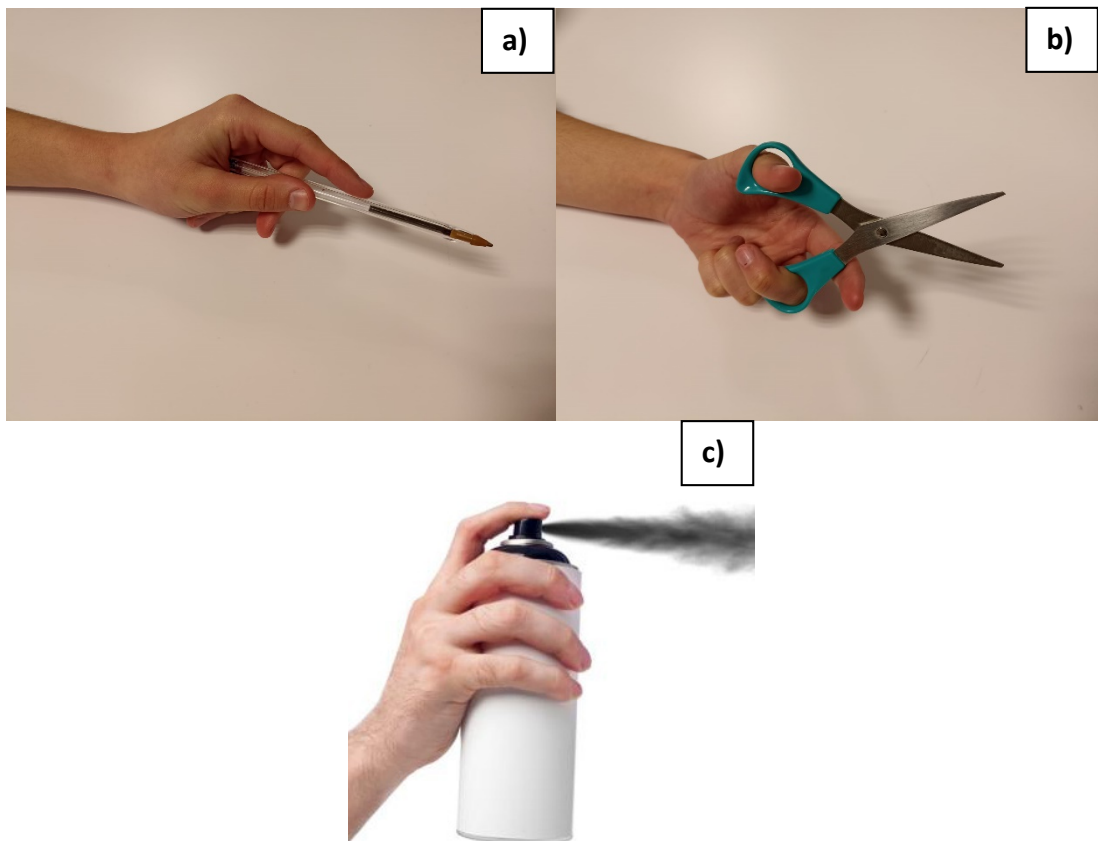


Fig. 20. Otros tipos de presas. a) Presa centrada. b), c) Presas con acción.

4. DESARROLLO DEL PROYECTO

4.1 Especificaciones técnicas de la prótesis

Antes de proceder al diseño de la prótesis y a la elección de sus componentes, es necesario establecer cuáles con los requisitos técnicos, tanto mecánicos, eléctricos, y de tamaño.

Para ello, primero definiremos nuestro objetivo principal: la fabricación de una prótesis pediátrica de bajo coste. Lo que esto significa es que las principales restricciones que se van a imponer al proyecto van a ser de tamaño, y de precio, lo que se traduce en una disminución de la cantidad de componentes (actuadores, controladoras, baterías, etc.) que se pueden utilizar.

Por esta razón, la principal decisión que se ha tomado es que la prótesis tenga **1 grado de libertad**. Eso supondrá que la prótesis sólo tenga dos movimientos: flexión y extensión. Para una prótesis pediátrica, son los movimientos más importantes, ya que los demás, aunque útiles, son secundarios en comparación, y su implantación se traduciría en un aumento significativo del coste de fabricación.

Ahora enumeraremos todos los aspectos a tener en cuenta:

- **Tamaño:**

Como se ha mencionado antes, la prótesis va a estar dirigida a un entorno pediátrico, luego el tamaño de la mano va a ser, en un principio, algo más reducido que las prótesis normales (aunque posteriormente esas medidas se adaptarán a la magnitud de los componentes requeridos (motor y controladora).

Para tener unas medidas de referencia, podemos usar el modelo de Ottobock “ElectroHand 2000”, modelo 8E51 L6, cuyas medidas son las siguientes:

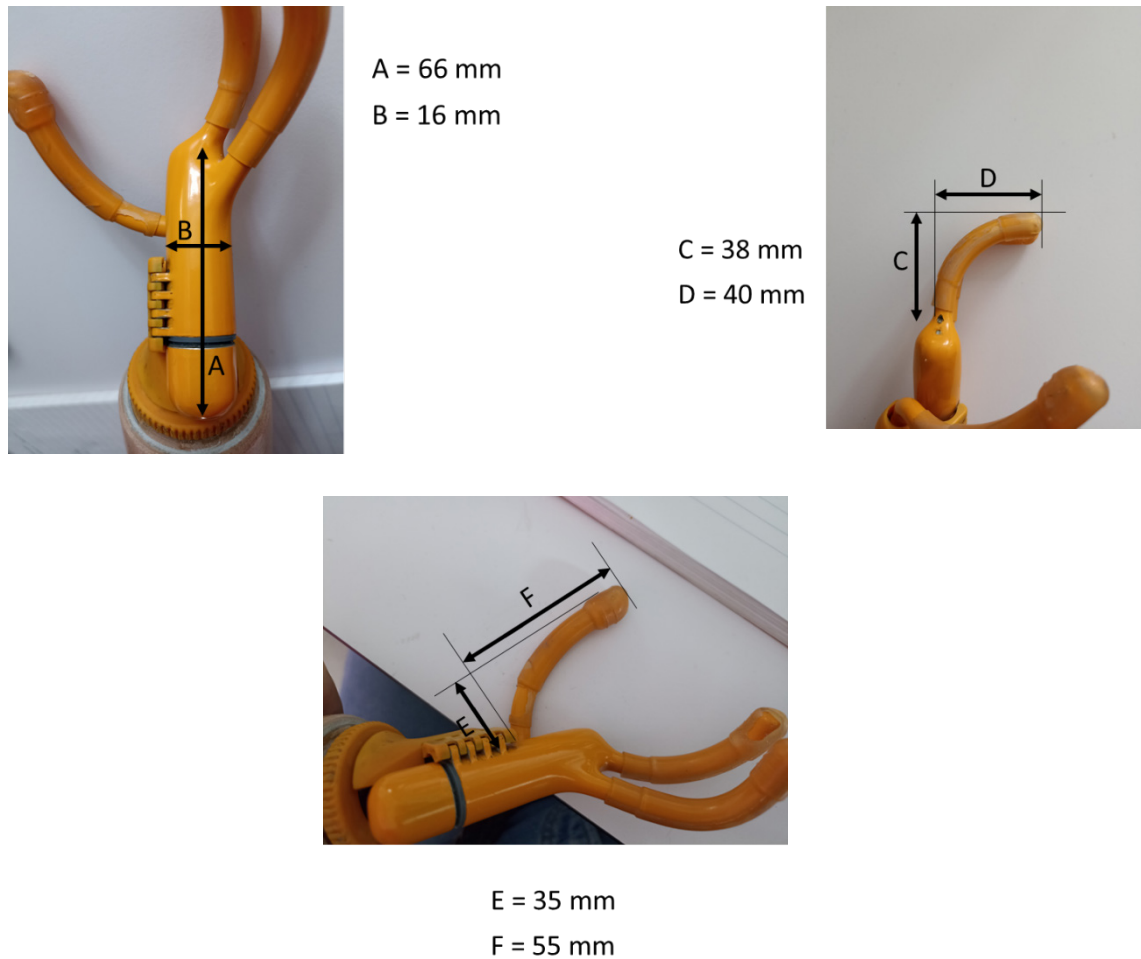


Fig. 21. Medidas de la prótesis ElectroHand 2000.

Por otra parte, también se tiene la opción de consultar tablas antropométricas pediátricas, las cuales proporcionan medidas estadísticas de diferentes partes del cuerpo humano en función de sexo y edad. En este caso concreto, se consultarán las medidas correspondientes a un rango de edades comprendido entre los 10 y los 17 años, tanto sexo masculino como femenino.

Para ello, se han elegido las tablas antropométricas de los autores Rosalio Avila-Chaurand, Elvia Luz González-Muñoz y Lilia R. Prado-León [23], que determinan las medidas de la población de México, Colombia, Cuba y Chile. La razón de esta elección ha sido debido a la gran escasez de este tipo de tablas para la población de España.

Estas tablas especifican las siguientes medidas para niños y niñas con edades comprendidas entre los 6 a los 17 años:

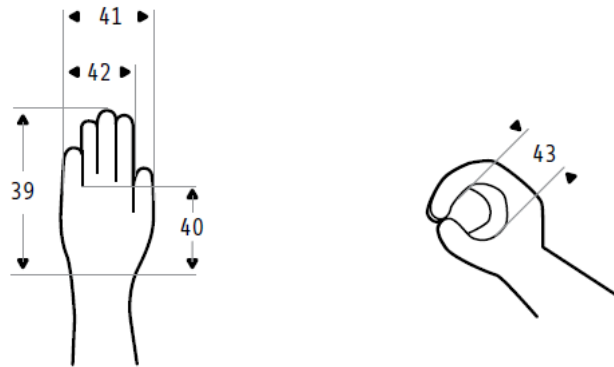


Fig. 22. Diferentes medidas de las manos de niños y niñas. [23]

Siendo:

39	Longitud de la mano
40	Longitud palma mano
41	Anchura de la mano
42	Anchura palma mano
43	Diámetro empuñadura

La media (entre ambos sexos) de estas medidas es:

○ **6 a 8 años:**

39	Longitud de la mano	134,7 mm
40	Longitud de la palma	76,2 mm
41	Anchura de la mano	74,15 mm
42	Anchura de la palma	61 mm
43	Diámetro empuñadura	27,9 mm

○ **9 a 11 años:**

39	Longitud de la mano	152,4 mm
40	Longitud de la palma	86,15 mm
41	Anchura de la mano	82,9 mm
42	Anchura de la palma	67,7 mm
43	Diámetro empuñadura	32,7 mm

○ **12 a 14 años:**

39	Longitud de la mano	168,7 mm
40	Longitud de la palma	95,7 mm
41	Anchura de la mano	90,7 mm
42	Anchura de la palma	75,35 mm
43	Diámetro empuñadura	39,5 mm

○ **15 a 17 años:**

39	Longitud de la mano	178,2 mm
40	Longitud de la palma	102,5 mm
41	Anchura de la mano	95,5 mm
42	Anchura de la palma	79,3 mm
43	Diámetro empuñadura	41,35 mm

Dadas estas medidas, se podrá adecuar el tamaño de la mano protésica dentro de estas franjas de valores, aunque, como ya se ha comentado anteriormente, el tamaño vendrá dado principalmente por los componentes que vayamos a utilizar.

● **Fuerza:**

El otro aspecto principal que modelar en la mano protésica es la fuerza de prensión (en el movimiento de flexión) que será capaz de realizar. En las prótesis comerciales, esta magnitud suele variar en función del modelo, del número de actuadores que posea la mano,

Para tener una idea del valor promedio que suelen tener los modelos actuales, se ha consultado una comparación de los valores promedio de fuerza que realizan la mano humana, y diferentes modelos de prótesis. Esto determinará el par motor necesario que nuestro motor tendrá que realizar.

En nuestro caso, compararemos 11 modelos que se encuentran actualmente en el mercado.

Grip and Kinematic Characteristics of Eleven Research Hands

	Grip Force			Range of Motion							Achievable Grasps
	Precision Grasp	Power Grasp	Lateral Pinch	MP Joints	PIP Joints	DIP Joints	Thumb Circumduction	Thumb Flexion	Finger/grasp Speed	Thumb Circumduction axis	
TBM Hand (1999) [22]	14 N			0 to 90°	10 to 50°	10 to 50°	Thumb -45 to +70 (from perp to palm plane)		90° in 4-5 sec	Parallel with wrist Axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod
Remedi Hand (2000) [17]	9.2 N			0 to 81°					Full Thumb motion in 2.5 sec	* 10° towards thumb from wrist axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod, Fingerprint, Counting
RTR II (2002) [23]							* 0 - 90°			* 45° towards littlefinger from wrist axis	Power, Precision, Lateral
MANUS-Hand (2004) [15]	60 N			* 0 to 45°	* 0 to 55°	* 0 to 70°	* 10 to 85°		Full Grasp in 1.2 sec	* 45° towards thumb from wrist axis	Power, Precision, Lateral, Hook
DLR/HIT I (2004) [24]	7 N						* 0 to 90°		180°/sec	Parallel with wrist Axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod, Fingerprint, Counting
DLR/HIT II (2008) [24,25]	10 N			0 to 90°	0 to 90°	0 to 90°	-20 to 20° ²	Same as fingers		none	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod, Fingerprint, Counting
UB Hand 3 (2005) [26]	6.8 N			0 to 90°	0 to 90°	0 to 90°		Same as fingers	Full closure in 0.36 seconds	Fixed rotation but finger adduction /abduction	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod, Fingerprint, Counting
FluidHand III (2009) [21]	45 N			* 0 to 90°	* 0 to 80°	* =35°	* 0 to 90°		1 sec closing time	* 10° towards little finger from wrist axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Fingerprint
Smarthand (2009) [2,27]	15 N	40 N		0 to 90°			0 to 120°		1.4 sec for full open or close, thumb flexion in 0.67 sec	* 40° towards littlefinger from wrist axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Tripod, Fingerprint, Counting ³
Keio Hand (2008) [28]		37 N					90°		Full closure in 0.8 sec	none	Power, Precision
Vanderbilt Hand (2009) [29]	20 N	80 N		0 to 90°	0 to 90°	0 to 90°	-10 to 80°		775°/sec, 0.4 sec to close	* 15° towards littlefinger from wrist axis	Power, Precision, Lateral, Hook, Fingerprint

(2) Abduction/adduction of thumb but not true rotation about circumduction axis, (3) No Independent control of fingers 3-5, (*) Estimated based on images and videos, (-) Data not applicable to hand, (blank) Information unavailable

Fig. 23. Tabla con distintos datos de fuerza y grados de apertura de diferentes modelos de prótesis. [24]

Según estos datos, vemos que las fuerzas de un agarre de precisión van variando entre 7 y 60 N de fuerza, aproximadamente, mientras que los agarres de potencia poseen una magnitud mucho mayor en comparación. Como ya hemos dicho, si las prótesis tienen varios actuadores, estos dos tipos de agarre pueden variar bastante. En nuestro caso, al tener sólo un actuador, no distinguiremos entre agarre de precisión y agarre de potencia.

Si se realiza la media entre las fuerzas de los agarres de precisión, se obtiene un resultado de 20,78 N. Combinando este resultado con la media de los valores de fuerza del agarre de potencia que disponemos (52,33 N), obtenemos un resultado promedio de unos 35 N. El valor que se ha elegido por ser acorde a una mano pediátrica es de unos 30 N.

Ahora bien, ya se dispone de una magnitud para la fuerza de agarre, pero para poder elegir las prestaciones de nuestro motor, necesitamos traducir el valor de la fuerza a valor de par motor (torque).

Para ello, se ha hecho uso de la herramienta de software de diseño 2D “Working Model”. Mediante un modelo sencillo, podemos simular el comportamiento de nuestro supuesto motor ante una fuerza correspondiente a nuestra elección.

El mecanismo de apertura y cierre del modelo está basado en la prótesis ElectroHand 2000, que consiste en un cuadrilátero articulado. Este tipo de articulaciones presentan la ventaja de no incluir engranajes para realizar algún giro, ya que es el propio movimiento relativo entre las partes del mecanismo el que permite girar una parte de la mano.

El resultado es el siguiente:

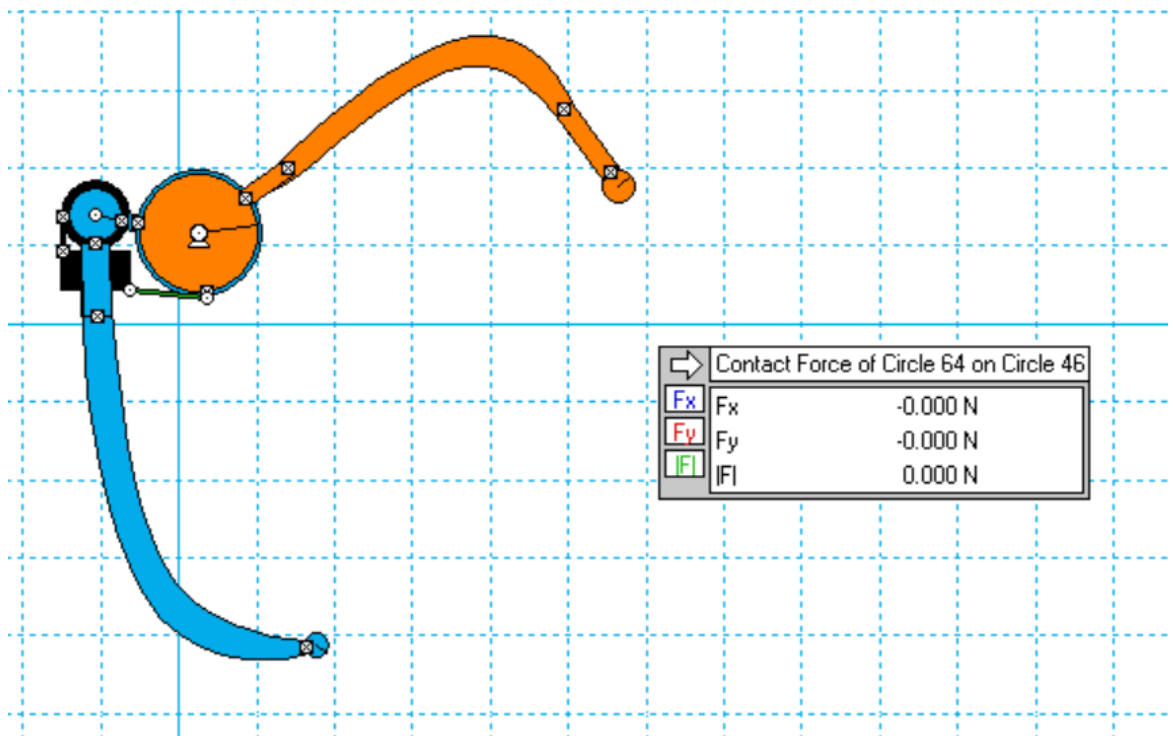


Fig. 24. Modelo 2D del prototipo de nuestra prótesis realizado en Working Model.

Mediante este modelo, podemos simular la fuerza de presión que se podría obtener en los extremos de los dedos en función del par (torque) que tendría el futuro motor.

Ahora es cuestión de ajustar el valor del par motor hasta obtener una fuerza aproximada de unos 30 N.

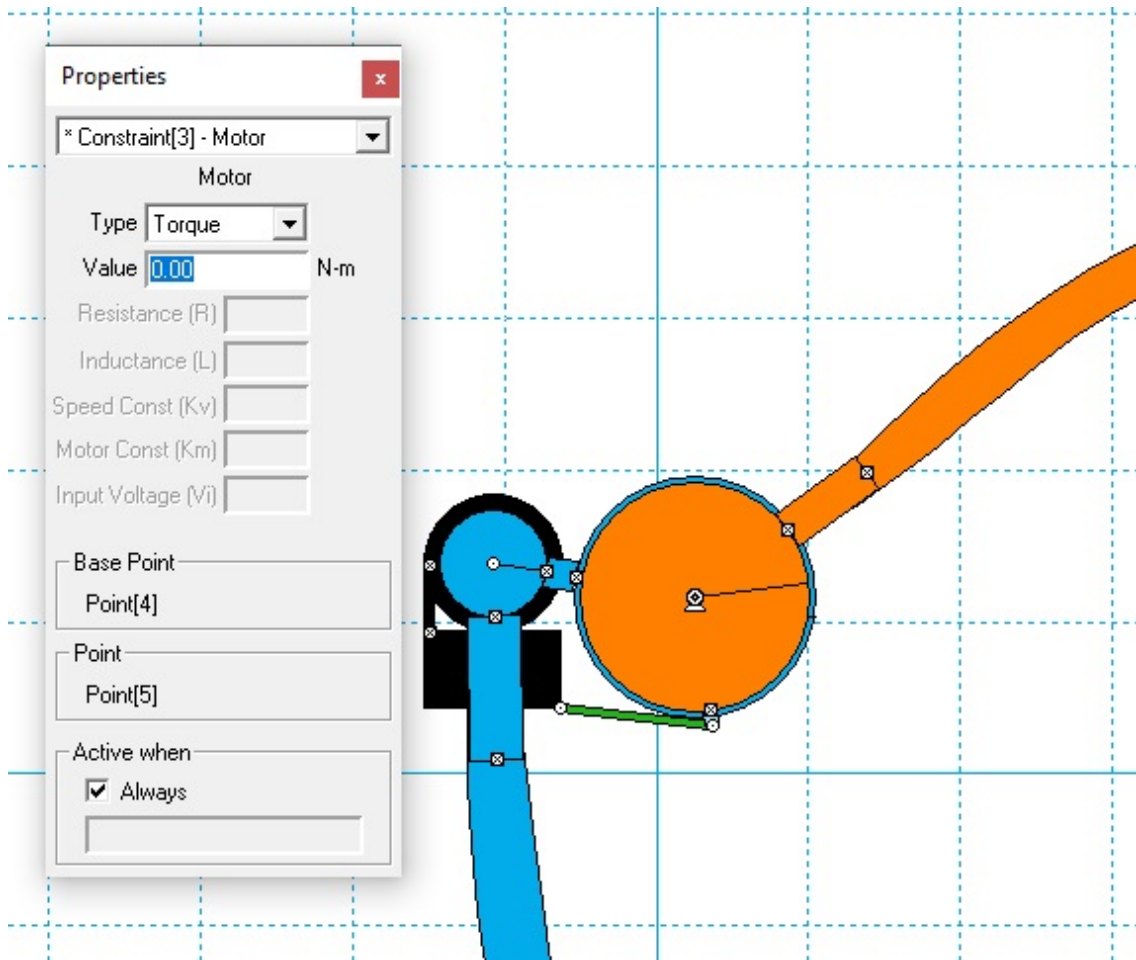


Fig. 25. Selección del par motor en el modelo.

Como el software mide la fuerza de contacto entre los dos círculos que modelan los extremos de los dedos, nos da tres resultados: la fuerza de contacto en la componente X, la fuerza de contacto en la componente Y, y la resultante de ambas. El resultado que nos interesa es la resultante de las dos.

Mediante las respectivas simulaciones, hemos obtenido que, para un valor del par de 1,7 Nm, la fuerza de presión es de unos 32 N:

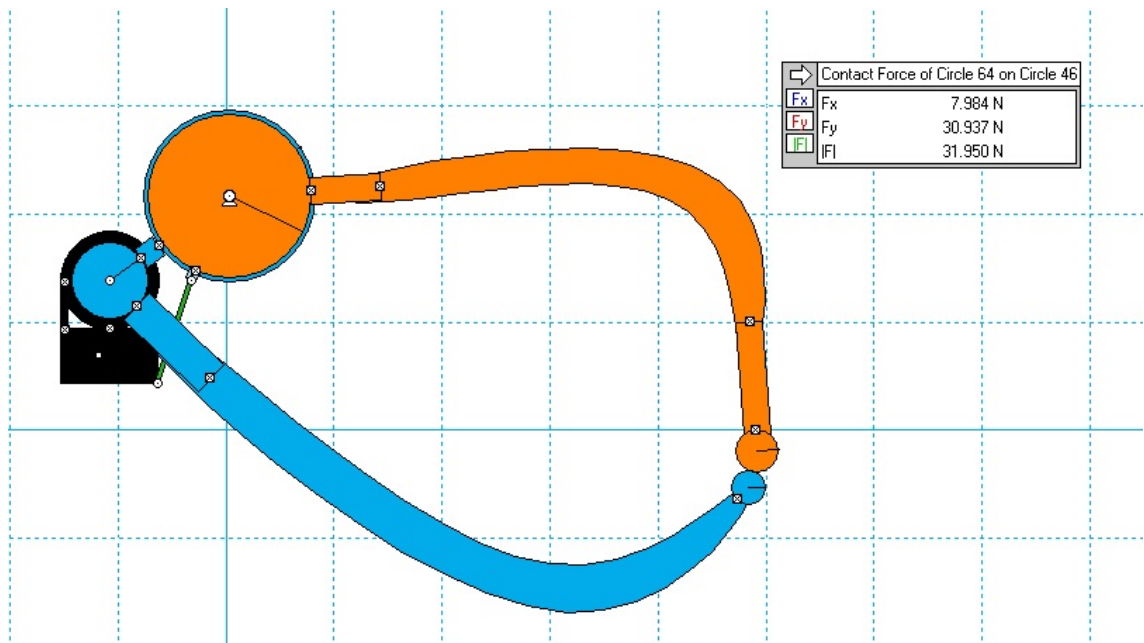


Fig. 26. Simulación de agarre en el modelo.

Por tanto, el valor de referencia del par que tendremos a la hora de escoger el motor será de **1.7 Nm**.

La elección del motor se tratará en apartados posteriores.

- **Velocidad:**

Otro aspecto que, junto con el par motor, deberá tenerse en cuenta a la hora de la elección del motor, es la velocidad de apertura y cierre que tendrá que tener la mano (y, por consiguiente, el motor).

Para estimar un rango aceptable para este valor, nos hemos basado en los datos de las velocidades promedio de diferentes movimientos que realiza la mano. Estos datos se encuentran recogidos en el artículo publicado en la Revista Ingeniería Biomédica vol.4 nº8, y consta de la siguiente tabla:

Tabla 5. Errores RMS promedio de las velocidades estimadas por la red NARX para secuencias de velocidades rápidas, normales y lentas; errores RMS absoluto, promedio, desviación estándar y velocidad promedio.

Movi- miento	Velocidad	Error absoluto de velocidad RMS promedio (RPM)	Desvia- ción Están- dar en (RPM)	Velocidad promedio (RPM)	Error Relativo de velocidad (%)
Supinación	RÁPIDO	2,879	0,634	16,022	17,97 %
	NORMAL	1,499	0,315	8,671	17,29 %
	LENTO	1,004	0,089	5,908	17 %
Pronación	RÁPIDO	2,620	0,759	15,573	16,82 %
	NORMAL	1,605	0,332	9,325	17,21 %
	LENTO	1,075	0,297	6,166	17,43 %
Extensión	RÁPIDO	2,621	0,514	14,109	18,58 %
	NORMAL	1,538	0,276	7,71	19,79 %
	LENTO	0,882	0,286	4,521	19,51 %
Flexión	RÁPIDO	2,475	0,905	11,620	21,3 %
	NORMAL	1,509	0,397	7,483	21,29 %
	LENTO	1,005	0,314	5,278	19,04 %
Desviación Radial	RÁPIDO	1,284	0,508	6,486	19,8 %
	NORMAL	0,704	0,146	3,901	18,05 %
	LENTO	0,393	0,134	2,224	17,67 %
Desviación Ulnar	RÁPIDO	0,841	0,194	5,468	15,38 %
	NORMAL	0,593	0,106	3,578	16,57 %
	LENTO	0,344	0,064	2,060	16,69%

Fig. 27. Tabla de velocidades promedio para movimientos de mano. [26]

Como los movimientos que realizará nuestra mano son sólo los de flexión y extensión, podemos estimar que un valor de velocidad nominal del motor podrá encontrarse en torno al valor considerado como rápido: 14 rpm.

- **Especificaciones eléctricas:**

Una vez que se han acordado los requerimientos mecánicos, ya se pueden acordar los aspectos relacionados con la parte eléctrica, tales como el voltaje de alimentación, la intensidad máxima de funcionamiento, la capacidad y tamaño de la(s) batería(s), y también se elegirán la controladora esclava y la placa máster en función del motor elegido.

No obstante, a la hora de especificar estas magnitudes, es necesario tener en cuenta que existe una normativa vigente que dictamina unos valores y unos procedimientos determinados. El documento que recoge toda esta información es la norma UNE-ISO 22523:2007, específica para prótesis externas, en conjunto con las normas IEC 60601 (partes 1-10), relativas a los equipos electromédicos.

La selección del voltaje e intensidad de operación de la unidad motriz se tratará en el apartado correspondiente a la elección de la misma. De la misma forma, la elección de la controladora y la placa máster se tratarán en los apartados posteriores al modelo del motor elegido.

En cuanto a la(s) batería(s), el tipo que más se ajustaría a nuestro proyecto consistiría en una batería recargable de ion - litio, tipo alcalina, o un conjunto de baterías tipo AA, también recargables. El voltaje de alimentación, así como la carga, dependería del tipo de motor elegido, aunque, en el caso de la carga, resulta interesante conseguir la mayor posible, ya que más carga de batería significa más tiempo de uso de la prótesis.

En comercios genéricos como Amazon, se han encontrado baterías de los tipos mencionados a un precio que oscila en el intervalo de 10 a 20 € que, además de poseer suficiente carga, el tamaño y el peso resultan bastante adecuados para la prótesis. Un ejemplo puede ser el de la figura 28.



Fig. 28. Conjunto de pilas recargables AA de ion - litio.

En este caso, como el voltaje de una sola pila no bastaría para llegar al voltaje de alimentación, se conectarían en serie para sumar sus respectivos voltajes de alimentación, a la vez que mantendríamos su carga.

- **Material de fabricación**

Al tratarse de un prototipo que se realizará mediante impresión 3D, el material será un tipo de polímero, el cual dependerá de la fase de prototipado. Para los prototipos iniciales, se usará PLA genérico de 0,4 mm de filamento, mientras que para el modelo final se usará un polímero capaz de disipar el calor generado por el motor.

Las impresiones que hagamos se realizarán con PLA genérico.



Fig. 29. PLA de 1,75 mm suministrado por Smart Materials. [26]

4.2. Elección del conjunto motor

En este apartado se tratará el proceso de selección del conjunto motor que moverá la mano protésica.

Como ya se ha comentado anteriormente, los principales parámetros que determinarán el tipo y modelo de motor serán dos: el tamaño, y el par motor que sea capaz de ejercer, siendo este segundo prioritario sobre el otro.

Pero antes de comenzar comparaciones entre modelos, primero es necesario conocer las características y prestaciones básicas sobre el tipo de motor que se va a utilizar.

4.2.1 El motor de corriente continua



Fig. 30. Motor de corriente continua. [31]

El motor DC o de corriente continua, al igual que el de corriente alterna, es una máquina que transforma energía eléctrica en movimiento, gracias a la acción de un campo magnético. Consta de dos partes diferenciadas; una de ellas permanece fija, y la otra realiza el movimiento giratorio:

- **Estátor:** La parte fija del motor. Su función es la de proveer un soporte mecánico para el conjunto, además de contener los polos (núcleos de acero) del motor, alrededor de los cuales se enrolla el circuito magnético inductor.

- **Rotor:** La parte móvil. Aquí se encuentra el circuito **inducido**, que consiste en discos de chapa de acero ranuradas donde va el devanado de cobre, y el **colector de delgas**.

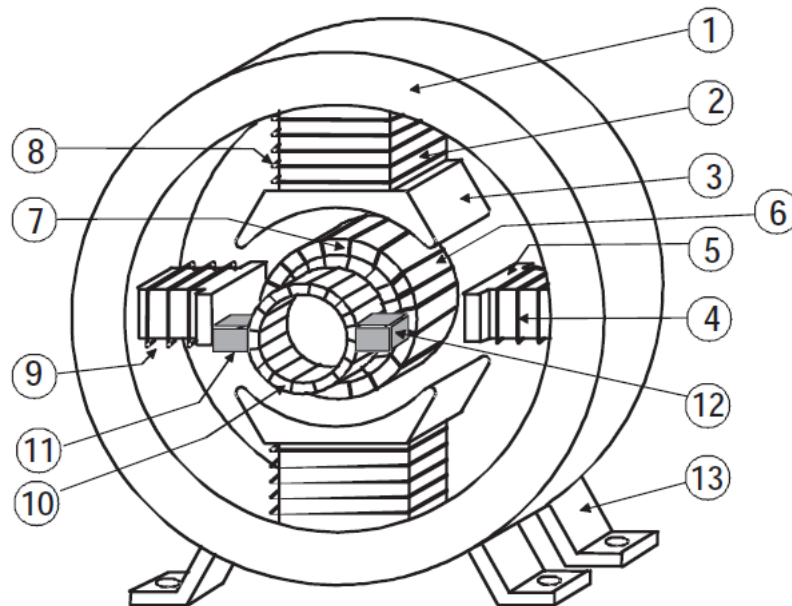


Fig. 31. Aspectos constructivos de una máquina de corriente continua.

Los componentes (1), (2), (3), (4), (5), (8), (9) y (13) pertenecen al estator de la máquina, mientras que los componentes (6), (7), (10), (11) y (12) pertenecen al rotor. [30]

El principio de funcionamiento es el siguiente:

Cuando el rotor de la máquina comienza a girar, en su devanado (conectado en anillo) se induce una fuerza electromotriz (f.e.m.) en las caras exteriores, dado que los conductores de dichas caras son cortados por el flujo magnético del estator.

En nuestro caso particular, que es cuando la máquina está funcionando como motor (podría funcionar como generador), se alimenta con c.c. al devanado del inducido, lo que provoca la aparición de unas corrientes en los conductores del devanado en ambos sentidos, según mostramos en la figura 29.

La interacción de estas corrientes con el flujo magnético del devanado inductor origina un par de rotación, que hace girar el rotor de la máquina. Al hacer esto, se originan una f.e.m. en el inducido, que se opone a la corriente que circula por los conductores.

El movimiento del motor se mantendrá siempre que el par electromagnético de rotación sea superior al par resistente que ejerce la carga mecánica.

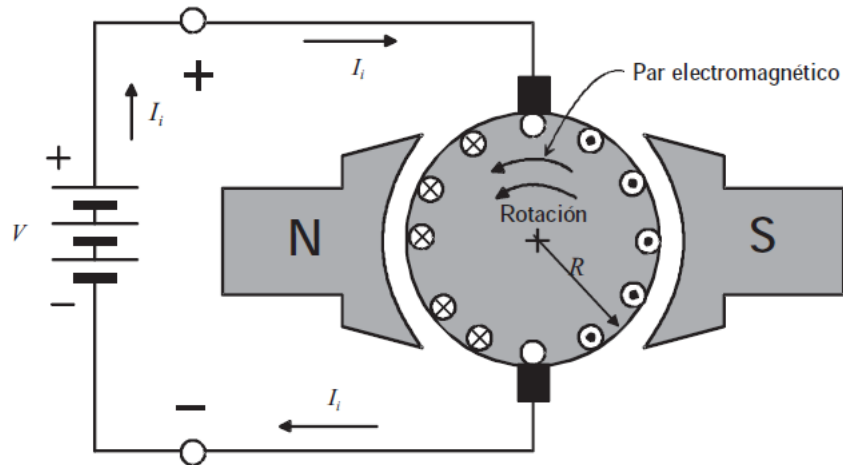


Fig. 32. Máquina de c.c. en régimen de motor. [30]

Ahora que ya se tiene una noción básica del aspecto y funcionamiento del motor de c.c., ya podemos avanzar a los conceptos que van a determinar la elección de nuestro motor.

- **Voltaje de alimentación**

En función del tamaño y longitud de los bobinados del motor, éste puede requerir un voltaje mayor o menor para alimentarlos. En el rango en que nos encontramos (motores pequeños), dichos voltajes van a ir desde 1.5 V para los motores más pequeños, hasta los 60 V para los grandes. En el caso de las grandes máquinas industriales, podemos encontrar tensiones de alimentación cercanas a los 1000 V.

- **Par motor**

El otro parámetro que debemos estipular para nuestro motor es el par que es capaz de vencer. Como aclaramos en el apartado 4.1, el valor de referencia que tenemos es de 1.7 Nm. Como los motores eléctricos del calibre que estamos manejando no alcanzan este par por sí mismos, habrá que incorporar al motor un componente denominado **reductora**, del cual se hablará más adelante.

- **Intensidad consumida**

Otra especificación eléctrica que interesa conocer es la intensidad consumida por los bobinados del motor, ya que este parámetro es el que va a regular casi todos los demás. Es decir, cuando los requerimientos mecánicos de nuestro motor aumenten (velocidad o par resistente), el motor va a responder consumiendo más intensidad para aumentar sus prestaciones. Obviamente, cada motor tiene un valor máximo de intensidad que puede llegar a consumir de forma segura, ya que, si sobrepasamos dicho valor, la temperatura del motor podría superar la máxima de operación, y deformar los bobinados.

La relación entre la velocidad alcanzada y la intensidad consumida por el motor (y el par que realiza) se puede modelar mediante la siguiente gráfica:

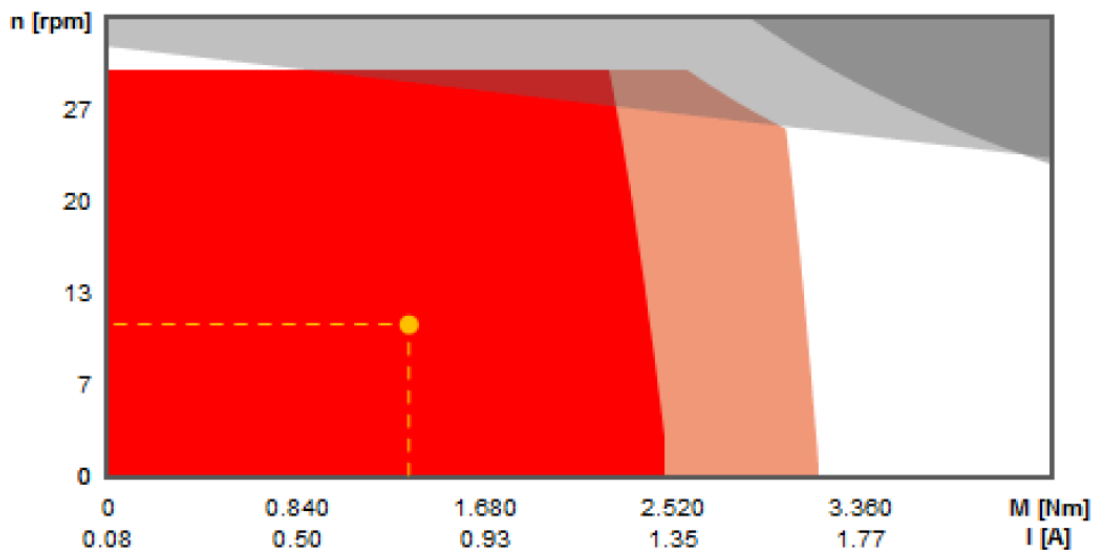


Fig. 33. Ejemplo de curva intensidad/velocidad para un conjunto motor-reductora Maxon. [32]

- **Tamaño del conjunto**

Aunque este dato no será fundamental a la hora de elegir el conjunto motor, ya que se dará prioridad al cumplimiento de los requerimientos mecánicos (par y velocidad), se considerará una restricción a la hora de comparar modelos, dado que cuanto más pequeño sea el motor, más pequeña será la prótesis, y el modelo tendrá más acceso al uso en niños pequeños.

4.2.2 La reductora

Una reductora es un mecanismo necesario en el caso de que la aplicación precise un par de rotación elevado. Consta de un sistema de engranajes que transforman la velocidad de rotación en par mecánico. El ejemplo más común de esta clase de engranajes es el sistema de marchas que incluyen las bicicletas.



Fig. 34. Sistema de marchas de una bicicleta. [33]

El funcionamiento se debe a la relación de engranajes. En función del número de ruedas dentadas de ambos engranajes, varía la velocidad de salida respecto a la de entrada de forma proporcional, siguiendo la fórmula:

$$\tau = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{Z_1}{Z_2}$$

Siendo ω_1 la velocidad angular de entrada, ω_2 la velocidad de salida; Z_1 y Z_2 el número de dientes de las dos ruedas dentadas.

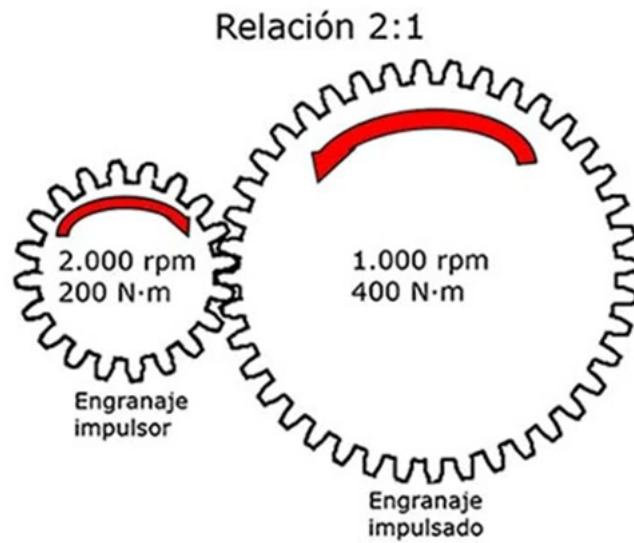


Fig. 35. Ejemplo de relación de engranajes. [34]

En nuestro caso, el tipo de reductora que vamos a incorporar a nuestro motor utiliza el sistema denominado sistema planetario, en el que uno o más engranajes externos rotan sobre un engranaje central. Lo más común es que los engranajes externos se monten sobre un brazo móvil que rote en relación con el engranaje central. Este tipo de sistema es muy útil para transmitir pares elevados.



Fig. 36. Tren planetario en una reductora. [35]

El aspecto de la reductora que incorporaremos a nuestro motor tendrá el siguiente aspecto.

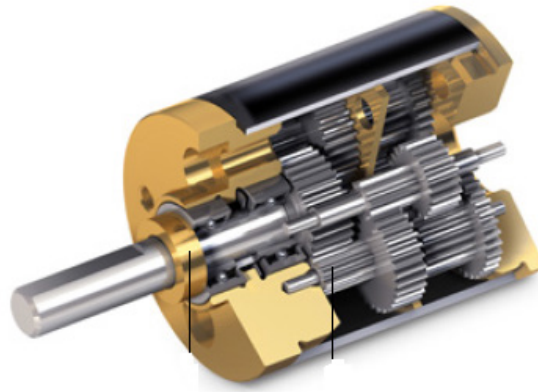


Fig. 37. Renderizado de una reductora Maxon. [36]

4.2.3 Modelos comercializados

Ahora que ya se conocen los diferentes parámetros y aspectos que debemos tener en cuenta, podemos establecer diferentes comparaciones entre distintos modelos que existen actualmente en el mercado.

Si bien es cierto que la gran mayoría de la oferta de motores de corriente continua consiste actualmente en motores industriales (de gran tamaño), o motores con sistemas electrónicos integrados (servomotores), aún se puede encontrar fabricantes potentes de motores de tamaño y par pequeños.

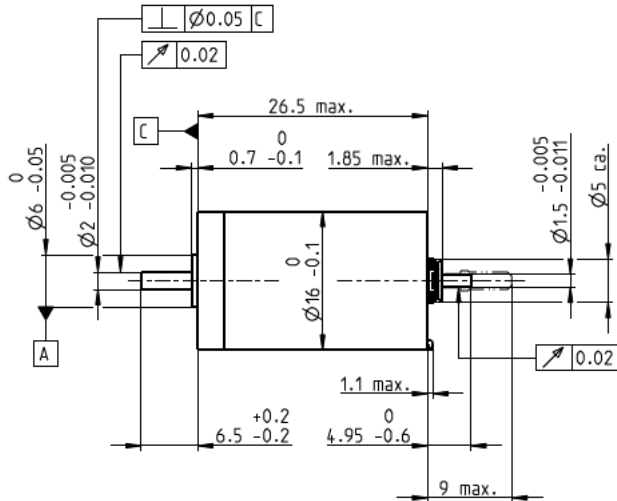
4.2.3.1 Fabricante Maxon

El primer fabricante que vamos a examinar es el grupo Maxon. Debido a su amplio catálogo especializado en motores de tamaño reducido, puede considerarse el fabricante líder en el sector.

Nota: Se han remarcado los modelos alimentados a 4.5, 6 y 9 V, dado que los de menor voltaje no cumplen a primera mano nuestros requerimientos, y los de mayor voltaje exceden los límites máximos que marcan las normativas (aparte de que dificultarían enormemente la búsqueda de baterías adecuadas).

- DCX 16S 3/5W; 8680 rpm

DCX 16 S Ø16 mm, precious metal brushes, DC motor



Motor Data			4.5	6	9	12	18	24
1_ Nominal voltage	V	3	4.5	6	9	12	18	24
2_ No load speed	rpm	6320	6320	6610	6320	6260	6340	6250
3_ No load current	mA	44.6	29.7	23.4	14.9	11	7.43	5.51
4_ Nominal speed	rpm	3350	3300	3760	3270	3320	3530	3200
5_ Nominal torque	mNm	5.15	5.05	5.36	5	5.19	5.45	4.99
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.20	0.784	0.65	0.389	0.299	0.211	0.144
7_ Stall torque	mNm	11.1	10.7	12.6	10.6	11.2	12.5	10.4
8_ Stall current	A	2.49	1.61	1.48	0.791	0.624	0.467	0.289
9_ Max. efficiency	%	75	75	77	75	75	77	74
10_ Terminal resistance	Ω	1.20	2.80	4.06	11.4	19.2	38.6	83.1
11_ Terminal inductance	mH	0.036	0.080	0.131	0.320	0.581	1.28	2.32
12_ Torque constant	mNm/A	4.45	6.67	8.53	13.3	18.0	26.7	36.0
13_ Speed constant	rpm/V	2150	1430	1120	715	531	358	265
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	580	600	533	610	568	517	613
15_ Mechanical time constant	ms	6.09	6.09	6.05	6.13	6.11	6.08	6.17
16_ Rotor inertia	gcm ²	1.00	0.97	1.08	0.959	1.03	1.12	0.960

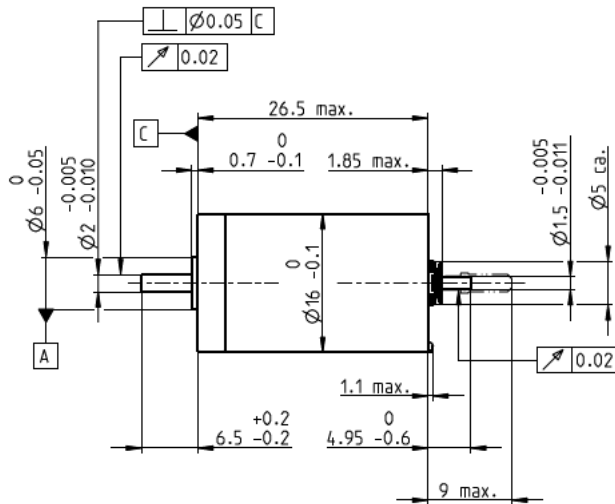
Fig. 38. Primer modelo de Maxon: DCS16S (escobillas de metal precioso). [36]

Este primer modelo tiene:

- Una velocidad nominal de: 3300 rpm con alimentación 4,5 V, 3760 rpm a 6 V, y 3270 rpm a 9 V.
- Un consumo de intensidad de 0.784, 0.65 y 0.389 A, respectivamente (en operación continua, que es lo que nos interesa, dado que los tiempos de trabajo del motor no están definidos).
- Un diámetro de 16 mm, y un tamaño de 33 mm aprox. Incluyendo el husillo.

- DCX16S 5/10 W, 17 000 rpm

DCX 16 S Ø16 mm, graphite brushes, DC motor



Motor Data							
		6	9	12	18	24	48
1_ Nominal voltage		6	9	12	18	24	48
2_ No load speed	rpm	12700	12700	13200	12700	12700	12600
3_ No load current	mA	63.9	72.6	35.4	22.4	16.8	8.28
4_ Nominal speed	rpm	9400	9400	9850	9260	9430	9250
5_ Nominal torque	mNm	5.45	5.4	5.36	5.21	5.43	5.32
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.28	0.847	0.662	0.411	0.321	0.156
7_ Stall torque	mNm	21.3	21	22.6	20.1	21.7	20.6
8_ Stall current	A	4.79	3.15	2.65	1.51	1.22	0.572
9_ Max. efficiency	%	78	78	76	76	78	77
10_ Terminal resistance	Ω	1.25	2.85	4.53	12	19.7	83.9
11_ Terminal inductance	mH	0.036	0.080	0.131	0.320	0.569	2.32
12_ Torque constant	mNm/A	4.45	5.67	8.53	13.3	17.8	36.0
13_ Speed constant	rpm/V	2150	1430	1120	715	536	265
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	605	612	594	641	592	620
15_ Mechanical time constant	ms	6.35	6.21	6.74	6.43	6.32	6.23
16_ Rotor inertia	gcm ²	1.00	0.970	1.08	0.959	1.02	0.960

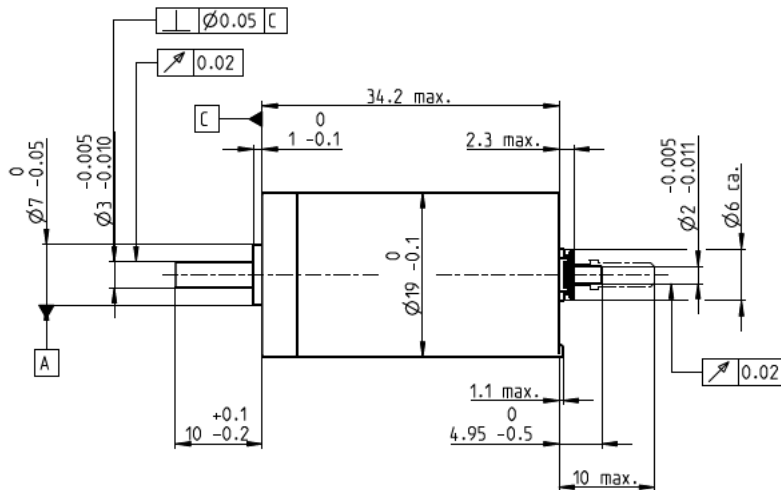
Fig. 39. Segundo modelo de Maxon. DCX16S (escobillas de grafito). [36]

Este segundo modelo tiene:

- Una velocidad nominal de: 9400 rpm con alimentación tanto a 6V como a 9V.
- Un consumo de intensidad de 1.28 y 0.847 A (en operación continua, que es lo que nos interesa, dado que los tiempos de trabajo del motor no están definidos).
- Un diámetro de 16 mm, y un tamaño de 33 mm aprox. Incluyendo el husillo.

- DCX19S 5/8 W, 7500 rpm

DCX 19 S \varnothing 19 mm, precious metal brushes, DC motor



Motor Data		4.5	6	9	12	18	24
1_ Nominal voltage	V	4.5	6	9	12	18	24
2_ No load speed	rpm	6440	6350	6260	6360	6360	6350
3_ No load current	mA	72	53	34.6	26.5	17.7	13.2
4_ Nominal speed	rpm	5080	4540	4350	4490	4490	4480
5_ Nominal torque	mNm	7.46	10.3	10.8	11.0	11.0	10.9
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.20	1.20	0.829	0.643	0.428	0.319
7_ Stall torque	mNm	35.7	36.3	35.8	38.0	37.8	37.5
8_ Stall current	A	5.42	4.07	2.64	2.13	1.41	1.05
9_ Max. efficiency	%	78	79	79	79	79	79
10_ Terminal resistance	Ω	0.831	1.47	3.40	5.63	12.7	22.8
11_ Terminal inductance	mH	0.045	0.082	0.191	0.329	0.740	1.320
12_ Torque constant	mNm/A	6.58	8.90	13.5	17.8	26.7	35.6
13_ Speed constant	rpm/V	1450	1070	705	536	358	268
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	183	177	177	170	170	172
15_ Mechanical time constant	ms	5.12	4.99	4.92	4.89	4.89	4.90
16_ Rotor inertia	gcm ²	2.67	2.68	2.65	2.75	2.74	2.72

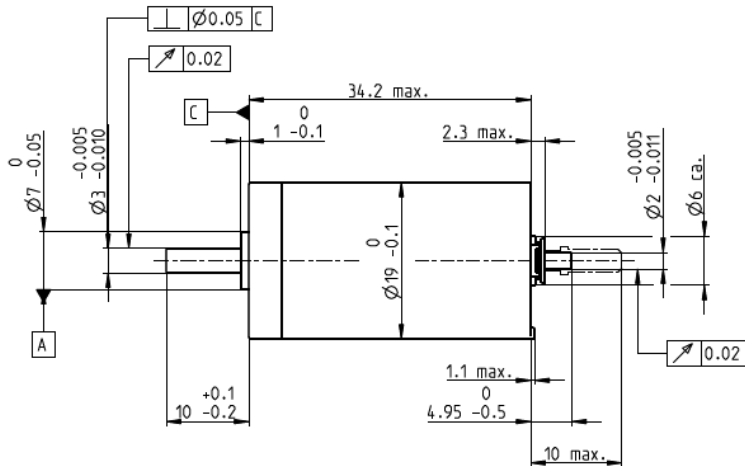
Fig. 40. Tercer modelo de Maxon: DCS19S (escobillas de metal precioso). [36]

Este tercer modelo tiene:

- Una velocidad nominal de: 5080 rpm con alimentación 4,5 V, 4540 rpm a 6 V, y 4350 rpm a 9 V.
- Un consumo de intensidad en operación continua de 1,20, 1.20 y 0.829 A, respectivamente.
- Un diámetro de 19 mm, y un tamaño de 44.2 mm aprox. Incluyendo el husillo.

- DCX19S 11/17 W, 16 000 rpm

DCX 19 S Ø19 mm, graphite brushes, DC motor



Motor Data		9	12	18	24	36	48
1_ Nominal voltage	V	9	12	18	24	36	48
2_ No load speed	rpm	12900	12800	12600	12700	12700	12700
3_ No load current	mA	102	75	48.9	37.4	25	18.7
4_ Nominal speed	rpm	10900	10800	10600	10600	10700	10700
5_ Nominal torque	mNm	11.3	11.4	11.4	11.1	11.3	11.3
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.81	1.35	0.884	0.657	0.445	0.335
7_ Stall torque	mNm	73.8	73.9	72.2	73.2	73.9	73.8
8_ Stall current	A	11.2	8.30	5.33	4.11	2.77	2.07
9_ Max. efficiency	%	82	82	82	81	82	82
10_ Terminal resistance	Ω	0.802	1.45	3.38	5.84	13.0	23.2
11_ Terminal inductance	mH	0.045	0.082	0.191	0.329	0.740	1.320
12_ Torque constant	mNm/A	6.58	8.90	13.5	17.8	26.7	35.6
13_ Speed constant	rpm/V	1450	1070	705	536	358	268
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	177	174	176	176	174	174
15_ Mechanical time constant	ms	4.94	4.90	4.88	5.07	5.00	4.97
16_ Rotor inertia	gcm ²	2.67	2.68	2.65	2.75	2.74	2.72

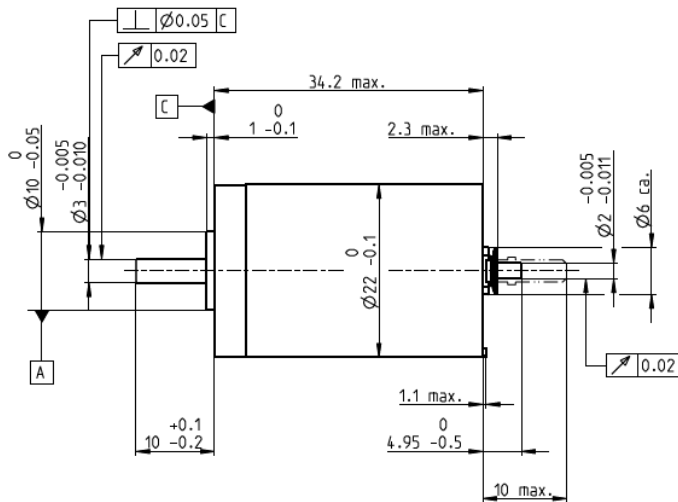
Fig. 41. Cuarto modelo de Maxon: DCS19S (escobillas de grafito). [36]

Este cuarto modelo tiene:

- Una velocidad nominal de 10900 rpm a 9 V.
- Un consumo de intensidad de 1,81 A en operación continua.
- Un diámetro de 19 mm, y un tamaño de 44.2 mm aprox. Incluyendo el husillo.

- DCX22S 6/10W, 7160 rpm

DCX 22 S $\varnothing 22$ mm, precious metal brushes, DC motor



Motor Data		6	12	18	24	36	48
1_ Nominal voltage	V	6	12	18	24	36	48
2_ No load speed	rpm	6200	6200	6110	6340	6550	5890
3_ No load current	mA	39.2	19.6	12.8	10.1	7.09	4.55
4_ Nominal speed	rpm	4960	4670	4560	4700	4940	4240
5_ Nominal torque	mNm	10.7	14.7	14.5	13.6	13.8	13.6
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.20	0.817	0.531	0.388	0.272	0.180
7_ Stall torque	mNm	53.7	59.7	57.5	52.7	56.5	48.6
8_ Stall current	A	5.85	3.25	2.06	1.47	1.08	0.63
9_ Max. efficiency	%	84	85	85	84	85	84
10_ Terminal resistance	Ω	1.02	3.69	8.75	16.3	33.3	76.2
11_ Terminal inductance	mH	0.058	0.231	0.535	0.881	1.86	4.08
12_ Torque constant	mNm/A	9.18	18.4	28.0	35.9	52.2	77.2
13_ Speed constant	rpm/V	1040	520	342	266	183	124
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	116	104	107	121	117	122
15_ Mechanical time constant	ms	6.14	6.07	6.09	5.93	6.15	6.19
16_ Rotor inertia	gcm ²	5.05	5.55	5.44	4.67	5.03	4.84

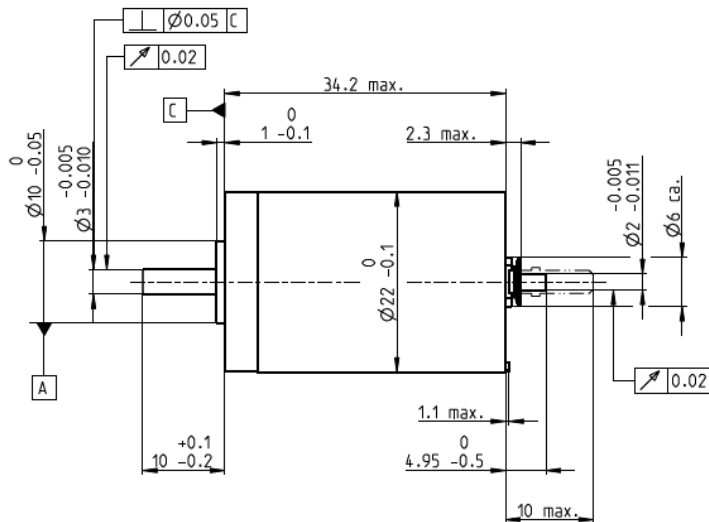
Fig. 42. Quinto modelo de Maxon: DCX22S (escobillas de metal precioso). [36]

Este quinto modelo tiene:

- Una velocidad nominal de 4960 rpm a 6 V.
- Un consumo de intensidad de 1,20 A en operación continua.
- Un diámetro de 22 mm, y un tamaño de 44.2 mm aprox. Incluyendo el husillo.

- DCX22S 14/24 W, 18 000 rpm

DCX 22 S $\varnothing 22$ mm, graphite brushes, DC motor



Motor Data		6	12	18	24	36	48
1_ Nominal voltage	V	6	12	18	24	36	48
2_ No load speed	rpm	11400	12400	12400	12400	12200	12700
3_ No load current	mA	126	71.7	47.8	35.9	23.4	18.5
4_ Nominal speed	rpm	9700	10700	10800	10800	10500	10900
5_ Nominal torque	mNm	14.4	14.6	14.9	15.3	14.8	14.0
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	3.00	1.65	1.12	0.869	0.552	0.406
7_ Stall torque	mNm	101	108	112	120	113	104
8_ Stall current	A	20.2	11.8	8.15	6.51	4.03	2.90
9_ Max. efficiency	%	85	85	85	86	85	84
10_ Terminal resistance	Ω	0.297	1.02	2.21	3.69	8.94	16.6
11_ Terminal inductance	mH	0.017	0.058	0.130	0.231	0.535	0.881
12_ Torque constant	mNm/A	5.01	9.18	13.8	18.4	28.0	35.9
13_ Speed constant	rpm/V	1910	1040	693	520	342	266
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	113	116	111	104	109	123
15_ Mechanical time constant	ms	6.23	6.12	6.08	6.07	6.22	6.01
16_ Rotor inertia	gcm ²	5.27	5.05	5.22	5.55	5.44	4.67

Fig. 43. Sexto modelo de Maxon: DCX22S (escobillas de grafito). [36]

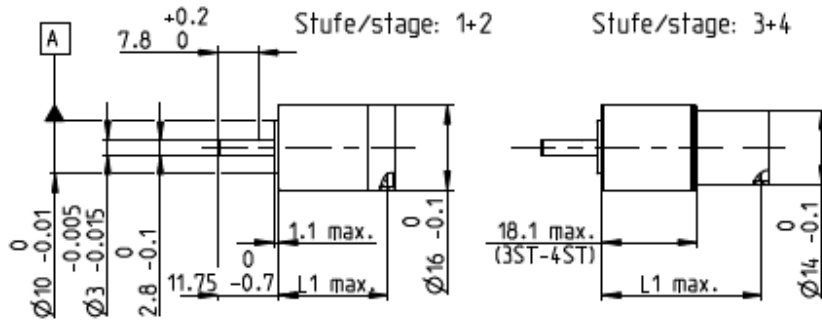
Este sexto modelo tiene:

- Una velocidad nominal de 9700 rpm a 6 V.
- Un consumo de intensidad de 3 A en operación continua.
- Un diámetro de 22 mm, y un tamaño de 44.2 mm aprox. Incluyendo el husillo.

Ahora que ya hemos presentado los posibles modelos de motores, procederemos a presentar los modelos de reductoras compatibles:

• **GPX16 (versión estándar y cerámica)**

GPX 16 Ø16 mm, planetary gearhead



Specifications		A Standard Version				C Ceramic Version			
		1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages		1	2	3	4	1	2	3	4
Max. transmittable continuous power	W	6.5	3.2	1.6	0.60	7.8	3.8	1.9	0.7
Max. transmittable intermittent power	W	8.0	4.0	2.0	0.75	10.0	5.0	2.5	1.0
Max. continuous torque	Nm	0.20	0.25	0.35	0.45	0.27	0.33	0.47	0.60
Max. intermittent torque	Nm	0.25	0.35	0.45	0.55	0.33	0.42	0.58	0.75
Max. continuous input speed	rpm	12 000	14 000	16 000	16 000	12 000	14 000	16 000	16 000
Max. intermittent input speed	rpm	15 000	17 500	20 000	20 000	15 000	17 500	20 000	20 000
Max. efficiency	%	90	80	75	65	90	80	75	65
Average backlash no load	°	1.0	1.2	1.3	1.4	1.0	1.2	1.3	1.4
Max. axial load (dynamic)	N	20	20	20	20	20	20	20	20
Max. radial load, 5 mm from flange	N	30	45	70	70	30	45	70	70
Gearhead length L1 ¹	mm	15.8	20.7	25.7	30.6	15.8	20.7	25.7	30.6
Weight	g	20	25	27	31	20	25	27	31

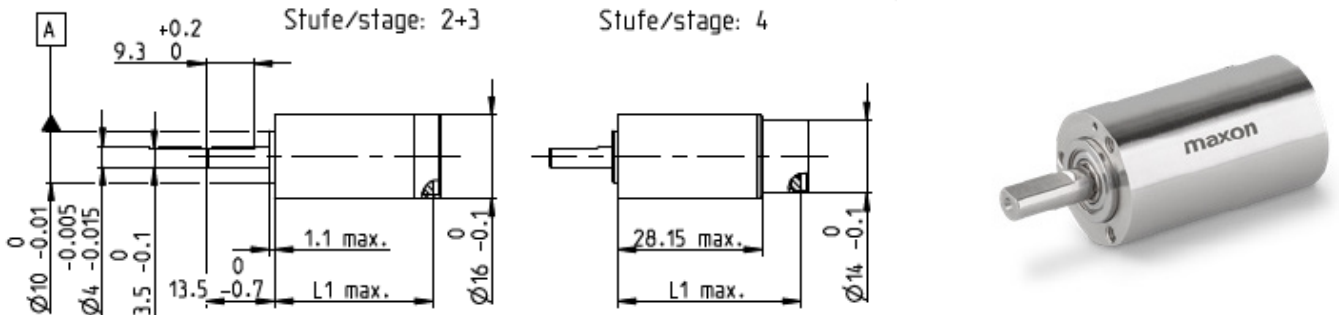
Configuration		A Standard Version				C Ceramic Version			
		1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages		1	2	3	4	1	2	3	4
Reduction	X:1	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)									

Fig. 44. Primera reductora Maxon: GPX16 (modelo estándar y cerámico). [36]

El dato que nos interesa de esta tabla de datos es el máximo par continuo que puede soportar el conjunto motor-reductora. En este caso, ese dato es:

- En la versión estándar: 0.2 Nm con 1 etapa, 0.25 con 2 etapas, 0.35 con 3 etapas, y 0.45 con 4 etapas.
- En la versión cerámica: 0.27 Nm con 1 etapa, 0.33 con 2 etapas, 0.47 con 3 etapas, y 0.60 con 4 etapas.

- GPX16 (versión *High Power*)



Specifications		HP High Power		
		2	3	4
Number of stages		2	3	4
Max. transmittable power (continuous)	W	8.0	4.0	1.5
Max. transmittable power (intermittent)	W	10.0	4.4	1.5
Max. continuous torque	Nm	0.55	0.80	0.90
Max. intermittent torque	Nm	0.70	1.00	1.10
Max. continuous input speed	rpm	12000	14000	16000
Max. intermittent input speed	rpm	15000	17500	20000
Max. efficiency	%	75	65	55
Average backlash no load	°	1.2	1.3	1.4
Max. axial load (dynamic)	N	30	30	30
Max. radial load, 5 mm from flange	N	80	90	90
Gearhead length L1 ¹	mm	25.9	30.9	35.7
Weight	g	31	35	39

Configuration		HP High Power		
		2	3	4
Number of stages		2	3	4
Reduction	X:1	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)				

Fig. 45. Modelo High Power de la reductora Maxon GPX16. [36]

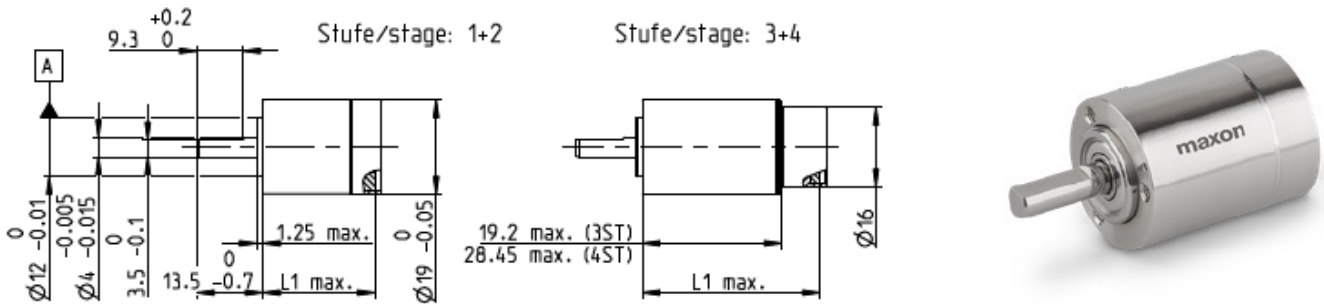
En la versión *High Power*: 0.55 Nm con 2 etapas, 0.80 con 3 etapas, y 0.90 con 4 etapas.

Estos tres modelos de reductora son compatibles con los modelos de motor DCX16S.

Pasaremos a la siguiente gama de reductoras

- GPX19 (versión estándar y cerámica)

GPX 19 $\varnothing 19$ mm, planetary gearhead



Specifications		A Standard Version				C Ceramic Version			
		1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages		1	2	3	4	1	2	3	4
Max. transmittable continuous power	W	13.0	6.5	3.2	0.9	15.5	7.8	3.9	1.0
Max. transmittable intermittent power	W	16.2	8.1	4.1	1.1	19.4	9.7	4.9	1.3
Max. continuous torque	Nm	0.35	0.45	0.65	0.80	0.47	0.60	0.86	1.05
Max. intermittent torque	Nm	0.45	0.55	0.80	1.00	0.60	0.75	1.10	1.30
Max. continuous input speed	rpm	10000	12000	14000	14000	10000	12000	14000	14000
Max. intermittent input speed	rpm	12500	15000	17500	17500	12500	15000	17500	17500
Max. efficiency	%	90	80	75	65	90	80	75	65
Average backlash no load	°	0.9	1.15	1.25	1.35	0.9	1.15	1.25	1.35
Max. axial load (dynamic)	N	40	40	40	40	40	40	40	40
Max. radial load, 5 mm from flange	N	50	80	90	90	50	80	90	90
Gearhead length L1 ¹	mm	16.7	22.9	27.0	36.2	16.7	22.9	27.0	36.2
Weight	g	30	40	43	55	30	40	43	55

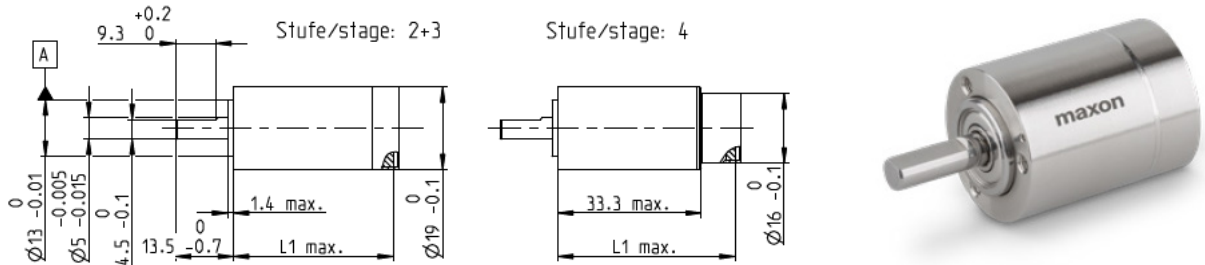
Configuration		A Standard Version				C Ceramic Version			
		1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages		1	2	3	4	1	2	3	4
Reduction	X:1	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)									

Fig. 46. Segunda reductora Maxon: GPX19 (modelos estándar y cerámico). [36]

En este caso, al tener una reductora de mayor diámetro que la anterior (19 mm), tendremos unos valores de par motor algo superiores, como ya empezamos a ver en estos nuevos modelos:

- En la versión estándar: 0.35 Nm con 1 etapa, 0.45 con 2 etapas, 0.65 con 3 etapas, y 0.80 con 4 etapas.
- En la versión cerámica: 0.35 Nm con 1 etapa, 0.45 con 2 etapas, 0.65 con 3 etapas, y 0.80 con 4 etapas.

• **GPX19 (versión High Power)**



Specifications	HP High Power			
		2	3	4
Number of stages		2	3	4
Max. transmittable power (continuous)	W	15.0	7.0	2.0
Max. transmittable power (intermittent)	W	19.0	9.0	3.0
Max. continuous torque	Nm	0.90	1.60	2.00
Max. intermittent torque	Nm	1.15	2.00	2.50
Max. continuous input speed	rpm	10 000	12 000	14 000
Max. intermittent input speed	rpm	12 500	15 000	17 500
Max. efficiency	%	75	65	55
Average backlash no load	°	1.15	1.25	1.35
Max. axial load (dynamic)	N	40	40	40
Max. radial load, 5 mm from flange	N	100	120	120
Gearhead length L1 ¹	mm	30.8	37.0	41.0
Weight	g	51	61	63

Configuration	HP High Power			
		2	3	4
Number of stages		2	3	4
Reduction	X:1	16, 21, 26, 28, 35	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)				

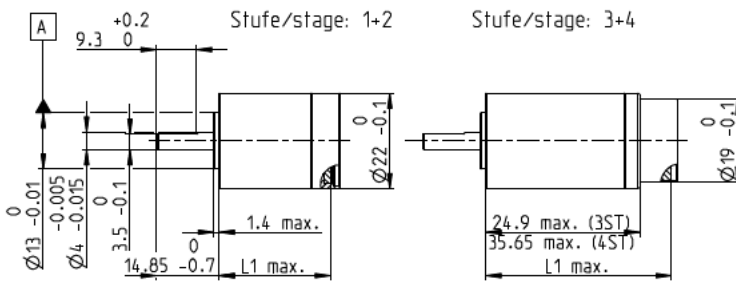
Fig. 47. Modelo High Power de la reductora GPX19. [36]

En la versión High Power: 0.90 Nm con 2 etapas, 1.60 con 3 etapas, y 2.0 con 4 etapas.

Los modelos GPX19 son compatibles con la gama de motores DCX19.

Pasemos a los últimos modelos de reductora que podremos acoplar a nuestros motores Maxon:

• **GPX22 (versión estándar y cerámica)**



Specifications	A Standard Version				C Ceramic Version			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages	1	2	3	4	1	2	3	4
Max. transmittable power (continuous)	W 24.0	12.0	6.0	1.6	30.0	15.0	7.0	2.0
Max. transmittable power (intermittent)	W 30.0	15.0	7.5	2.0	38.0	19.0	9.0	2.5
Max. continuous torque	Nm 0.50	0.70	1.20	1.50	0.70	0.90	1.60	2.00
Max. intermittent torque	Nm 0.60	0.90	1.50	1.90	0.80	1.20	2.00	2.50
Max. continuous input speed	rpm 8000	10000	12000	12000	8000	10000	12000	12000
Max. intermittent input speed	rpm 10000	12500	15000	15000	10000	12500	15000	15000
Max. efficiency	% 90	81	74	66	90	81	74	66
Average backlash no load	° 0.85	1.05	1.2	1.35	0.85	1.05	1.2	1.35
Max. axial load (dynamic)	N 40	40	40	40	40	40	40	40
Max. radial load, 10 mm from flange	N 65	100	120	120	65	100	120	120
Gearhead length L1 ¹	mm 19.9	26.4	32.2	43.0	19.9	26.4	32.2	43.0
Weight	g 45	58	67	89	45	58	67	89

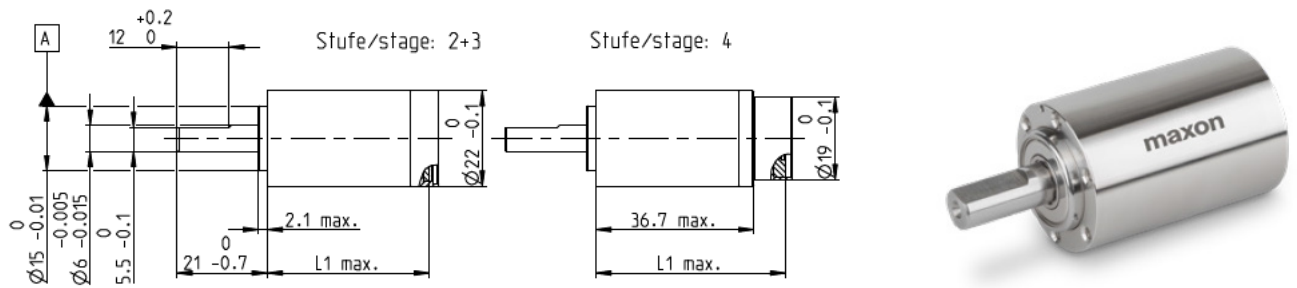
Configuration	A Standard Version				C Ceramic Version			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Number of stages	1	2	3	4	1	2	3	4
Reduction	X:1 3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)								

Fig. 48. Tercera reductora Maxon: GPX22 (modelos estándar y cerámico). [36]

Pasamos a la última gama de reductoras que tendremos en consideración para los motores elegidos. Al ser esta la de mayor diámetro, tendremos los mayores valores de par motor alcanzado, pero a costa de aumentar el peso y el tamaño.

- En la versión estándar: 0.50 Nm con 1 etapa, 0.70 con 2 etapas, 1.20 con 3 etapas, y 1.50 con 4 etapas.
- En la versión cerámica: 0.80 Nm con 1 etapa, 1.20 con 2 etapas, 2.00 con 3 etapas, y 2.50 con 4 etapas.

• **GPX22 (versión High Power)**



Specifications		HP High Power		
Number of stages		2	3	4
Max. transmittable power (continuous)	W	30.0	15.0	8.0
Max. transmittable power (intermittent)	W	40.0	20.0	10.0
Max. continuous torque	Nm	2.40	3.30	3.70
Max. intermittent torque	Nm	3.00	3.80	4.20
Max. continuous input speed	rpm	8000	10 000	12 000
Max. intermittent input speed	rpm	10 000	12 500	15 000
Max. efficiency	%	75	65	55
Average backlash no load	°	1.05	1.2	1.35
Max. axial load (dynamic)	N	80	80	80
Max. radial load, 10 mm from flange	N	145	150	150
Gearhead length L1 ¹	mm	31.7	38.2	44.0
Weight	g	73	86	95

Configuration		HP High Power		
Number of stages		2	3	4
Reduction	X:1	16, 21, 26, 28,	62, 83, 103,	243, 326, 406,
Absolute reduction: (see online)		35, 44	111, 138, 150, 172, 186, 231	439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526

Fig. 49. Modelo High Power de la reductora Maxon DCX22. [36]

En la versión High Power: 2.40 Nm con 2 etapas, 3.30 con 3 etapas, y 3.70 con 4 etapas.

Y, por último, esta gama de reductoras sería compatibles con la gama de motores DCX22S.

Ahora, mediante una serie de tablas, podremos establecer la comparación entre las posibles combinaciones de las que podemos disponer. Se comparará la velocidad nominal, el par alcanzado, la intensidad consumida, el tamaño y el peso. También se indicarán los cálculos necesarios para obtener algunos datos.

De forma resumida, las posibles combinaciones de motores y reductoras que tenemos se resumen en la siguiente tabla:

Motores	Reductoras
DCX16S Escobillas de grafito	GPX16 (versión estándar, cerámica y High Power)
DCX16S Escobillas de metal precioso	
DCX19S Escobillas de grafito	GPX19 (versión estándar, cerámica y High Power)
DCX19S Escobillas de metal precioso	
DCX22S Escobillas de grafito	GPX22 (versión estándar, cerámica y High Power)
DCX22S Escobillas de metal precioso	

Fig. 50. Tabla de combinaciones de Maxon.

A continuación, enumeraremos las ecuaciones que necesitamos para calcular algunos datos, como la intensidad que consumirá el motor en cada combinación.

1. Par realizado por el motor para par máximo de la reductora:

$$T_{m\acute{a}x_reduc} = T_m \cdot X \cdot \eta_{max} \rightarrow T_m = \frac{T_{m\acute{a}x_reduc}}{X \cdot \eta_{max}}$$

Siendo:

$T_{m\acute{a}x_reduc}$: Par máximo de la reductora.

T_m : Par realizado por el motor.

X : Relación de reducción (X:1).

η_{max} : Rendimiento máximo de la reductora.

2. Intensidad consumida por el motor en función del par realizado

$$I_m = \frac{T_m}{K_T}$$

Siendo:

I_m : Intensidad consumida por el motor.

K_T : Constante de par del motor.

3. Velocidad realizada por el conjunto

$$n_{conj} = \frac{n_{no_load}}{X}$$

Siendo:

n_{conj} : velocidad del conjunto.

n_{no_load} : velocidad sin carga del motor. Este cálculo se realiza con este parámetro porque durante el movimiento de la mano el motor no tendrá que soportar ninguna carga.

Aplicando estas ecuaciones a las combinaciones motor – reductora que tenemos, obtenemos la intensidad que consumiría cada uno en función del par máximo que puede aguantar su correspondiente reductora.

DCX16S 6V Escobillas de metal precioso	GPX16 versión estándar y cerámica
--	-----------------------------------

Realizaremos el cálculo con la primera combinación a modo de ejemplo:

De la figura 36 y de la figura 42, obtenemos los siguientes datos:

- Para el motor:
 - $K_T = 8,53 \frac{mNm}{A}$
 - Torque nominal: $T_{nom} = 5,36 mNm$
 - Velocidad nominal: $n_{nom} = 6610 rpm$

- Para la reductora:
 - $T_{máxreduc} = 0.45 Nm$
 - $X = 243:1$ (versión estándar)
 - $\eta_{max} = 65\%$

 - $T_{máxreduc} = 0.60 Nm$
 - $X = 406:1$ (versión cerámica)
 - $\eta_{max} = 65\%$

Sustituyendo en las ecuaciones previas:

$$T_m = \frac{0.45 Nm}{243 \cdot 0.65} = 2.85 mNm$$

En combinación con la reductora GPX16 versión estándar con relación de reducción 243:1, el motor tendría que realizar como máximo 2,85 mNm.

Ahora veamos la intensidad que consumiría. Sustituyendo en la segunda ecuación:

$$I_m = \frac{2,85 mNm}{8,53 mNm/A} = 0,33 A$$

Y

, además, podemos comprobar que este valor es menor que la máxima intensidad que consume en operación continua: 0.65 A.

Y en cuanto a la velocidad que realizaría el conjunto:

$$n_{conj} = \frac{6610 rpm}{243} = 27.202 rpm$$

Cabe señalar que la controladora es quien se va encargar de que se cumplan estas restricciones, ya que, si se aporta más intensidad al motor, el par realizado por la reductora sería mayor que su valor máximo, lo que podría reducir su vida útil, o incluso dañarla.

Si aplicamos nuestros requisitos a las combinaciones mencionadas anteriormente, vemos que algunas pueden descartarse debido a que no alcanzan el parámetro del par motor a primera vista, por lo que no resulta necesario calcular los demás datos de esas combinaciones.

Las versiones de las reductoras que son descartadas debido a esto se muestran a continuación, junto con las gráficas que muestran la limitación de su par motor dependiendo de las etapas que tenga.

GPX 16 \varnothing 16 mm, planetary gearhead

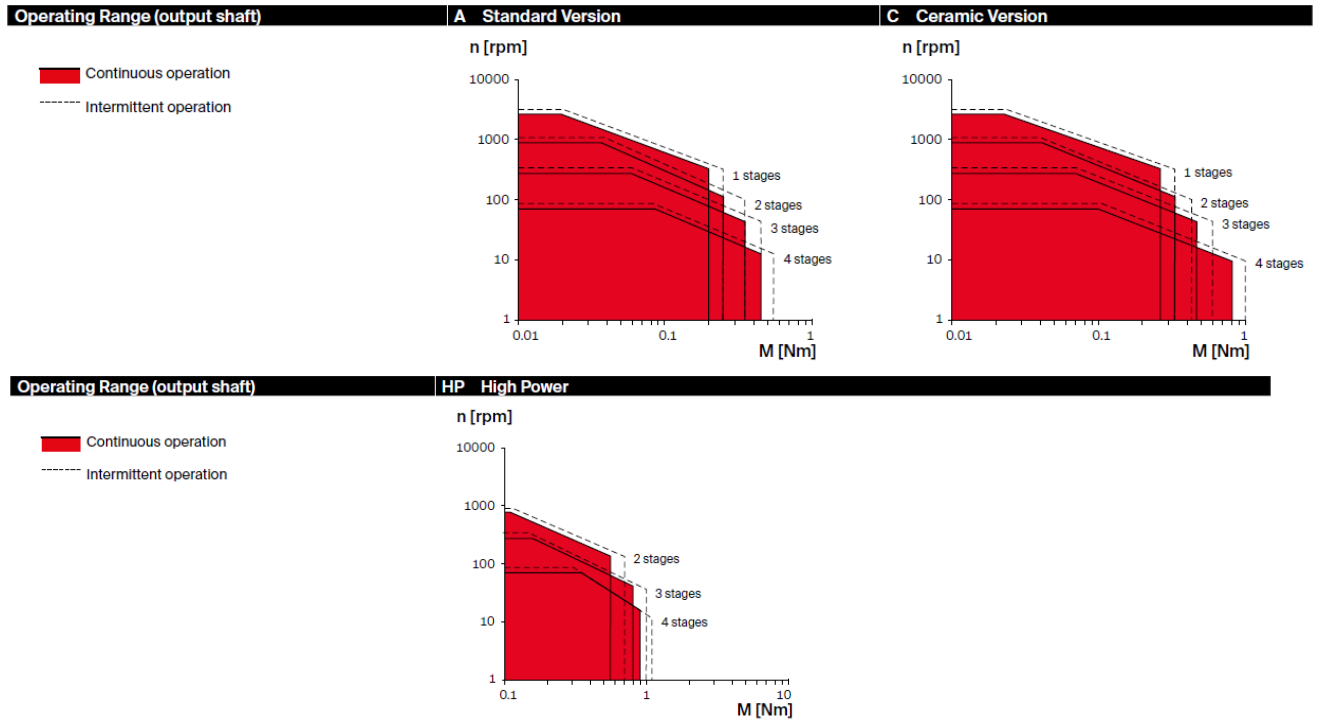


Fig. 51. Primera reductora descartada: GPX16. [36]

GPX 19 \varnothing 19 mm, planetary gearhead

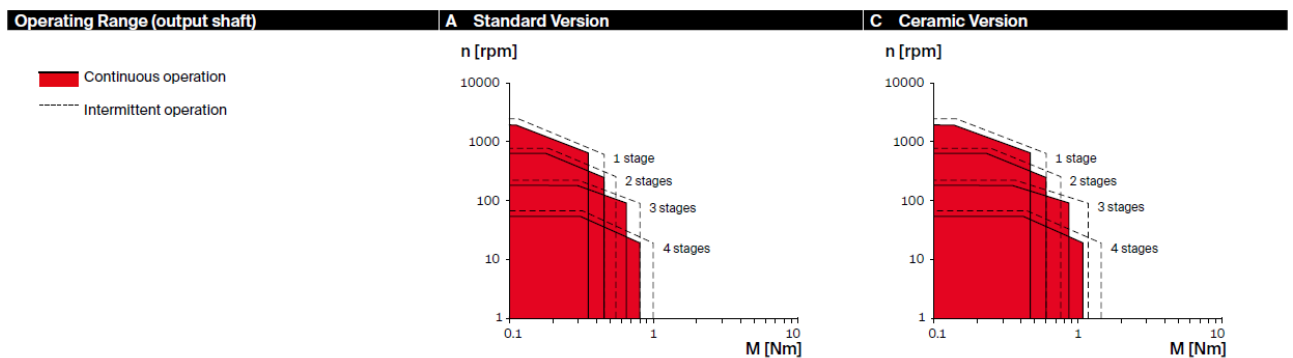


Fig. 52. Segunda reductora descartada: GPX19 (sólo versión estándar y cerámica). [36]

GPX 22 Ø22 mm, planetary gearhead

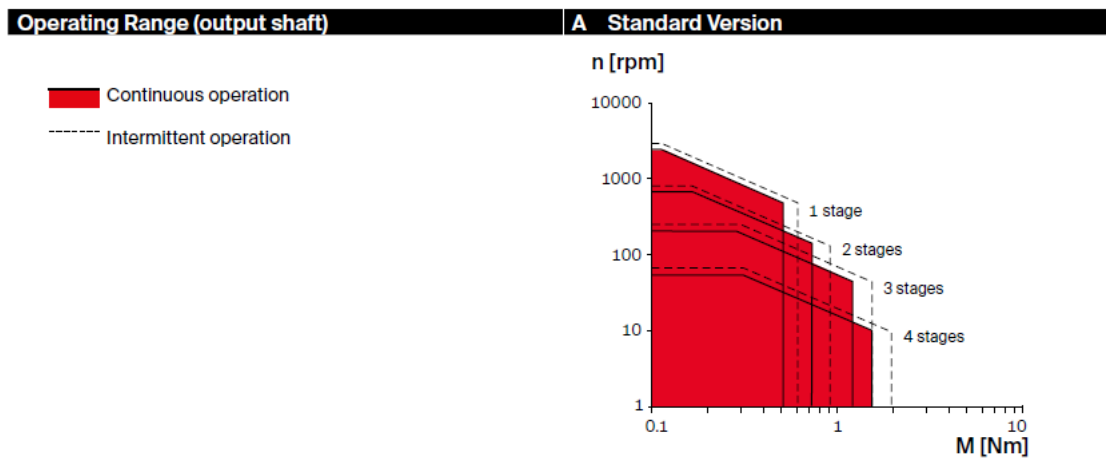


Fig. 53. Tercera reductora descartada: GPX22 (versión estándar). [36]

A partir de la versión *High Power* de la reductora GPX19, el par motor entra dentro de nuestros requerimientos.

Dicho esto, se irán calculando los parámetros de las diferentes combinaciones, los cuales se recogerán en las tablas siguientes:

- **Combinaciones DCX19S**

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x_{reduc}}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 19S EB (4.5 V) + GPX19 HP	243:1	2.274	26.5	2.00	75.2	113
	406:1	1.361	15.86			
	679:1	0.814	9.48			
	913:1	0.605	7.05			
	1526:1	0.362	4.22			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x_{reduc}}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 19S EB (6 V) + GPX19 HP	243:1	1.680	26.13	2.00	75.2	113
	406:1	0.931	14.46			
	679:1	0.602	9.35			
	913:1	0.448	6.96			
	1526:1	0.268	4.96			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x_{reduc}}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 19S EB (9 V) + GPX19 HP	243:1	1.110	25.76	2.00	75.2	113
	406:1	0.663	15.42			
	679:1	0.397	9.22			
	913:1	0.295	6.86			
	1526:1	0.177	4.10			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x_{reduc}}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 19S GB (9 V) + GPX19 HP	243:1	2.274	53.09	2.00	75.2	113
	406:1	1.361	31.77			
	679:1	0.814	19.00			
	913:1	0.605	14.13			
	1526:1	0.362	8.45			

Las diferentes opciones de reducción están marcadas por colores. El sombreado rojo indica que la intensidad que consumiría el motor para alcanzar el par máximo de la reductora supera el límite en operación continua, por lo que no nos serviría. Por el contrario, el verde indica que entra dentro del límite.

Ahora procederemos con las siguientes combinaciones.

- **Combinaciones DCX22S**

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S EB (6 V) + GPX22 Ceramic	243:1	1.282	24.16	(2.00)	90.2	184
	406:1	0.767	14.46			
	679:1	0.459	8.65			
	913:1	0.341	6.43			
	1526:1	0.204	3.85			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S GB (6 V) + GPX22 Ceramic	243:1	2.489	46.91	(2.00)	77.2	155
	406:1	1.490	28.08			
	679:1	0.891	17.79			
	913:1	0.663	12.49			
	1526:1	0.396	7.47			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S EB (9 V) + GPX22 Ceramic	243:1	0.854	24.16	(2.00)	90.2	184
	406:1	0.511	14.46			
	679:1	0.306	8.65			
	913:1	0.227	6.43			
	1526:1	0.136	3.85			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S GB (6 V) + GPX22 HP	243:1	3.00	46.91	(2.00)	78.2	129.2
	406:1	1.788	28.08			
	679:1	1.069	17.79			
	913:1	0.795	12.49			
	1526:1	0.476	7.47			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S EB (9 V) + GPX22 HP	243:1	1.025	24.16	(2.00)	91.2	190
	406:1	0.613	14.46			
	679:1	0.367	8.65			
	913:1	0.272	6.43			
	1526:1	0.163	3.85			

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{m\acute{a}x}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 22S EB (6 V) + GPX22 HP	243:1	1.538	24.16	(2.00)	91.2	190
	406:1	0.921	14.46			
	679:1	0.550	8.65			
	913:1	0.409	6.43			
	1526:1	0.245	3.85			

Los valores del par que se encuentran entre paréntesis significa que, aunque el conjunto es capaz de realizar más par motor, los cálculos se han realizado con este valor, ya que es el que se ha elegido como cercano al máximo teórico que ha de alcanzar el motor operando en la mano.

Ahora que hemos reunido las características de todas las combinaciones posibles, podemos empezar a seleccionar los conjuntos que mejor balance de prestaciones tengan.

El primer paso es establecer el ajuste de las diferentes combinaciones a los parámetros escogidos:

- **En cuanto a la velocidad**, se puede ver que, en el caso de los motores EB (escobillas de metal precioso), las reductoras con relación de 679:1 o más no alcanzan el parámetro de velocidad impuesto para la mano (en torno a 14 rpm), por lo que esas combinaciones quedan descartadas. En el caso de los motores GB (escobillas de grafito), esto sucede a partir de la relación 913:1 (exceptuando el DCX19S GB a 9V, que todavía alcanza los 14 rpm).
- **En cuanto a la intensidad consumida**, lo primero que se puede observar es que, a igual relación de reducción, los motores GB consumen más intensidad que los EB, ya que alcanzan más velocidad de rotación. Por tanto, entre las combinaciones que alcancen el parámetro de la velocidad, las que consuman mayor intensidad serán descartadas.
- **En cuanto al tamaño y peso**, las combinaciones de 22 mm de diámetro medirán más y serán más pesadas que las combinaciones de 19 mm, por lo que, si hay algunas de éstas que cumplan los parámetros establecidos, serán elegidas frente a las de 22 mm.

Teniendo en cuenta estos puntos, las combinaciones candidatas son las siguientes:

- **DCX19S EB 6V + GPX19 HP (406:1)**
- **DCX19S EB 9V + GPX19 HP (406:1)**
- **DCX19S GB 9V + GPX19 HP (913:1)**

A igual tamaño y peso, se descartaría la primera combinación, dado que es la que más intensidad consume de las tres. Ahora bien, entre las dos finales, tendríamos que consultar las demás opciones de relación de reducción ofertadas en la GPX19 para llegar a una conclusión.

Configuration		HP High Power		
Number of stages		2	3	4
Reduction	X:1	16, 21, 26, 28, 35	62, 83, 103, 111, 138,150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Absolute reduction: (see online)				

Fig. 54. Opciones de relación de reducción para reductora GPX19 HP. [53]

Eligiéndose la relación de reducción 439:1, se obtiene la siguiente combinación:

Combinación	Reducción	I_m (A)	n_{conj} (rpm)	$T_{máx_{reduc}}$ (Nm)	Tamaño (mm)	Peso(g)
DCX 19S EB (9 V) + GPX19 HP	439:1	0.613	14.26	2.00	75.2	113

Encontramos que la intensidad es muy ligeramente mayor que la combinación DCX19S GB 9V + GPX19 HP (913:1), pero, a su vez, la velocidad alcanzada también es muy ligeramente mayor. Como se puede observar, las características son prácticamente similares.

Tampoco podemos guiarnos por el precio, ya que toda la gama de GPX19 HP tienen el mismo precio.








	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	406 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	439 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	546 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	590 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	679 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	734 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	794 : 1	2 Nm	€225,57
	Reductor planetario GPX 19 HP Ø19 mm, 4 etapas	19 mm	913 : 1	2 Nm	€225,57

Fig. 55. Coste de la gama de reductoras GPX19 HP. [32]

Así que, finalmente, elegiremos en función del precio del motor.

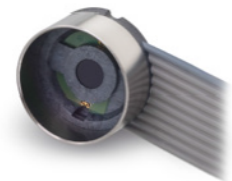
DCX 19 S Ø19 mm, escobillas de metal precioso, rodamientos a bolas	19 mm	5 W	9 V	6260 rpm	10.8 mNm	€157,89
DCX 19 S Ø19 mm, escobillas de grafito, rodamientos a bolas	19 mm	11 W	9 V	12900 rpm	11.3 mNm	€166,10

Fig. 56. Coste de los motores DCX19S (escobillas de metal precioso y de grafito). [32]

Se elegirá entonces la combinación: **DCX19S EB 9V + GPX19 HP (439:1)**.

Ya sólo quedaría elegir el *encoder*, que se encargará de la medición de vueltas que da el motor. En compatibilidad con este conjunto motor – reductora, se ha elegido este modelo debido a sus características:

ENX 16 EASY Encoder Ø16 mm, 1...1024 CPT



Key data	EASY incremental differential	
Number of channels	3	
Max. counts per turn	1024	
Encoder length L ²	mm	8.5
Ambient temperature	°C	-40 ... +100
Weight	g	7

Fig. 57. Encoder ENX16 EASY incremental. [36]

Este *encoder* es un encoder incremental, lo que significa que, a medida que el motor gire, el *encoder* va a generar una serie de pulsos. El número de pulsos por vuelta va a determinar una medida de velocidad o de posición.

Los *encoders* incrementales pueden ser unidireccionales (1 canal), o bidireccionales (2 canales). Estos últimos permiten conocer, además de las medidas habituales, el sentido de rotación del motor, gracias al desfase de 90° que existe entre ambos canales.

Las conexiones de las diferentes señales del *encoder* son las siguientes:

Specifications	EASY incremental differential	
Supply voltage Vcc	V	5 ±0.5
Typical current draw	mA	22
Max. operating frequency	kHz	1600
Max. Speed	rpm	30 000
Connector	10-pin 2.54 mm multipoint connector (IEC/EN 60603-13 / DIN41651)	
	Pin 1	Not connected
	Pin 2	V _{cc}
	Pin 3	GND
	Pin 4	Not connected
	Pin 5	Channel \bar{A}
	Pin 6	Channel A
	Pin 7	Channel \bar{B}
	Pin 8	Channel B
	Pin 9	Channel \bar{I}
	Pin 10	Channel I
	Output signal: EIA-Standard RS 422	
	Output current per channel: ± 20 mA	



Fig. 58. Conexiones y pinout del encoder ENX16 EASY. [36]

En nuestro caso, puede observarse que, además de los dos canales típicos (A y B), este *encoder* posee un tercer canal: I, o canal de salida 0. Es el canal encargado de establecer la referencia o el cero a la hora de comenzar la medición de la velocidad o posición, mediante la generación de un impulso a cada vuelta del eje.

En resumen, nuestra combinación final es la siguiente:

Unidad motriz configurada

Motor - DCX19S EB KL 9V
Reductor - GPX19HP 439:1
Sensor - ENX16 EASY 1024IMP

Número de artículo: B7E9326C3868 Número de revisión 1



B7E9326C3868

DCX19S EB+GPX19HP+ENX16EASY

479,28 €

Fig. 59. Combinación motor – reductora – encoder final. [32]

4.3 Elección de la controladora

Ahora que ya se ha seleccionado el conjunto motor que servirá como base motriz para nuestra prótesis, el siguiente paso es seleccionar el dispositivo encargado tanto de controlar y regular las constantes eléctricas y mecánicas de nuestro conjunto, para así evitar que pueda ser dañado de múltiples formas, como de establecer las mediciones de posición y velocidad en función de la señal recogida por el *encoder*.

Debido a que la principal causa de daño en los motores DC es la sobreintensidad (que produce la deformación de los bobinados del motor, aparte de la generación desmesurada de calor), la función más importante que ejecutará la controladora será la regulación de la corriente que consume el motor, tanto de forma continua, como de picos de corriente que puedan producirse durante el arranque.

Aparte, todas las controladoras de este tipo cuentan con un controlador PID cuya función es la de regular la señal de la planta (motor) en función del tipo de entrada (escalón, trapezoidal, sinusoidal, ...), el cual se configurará con el software correspondiente.

Otras prestaciones que pueden tener estas controladoras son: entradas y salidas de propósito general (digitales o analógicas), o módulos de comunicación para diferentes protocolos (CAN Open, EtherCAT, SPI, USB, ...).

Así pues, compararemos 3 modelos de 3 fabricantes distintos: Maxon, Ingenia, y Technosoft, los cuales forman la élite en la fabricación de este tipo de placas. Como ya dijimos en apartados anteriores, todos estos dispositivos van a funcionar como elementos **esclavos**, a la espera de órdenes procedentes de otro dispositivo, el cual se elegirá en apartados posteriores.

- **Módulo EPOS4 Compact de Maxon**

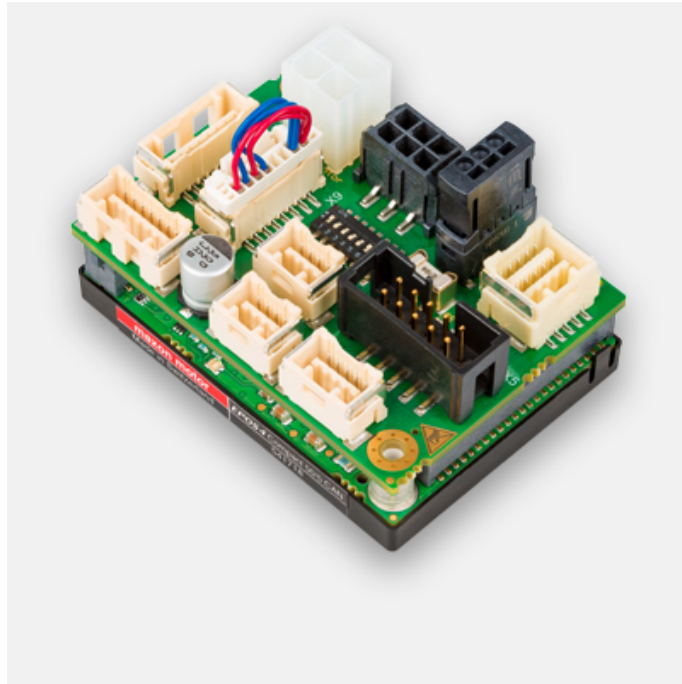


Fig. 60. EPOS 4 Compact 50/5 de Maxon. [36]

Este primer modelo posee un voltaje nominal de 10 a 50 V, además de proporcionar una intensidad de hasta 5 A. En cuanto a las prestaciones, se tienen las siguientes:

- 4 entradas y 2 salidas digitales.
- 2 entradas y una salida STO (*Safe Torque Off*).
- 2 entradas y 2 salidas analógicas, con una resolución de 12 bit.
- Entrada para *encoder* incremental digital de hasta 3 canales (nuestro caso).
- Entradas para *encoder* incremental analógico, *encoder* SSI absoluto
- Interfaz de comunicación para los siguientes protocolos:
 - USB 2.0 y 3.0
 - RS232 (Comunicación por puerto serie)
 - CAN Bus
 - EtherCAT
- Un peso de 57 gramos.
- Dimensiones 55.0 x 40.0 x 31.1 mm.
- Un precio de 536.93 €

- **Módulo IPOS-3602 de Technosoft**



Fig. 61. IPOS-3602 MX-CAN de Technosoft. [39]

Este segundo modelo que entrará en la comparación consiste en una controladora con un voltaje nominal de 7 a 36 V, proporcionando una intensidad de 2 A de forma continua, y 3.2 A de pico. Sus prestaciones son:

- 5 entradas y 3 salidas digitales.
- 1 entrada analógica, con una resolución de 12 bit.
- Entrada para *encoder* incremental digital de hasta 3 canales (nuestro caso).
- Entrada para *encoder* incremental analógico.
- Interfaz de comunicación para los siguientes protocolos:
 - RS232 (Comunicación por puerto serie)
 - CAN Bus
 - TMLCAN
- Un peso de 8 gramos.
- Dimensiones 50.0 x 26.4 x 13.1 mm (incluyendo la longitud de los pines).
- Un precio de 265 €.

- **Módulo Capitan XCR de Ingenia/Novanta**



Fig. 62. Capitan XCR CANOpen de Novanta Drives. [38]

Este tercer y último modelo de controladora posee un voltaje nominal de 8 a 60 V, y es capaz de suministrar una intensidad de hasta 10 A de forma continua y picos de hasta 20 A. Sus prestaciones son:

- 4 entradas y 4 salidas digitales.
- 2 entradas STO (*Safe Torque Off*).
- Entrada para *encoder* incremental digital de hasta 3 canales (nuestro caso).
- Entrada para *encoder* incremental analógico, *encoder SSI* absoluto.
- Interfaz de comunicación para los siguientes protocolos:
 - CAN Bus
 - EtherCAT
- Un peso de 31 gramos.
- Dimensiones 42.0 x 29.0 x 19.4 mm (incluyendo la longitud de los pines).
- Un precio de 598 €.

Teniendo en cuenta la intensidad nominal que va a consumir motor el motor elegido (0,829 A), su voltaje, y las entradas y salidas que se van a necesitar (2 digitales en un primer momento), el modelo que, en cuanto a prestaciones, y precio, se ajusta a nuestra aplicación, es el **IPOS-3602 MX-CAN**, de Technosoft.

4.4 Modelado e impresión 3D de la mano

4.4.1 Etapa de diseño

Ahora que ya se han escogido todos los componentes que se encargarán del movimiento y control eléctrico de la prótesis, se va a proceder con el diseño y el prototipado de la prótesis.

Como software de modelado, se va a utilizar el programa *Inventor 2022*, del grupo *Autodesk*. En cuanto al software de impresión (el cual se encargará de configurar la impresión en función de los parámetros que aportaremos), se utilizará el programa *Cura 3D*. Y, por último, para la impresión de las piezas, la impresora utilizada será la CR-10S, de la marca *Creality*.

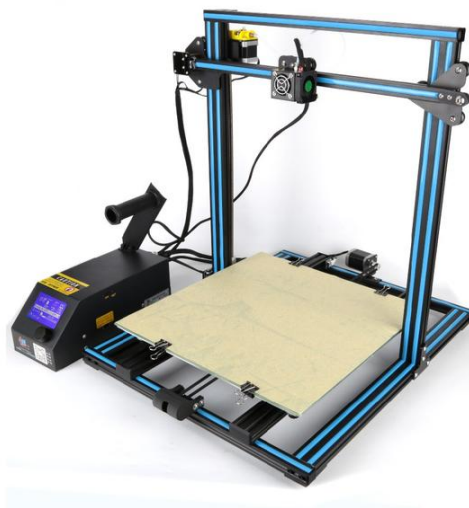


Fig. 63. Impresora CR-10S de Creality. [41]

Debido a los cálculos que se han obtenido usando los modelos realizados en *Working Model* mostrados en apartados anteriores, nuestro diseño va a basarse en ellos, de manera que se asemeje al diseño de la mano comercializada ElectroHand 2000.

Como ya se vio anteriormente, el mecanismo de giro de esta prótesis sigue el concepto de **cuadrilátero articulado**. Éste consiste en 4 puntos (de los cuales 2 están fijos, y 2 son móviles) unidos por 4 barras (de las cuales 3 pueden

moverse, y una está fija, debido a que es la que une los dos puntos fijos). A la hora del movimiento, los dos puntos fijos se comportan como rótulas.

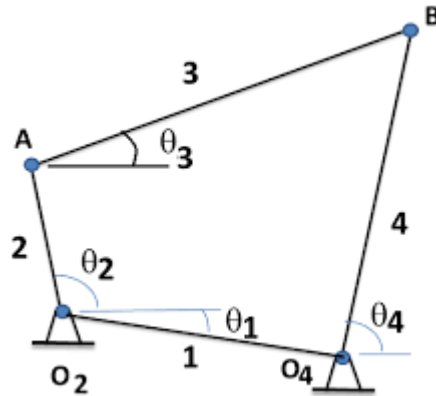


Fig. 64. Modelo de cuadrilátero articulado.

Los puntos A y B están libres, mientras que los puntos O2 y O4 constituyen rótulas fijas. La barra 1 está fija, mientras que la 2, la 3 y la 4 están móviles. [63]

Ahora se procederá a identificar en la prótesis los elementos de dicho modelo mecánico:

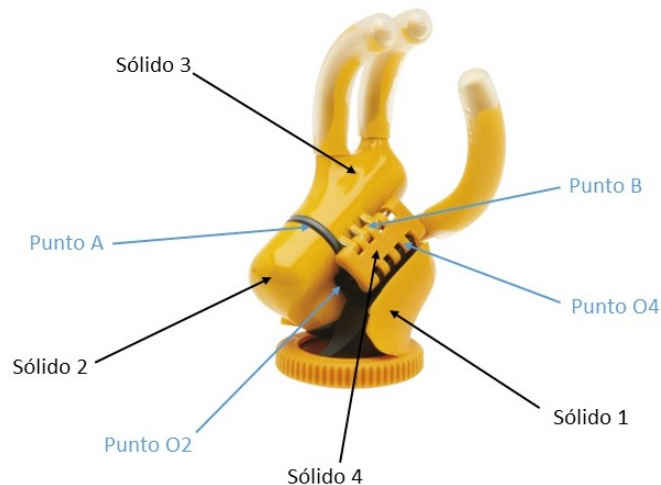


Fig. 65. Identificación de los elementos del cuadrilátero articulado de la figura 63 en la prótesis ElectroHand 2000. [9]

Así pues, después de identificar los elementos de la prótesis, se puede proceder a modelarlos.

Para ello, hemos dividido su construcción en 4 partes diferenciadas:

- Las piezas que se mantendrán fijas.
- El soporte donde irá el motor (y donde se encontrará el dedo pulgar).
- La pieza concéntrica con el soporte, que se moverá impulsada por el husillo del motor (donde se modelarán los dedos índice y medio en oposición con el motor).
- La junta de unión.

4.4.1.1 Piezas fijas

La parte fija de la prótesis consiste en dos piezas:

- La primera se encarga de unir la mano con el soporte del antebrazo para formar la prótesis, además de rodear parcialmente el dedo pulgar.

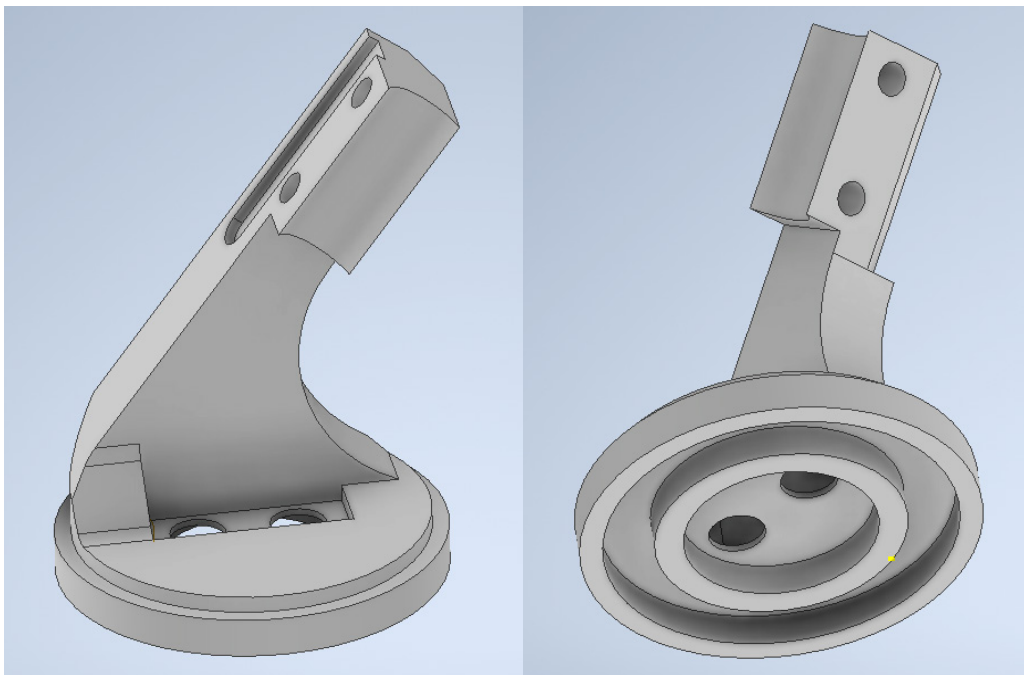


Fig. 66. Primera pieza del conjunto fijo: soporte.

- La segunda forma una envoltura cuando se fija a la primera pieza, para permitir el giro del dedo pulgar.

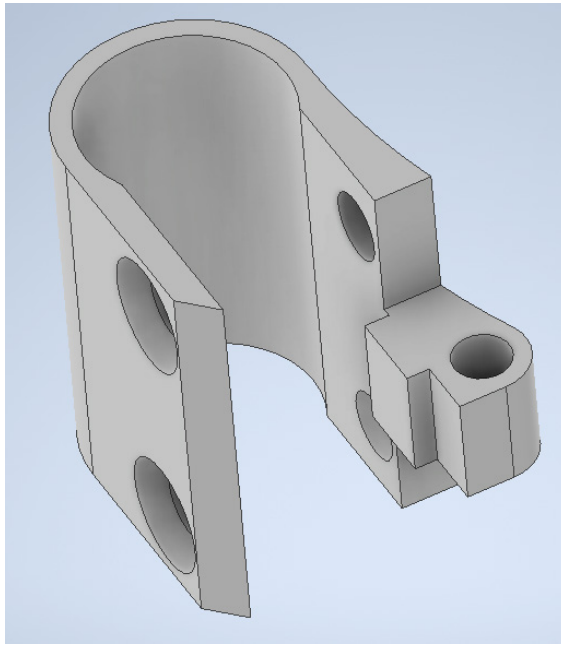


Fig. 67. Segunda pieza del conjunto fijo: envolvente.

Unidas, forman el siguiente conjunto:

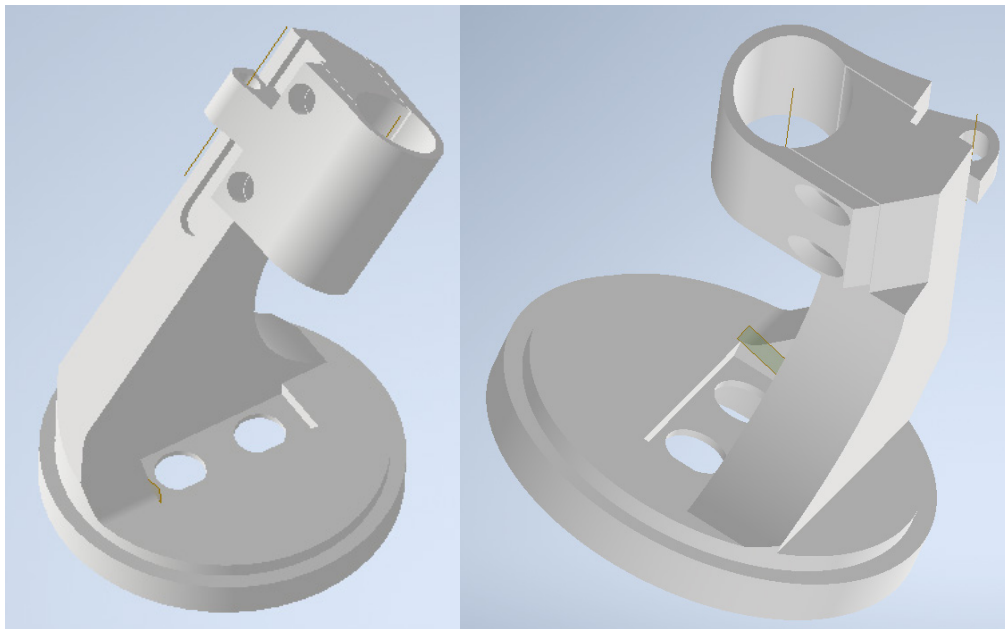


Fig. 68. Conjunto fijo.

Las dos piezas quedarán fijadas mediante tornillos gracias a los dos pasantes que poseen. Además, la segunda pieza (la envolvente) presenta otro pasante en el que se engarzará la junta de unión (que se mostrará a continuación).

4.4.1.2 Piezas móviles

Ahora empezaremos a modelar las partes móviles. Para enlazar con el conjunto fijo descrito anteriormente, empezaremos modelando la pieza que contendrá el dedo pulgar, y que servirá como soporte para el motor. Para ello, tendremos que tener en cuenta:

- El diámetro del conjunto motor (19 mm).
- El diámetro de la región del pulgar que se irá engarzada de forma concéntrica en el conjunto fijo.
- La refrigeración del motor.

Además de forma adicional, tendremos que modelar 6 agujeros pasantes en la parte superior, de forma que el conjunto quede fijado a la pieza, mediante unos tornillos de métrica 2, así como indica el catálogo de la reductora:

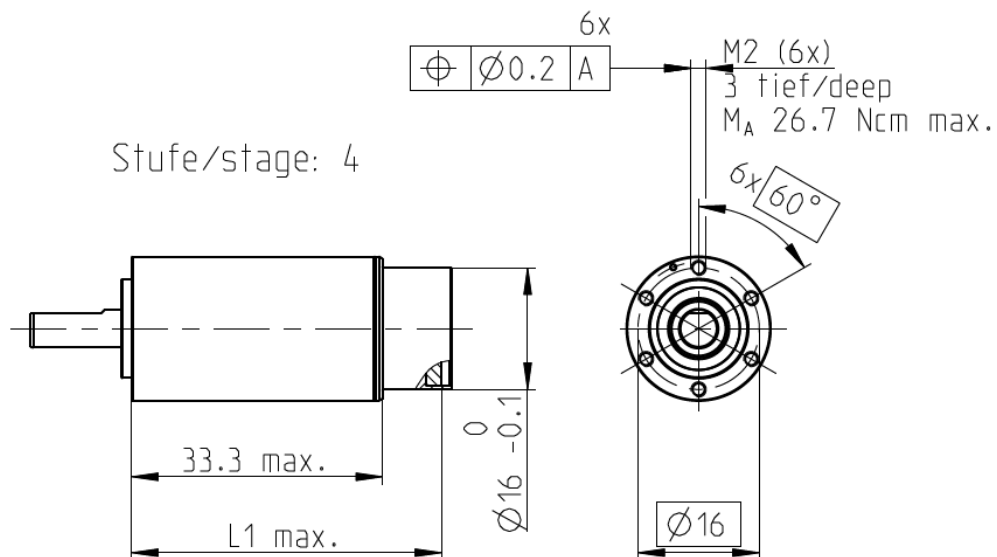


Fig. 69. Medida de los tornillos que fijarán la reductora a la pieza. [46]

Así pues, tenemos el siguiente resultado:

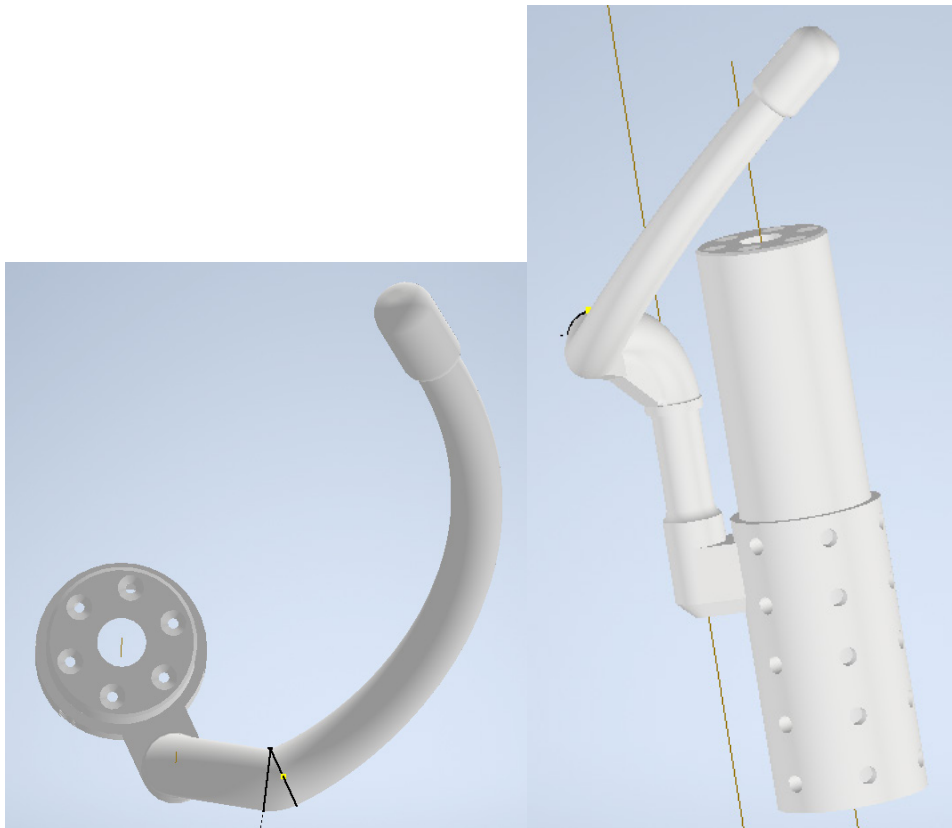


Fig. 70. Pulgar y soporte del motor.

Como se ha explicado antes, se han modelado los 6 agujeros pasantes para los tornillos de métrica 2 (fig. izquierda), el agujero central, que será donde pasará el husillo, y otra serie de agujeros que servirán para disipar el calor que genere la intensidad que consuma el motor.

Hay que tener en cuenta que el fabricante indica una temperatura máxima de operación segura. Sobrepasar dicho valor podría tener consecuencias, tales como la deformación de los bobinados del motor, o la disminución de algunas propiedades mecánicas. Para este modelo, lo que indica Maxon es:

21_ Ambient temperature ball bearings	°C	-40...+85
Ambient temperature sleeve bearings	°C	-30...+85
22_ Max. winding temperature	°C	100

Fig. 71. Temperaturas máximas del conjunto motor. [36]

Y, por último, se ha modelado el dedo pulgar para que vaya adjunto al soporte.

A continuación, se ha modelado la pieza que será movida por el husillo del motor, y que también contendrá los dedos índice y medio. Además, esta pieza incluirá un pequeño pasante externo, ideado para que la junta, antes mencionada, pueda unir la parte fija de la mano junto con esta pieza. De esta manera, el mecanismo del cuadrilátero articulado se habrá completado.

Empezaremos por la pieza que enganchará con el husillo del motor.

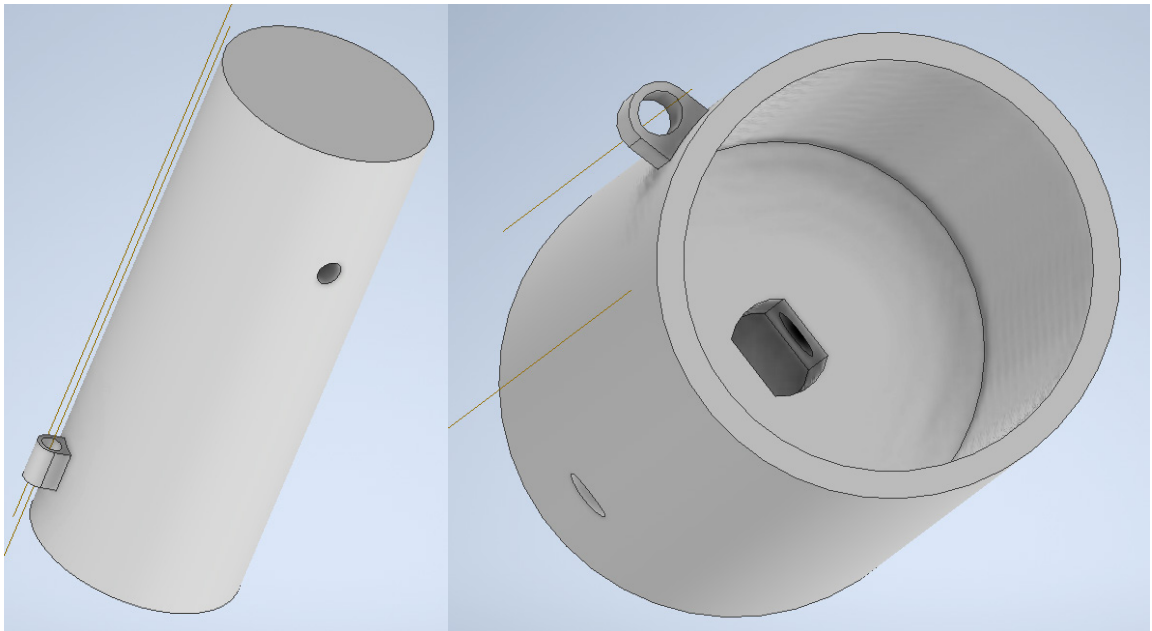


Fig. 72. Pieza movida por el husillo del motor.

Tal y como se puede apreciar, la pieza incluye el pasante externo para que la junta pueda unir esta pieza con la parte fija, como se mencionó antes. Además, en la imagen derecha puede verse el agujero por donde pasará el husillo, además de un pasante que atraviesa la pieza, por si se quiere incluir algún prisionero.

Ahora pasaremos al modelado de los dedos índice y medio. Los aspectos que se han de tener en cuenta son:

- La oposición que han de realizar al dedo pulgar para que se produzca el movimiento de agarre.
- El modelo realizado en *Working Model*, para que las simulaciones en cuanto a fuerza aplicada sean similares.

Comenzaremos con el índice.

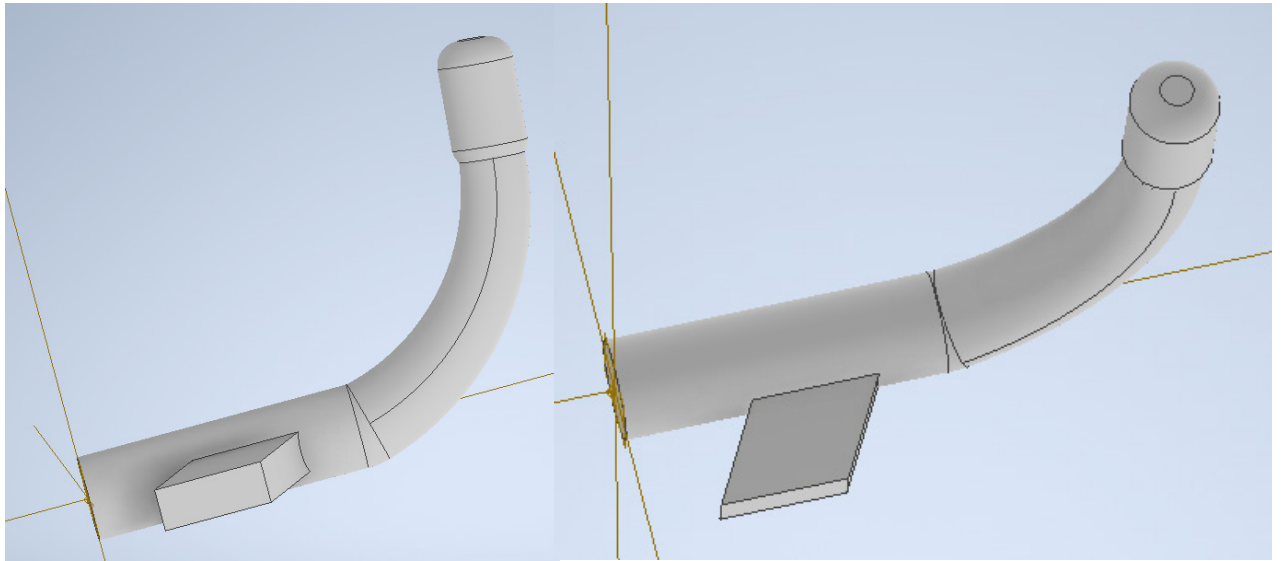


Fig. 73. Dedo índice.

El dedo quedará unido a la pieza anterior por su parte izquierda (la que permanece sin curvatura), además de incluir un pequeño soporte (derecha), que servirá para que los dos dedos (índice y medio), no se separen el uno del otro en el caso de que exista un poco de doblez.

Ahora pasaremos al dedo medio:

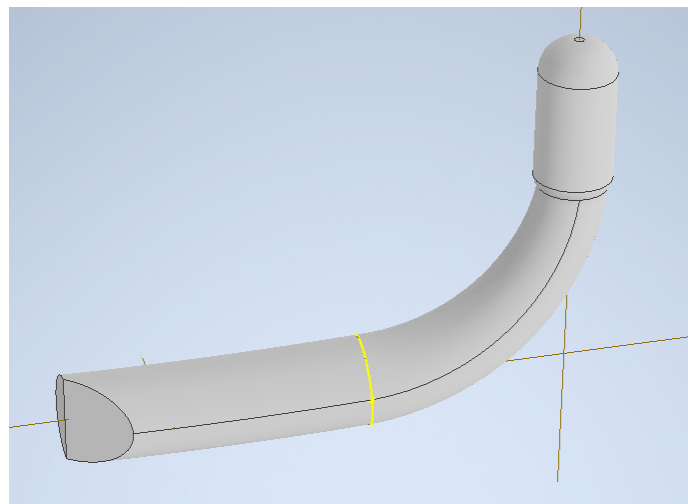


Fig. 74. Dedo medio.

Este dedo se ha modelado con un poco más de longitud que el índice, de tal manera que sus puntas finalicen a la misma distancia, y que el pulgar tenga un hueco entre los dos dedos a la hora de realizar el agarre.

Si unimos las 3 piezas de la manera descrita anteriormente, obtenemos:

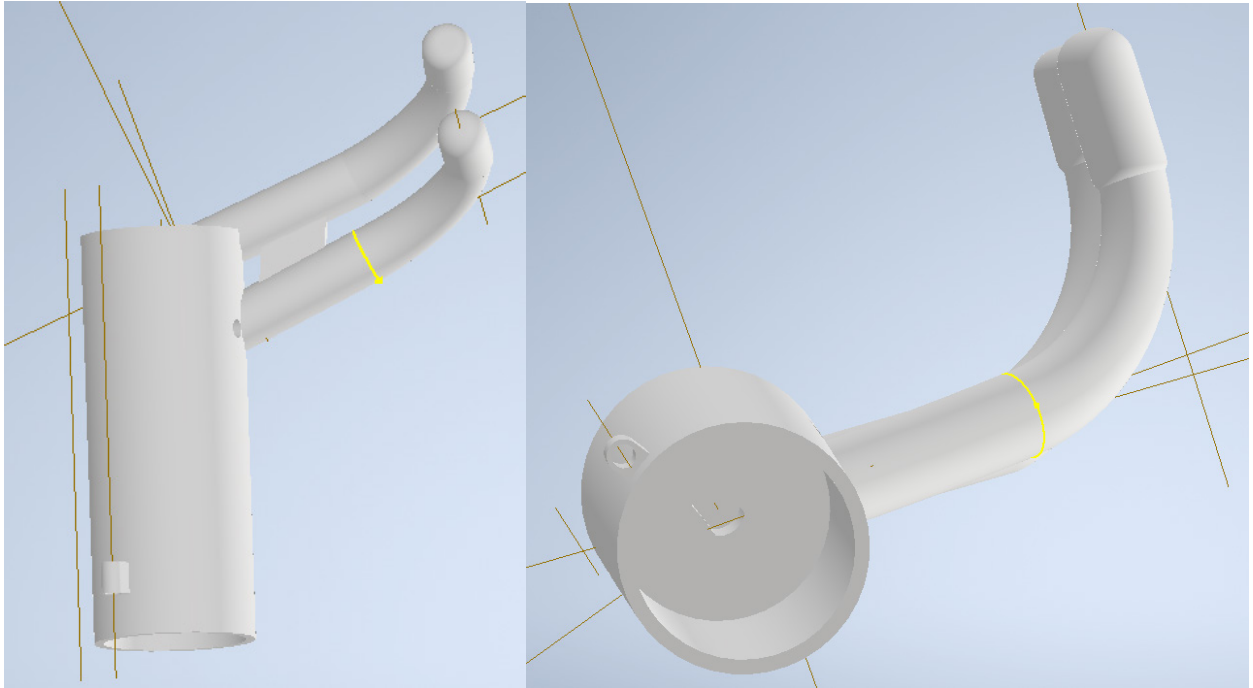


Fig. 75. Unión del ensamblaje de los dedos con la pieza enganchada al husillo.

Después, se ha modelado la junta que unirá la parte fija (primer ensamblaje mostrado en este apartado), y este último ensamblaje. El resultado es el siguiente.

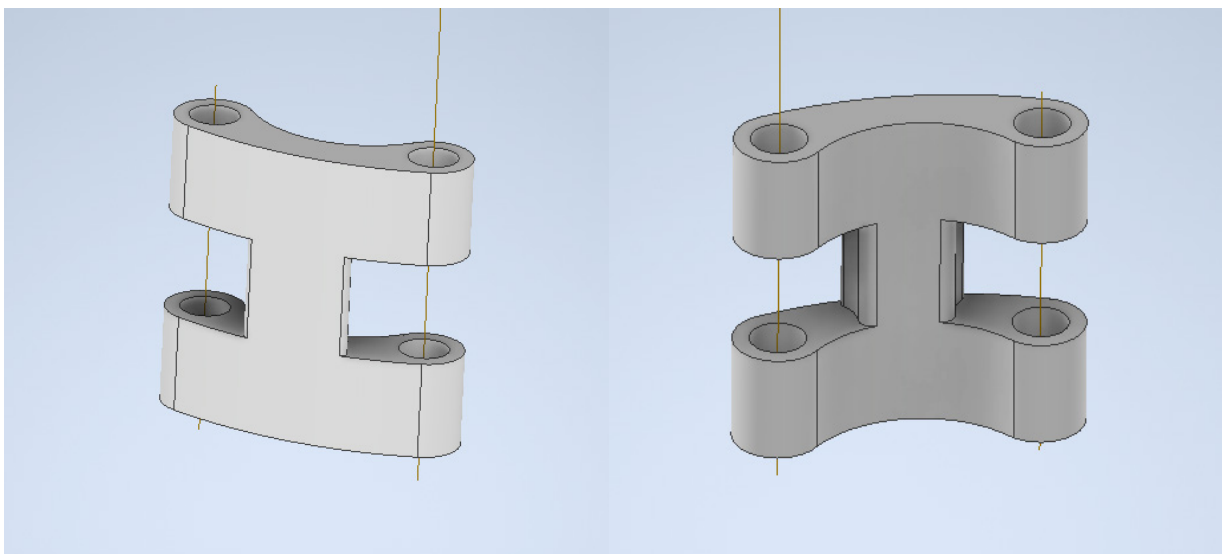


Fig. 76. Junta de unión.

La razón de su forma es simple: posee dos agujeros pasantes en sus extremos, y dos aberturas en el medio de sus dos lados, de manera que los pasantes externos del ensamblaje fijo y de la pieza movida por el husillo queden engarzadas y unidas (obvia decir que la rotación está permitida).

Y, por último, falta la pieza cuyas funciones son la de sujetar el conjunto motor dentro del soporte, y la de dirigir el conjunto de cables (alimentación del motor y señales del *encoder*) a la parte baja de la mano. Es la pieza más sencilla, con el siguiente resultado:

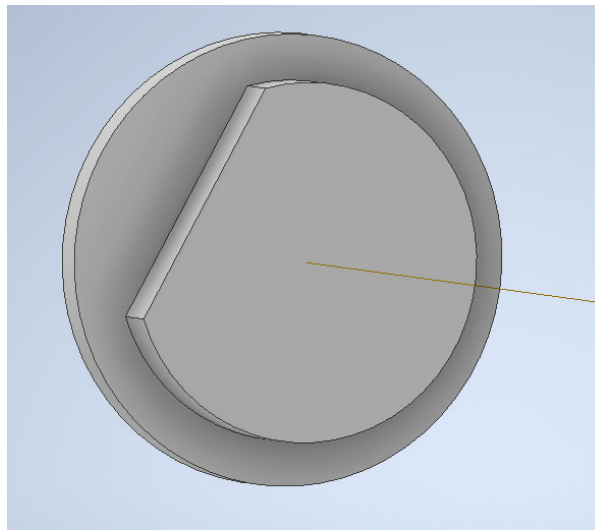


Fig. 77. Tapa de la pieza soporte del motor.

En este caso, las medidas se han ajustado prácticamente al diámetro del soporte, ya que el objetivo es que se mantenga totalmente fija, y soportando el peso del motor. La hendidura en la circunferencia interior indica que por ese lado saldrán los cables del motor.

Finalmente, si unimos los 2 ensamblajes (parte fija, y la pieza de los dedos índice y medio), y las 2 piezas (soporte del motor, y junta), obtenemos el resultado final:

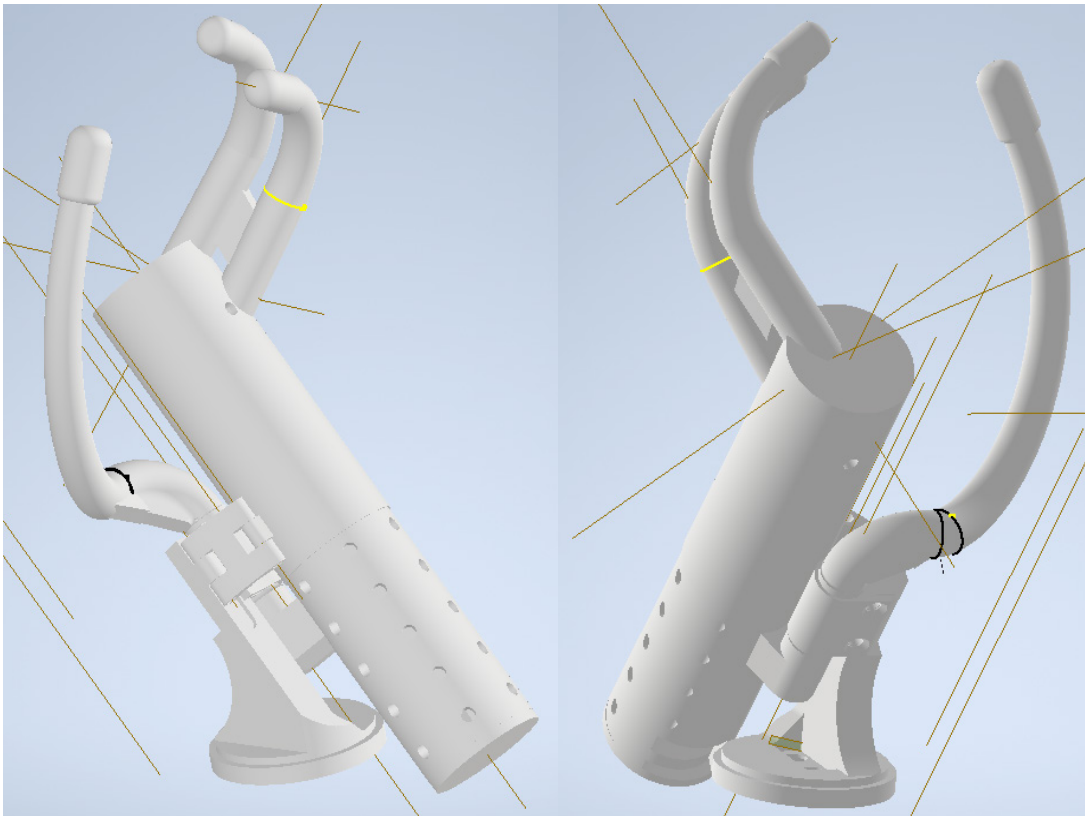


Fig. 78. Prototipo completo.

El objetivo, como ya se ha mencionado, consiste en conseguir un movimiento de agarre relativamente biofiel, mediante el giro de la pieza de los dedos índice y medio respecto a la del pulgar. Para ello, tal y como se aprecia en la imagen izquierda, se une el ensamblaje fijo y el ensamblaje del índice y el medio usando la junta anteriormente descrita.

El programa Inventor nos permite estimar la capacidad de giro de la prótesis mediante un sistema de restricciones entre piezas (que sean concéntricas, que permitan rotación, pero no traslación, ...). De esta manera, podemos simular el propio movimiento que tendrá que realizar en la realidad.

El resultado obtenido es el siguiente:

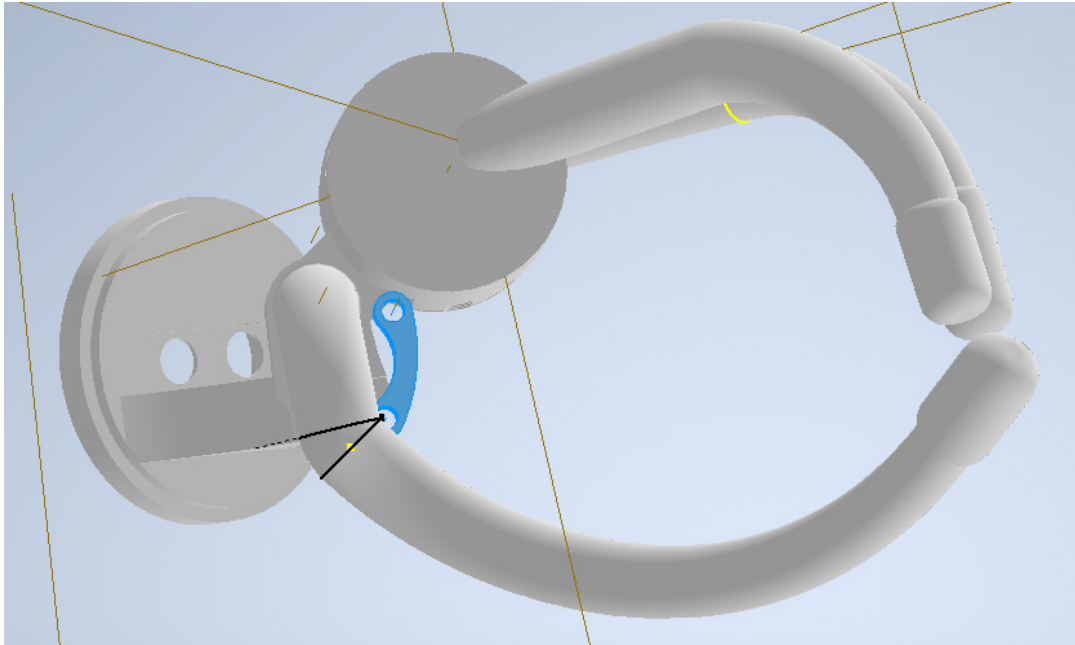


Fig. 79. Simulación del movimiento de apertura.

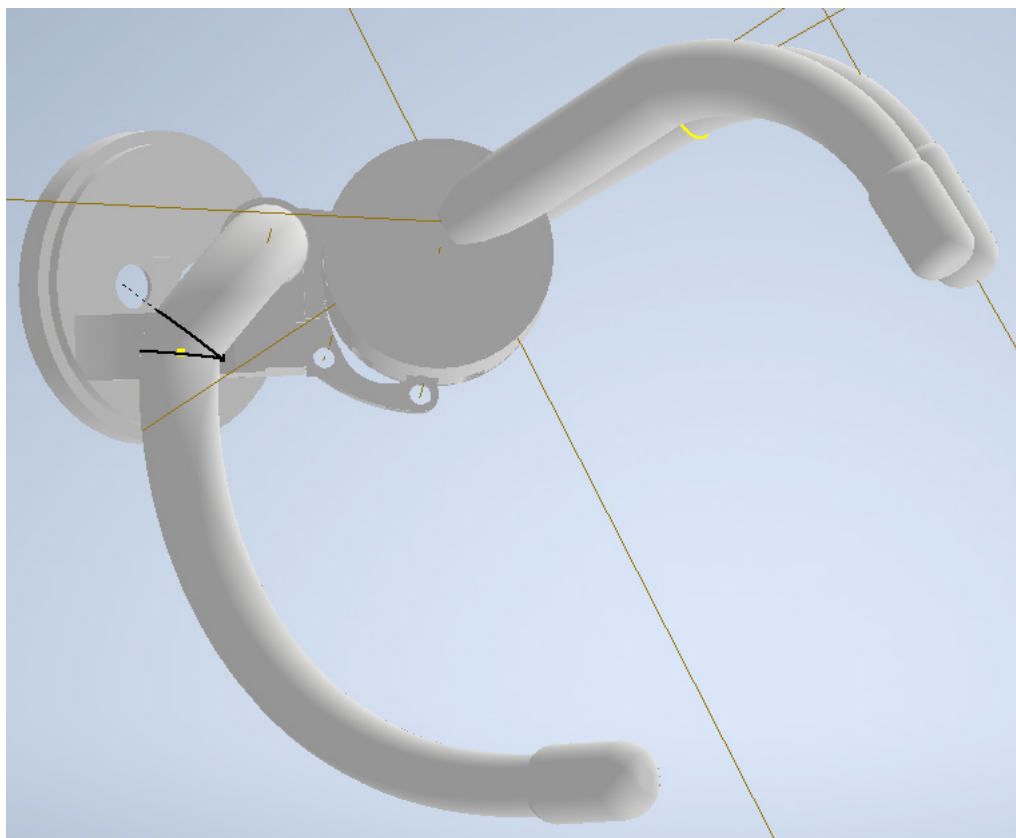


Fig. 80. Simulación del movimiento de apertura.

4.4.2 Etapa de impresión

Ahora que ya tenemos un diseño más o menos definitivo de las piezas que conforman nuestra mano, el siguiente paso consiste en la impresión 3D de las mismas.

Para ello, tal y como se comentó anteriormente, usaremos filamento de PLA de 1,75 mm de diámetro como material de impresión (suministrado por SmartFill 3D). Como software de parametrización de las piezas para la impresión, se utilizará el programa Ultimaker Cura

Los parámetros que se han configurado para la impresión de las piezas son los siguientes.

Quality			
Layer Height	↻	0.2	mm
Initial Layer Height	↻	0.2	mm
Line Width		0.4	mm
Wall Line Width		0.4	mm
Outer Wall Line Width		0.4	mm
Inner Wall(s) Line Width		0.4	mm
Top/Bottom Line Width		0.4	mm
Infill Line Width		0.4	mm
Skirt/Brim Line Width		0.4	mm
Infill			
Infill Density	↻	100.0	%
Infill Line Distance		0.4	mm
Infill Pattern		Lines	▼
Connect Infill Lines	f_x	<input checked="" type="checkbox"/>	
Infill Line Directions		[]	
Infill X Offset		0.0	mm
Infill Y Offset		0.0	mm
Material			
Printing Temperature	↻ f_x	215.0	°C
Printing Temperature Initial Layer		215.0	°C
Initial Printing Temperature		215.0	°C
Final Printing Temperature		215.0	°C
Build Plate Temperature	↻ ↻	70.0	°C
Build Plate Temperature Initial Layer	↻ ↻	70.0	°C

Fig. 81. Parámetros de impresión.

El resultado de la impresión es el siguiente:

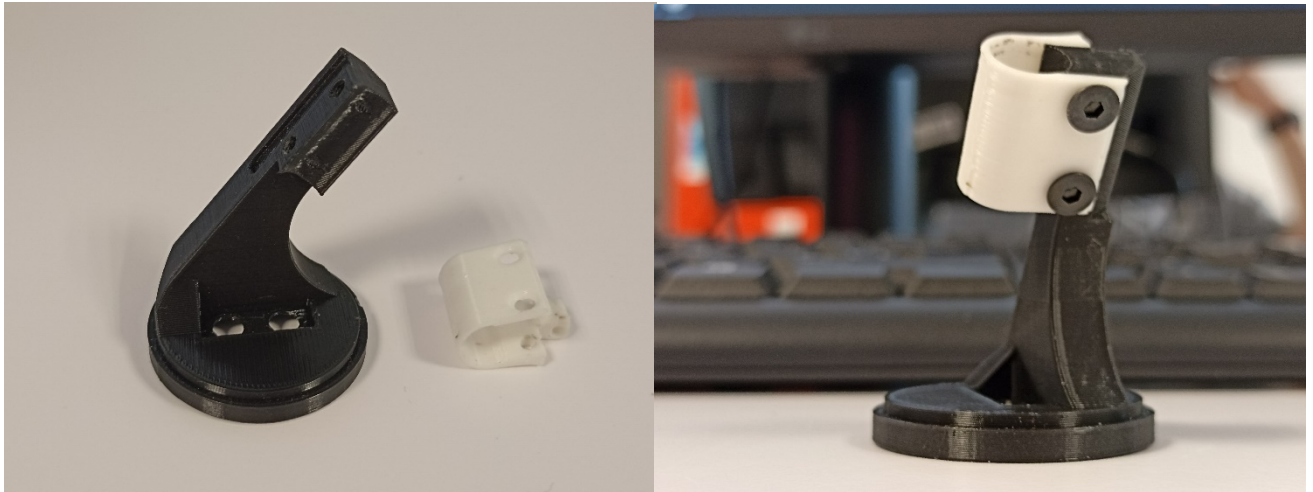


Fig. 82. Piezas impresas del conjunto fijo de la prótesis.

Comenzamos con la parte fija, consistente en las dos piezas que se mostraron anteriormente (envolvente y soporte). Ambas quedan unidas mediante dos tornillos, dejando el hueco en forma de circunferencia, por donde pasará en dedo pulgar.

Continuamos con el soporte del motor, y el dedo pulgar:



Fig. 83. Pieza del soporte del motor y pulgar impresa.

Después, con la pieza que contiene a los dedos índice y medio:



Fig. 84. Pieza de los dedos índice y medio impresa.

Y, finalmente, se finaliza la etapa de impresión con la junta de unión, y con la tapa del soporte:



Fig. 85. Piezas Junta de unión y tapa impresas.

La unión de todas las piezas, de la misma forma que se mostró en la etapa de diseño, resulta en la prótesis deseada:



Fig. 86. *Prótesis completa impresa y ensamblada.*

En ambas imágenes, pueden observarse todas las piezas unidas y ensambladas. De manera más específica, la segunda imagen muestra la forma en que la junta une la parte movida por el husillo del motor con la parte fija.

Si se mueve la mano hasta su máxima amplitud, tanto en el movimiento de apertura como en el de cierre, obtenemos un resultado muy similar al que teníamos en el programa de modelado:



Fig. 87. *Vista del ángulo de apertura de la prótesis impresa.*



Fig. 88. Vista del ángulo de cierre de la prótesis impresa.

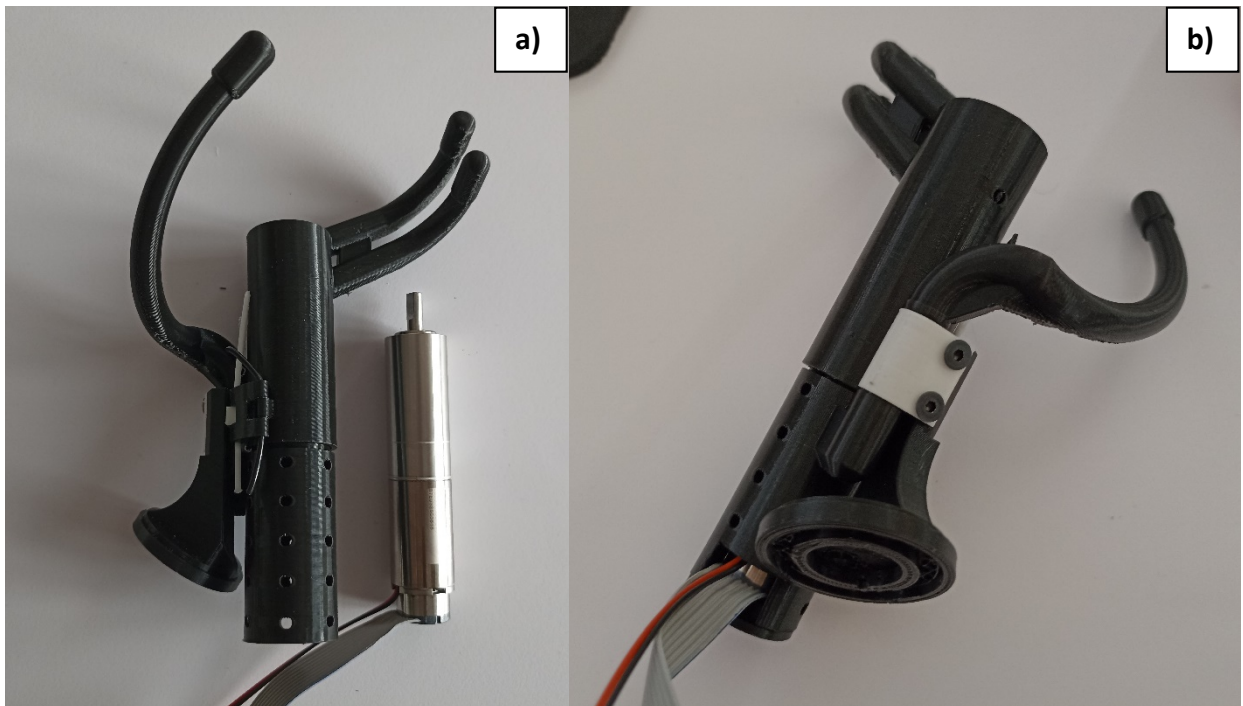


Fig. 89. a) Comparación de la prótesis con el conjunto motor Maxon.

b) Prótesis con el motor introducido.

4.4.3 Ensayos preliminares de carga

En este apartado se mostrarán los resultados ensayos de carga aplicados sobre los primeros diseños de las piezas que conforman la prótesis, vitales a la hora de conformar el diseño y las mejoras que se han visto en el apartado anterior.

El objetivo principal es verificar que las piezas con más compromiso mecánico puedan soportar, al menos, la carga que tendrán que ser capaces de aplicar cuando sea movida por el motor.

Para ello, el ensayo más sencillo (y el que se ha realizado) consiste en aplicar peso de manera manual (mediante pesas de igual masa), ir aumentando dicho peso hasta que la pieza fracture, y, posteriormente, aplicar refuerzo en las zonas donde fracturó (que van a ser donde las tensiones se acumulen).

Las pesas que se usarán serán piezas cilíndricas de unos 200 g cada una:



Fig. 90. Pesas utilizadas en el ensayo.

La pieza con más requisito mecánico de todas es el pulgar, debido a que su longitud lo aleja del centro de masas de la mano, lo que va a resultar en un mayor momento al aplicar una carga puntual en su extremo.

Por tanto, los primeros ensayos van a realizarse sobre la pieza del pulgar. La idea es ir añadiendo pesas de 200 g hasta que la pieza fracture.

1º Ensayo: límite de 1,4 kg

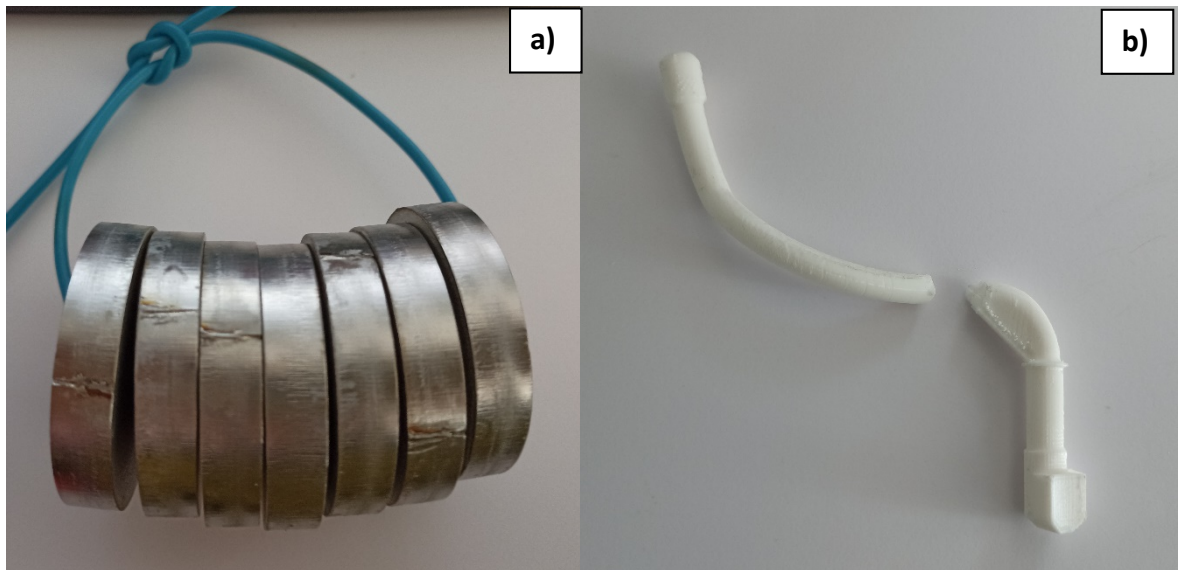


Fig. 91. a) Peso para el primer ensayo de carga sobre el pulgar. b) Zona de la fractura.

Con una aplicación de 1,4 kg, la pieza del pulgar fracturó en el comienzo de la estructura de unión con el pulgar, tal y como se muestra en la imagen.

Solución: incorporar un nervio en esa unión, de la misma manera que el que se observa a lo largo de la curvatura:

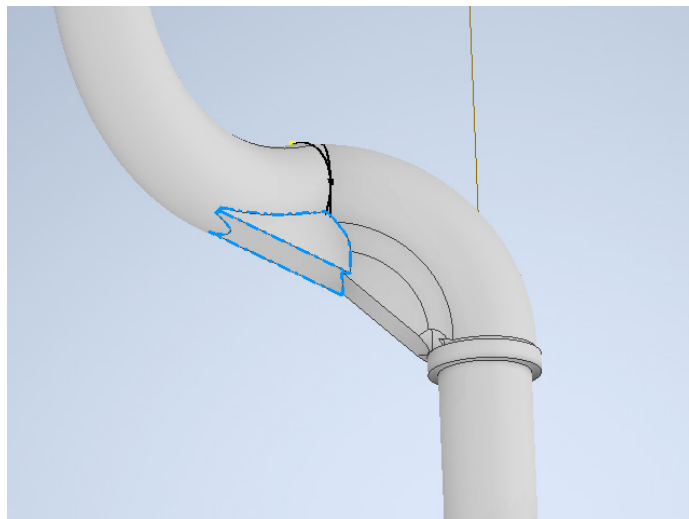


Fig. 92. Nervio colocado en la unión entre la sujeción del pulgar al motor y el inicio de éste.

2º Ensayo: límite de 2,6 kg

Realizado el cambio descrito anteriormente, puede repetirse el ensayo para comprobar cuánto aguanta la pieza del dedo hasta fracturar:

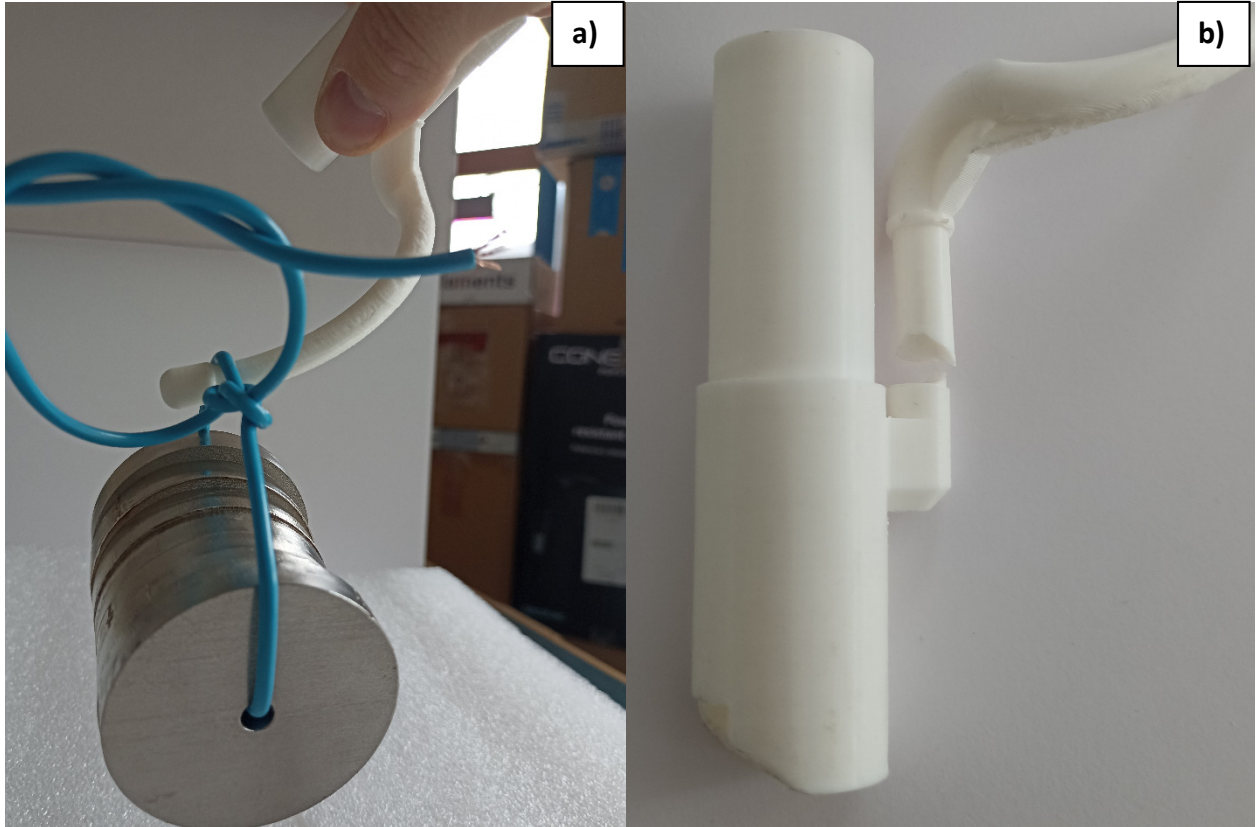


Fig. 93. a) Momento del ensayo a 1,4 kg. b) Nueva zona de fractura.

Como podemos observar, la zona de fractura ha cambiado, y se ha trasladado a la frontera entre la zona de engarce con la parte fija, y la zona soldada al soporte del motor. Como, además, el peso límite ha aumentado, puede señalarse que el cambio que se ha realizado ha contribuido de forma positiva.

Sin embargo, el límite de peso soportado todavía no es suficiente para resistir la fuerza aplicada teóricamente por el motor, así que habrá que realizar más cambios.

Dado que la zona de fractura consiste en un cambio brusco de grosor entre una zona y otra, un posible cambio es realizar un empalme, y aumentar el grosor de la zona soldada al soporte del motor.

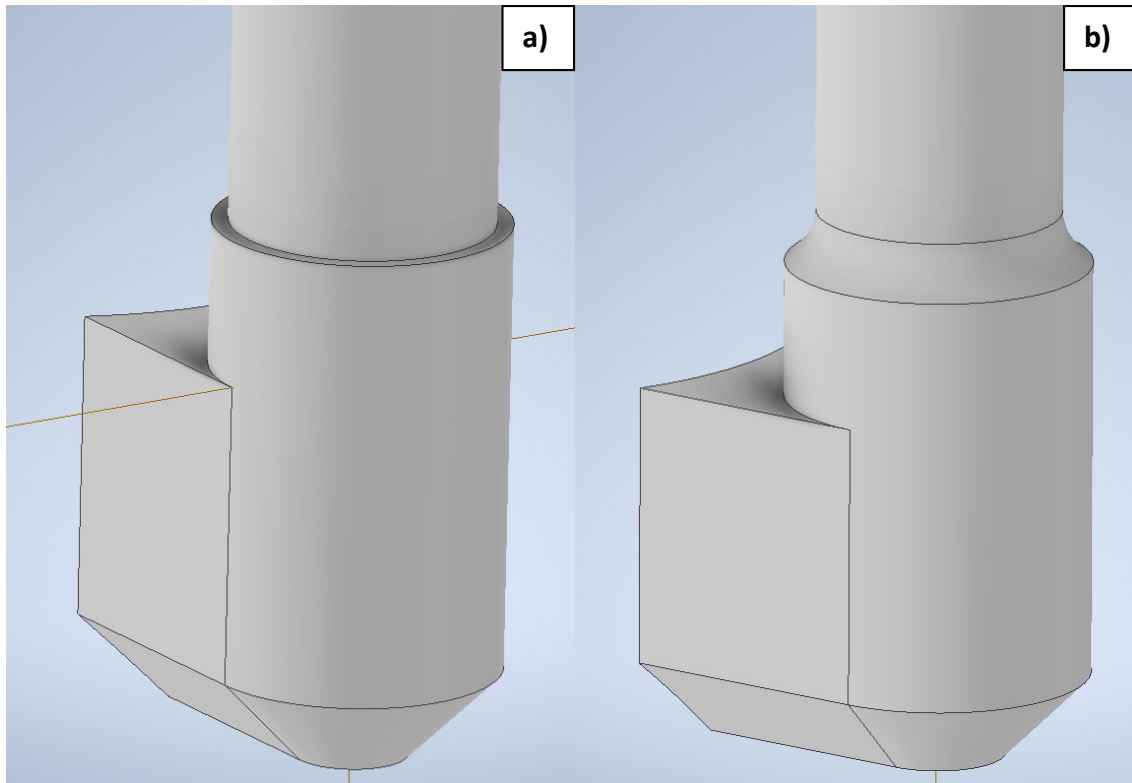


Fig. 94. Operación de aumento de grosor y empalme en el pulgar.

Realizar este cambio hará que las tensiones que antes se acumulan en este borde, ahora se repartan entre las dos zonas.

Después de este cambio, se puede repetir el ensayo para comprobar si las prestaciones mejoran.

3º Ensayo: máximo peso aplicado: 4,0 kg

Este último ensayo aplicado sobre la pieza del pulgar ha finalizado con la aplicación de un peso de 4,2 kg sin que ésta llegue a fracturar, por lo que podemos concluir que el diseño mecánico de esta mano resiste de sobra la fuerza que va a realizar el motor.



Fig. 95. Momento del tercer ensayo aplicando una masa de 4.2 kg.

Con este ensayo, ya se tiene la seguridad de que nuestra prótesis va a resistir mecánicamente los esfuerzos de la carga y del motor.

Por tanto, ya se puede comenzar con la parte de programación.

4.5 Conexiones y programación

En este apartado se va a tratar todo lo relacionado con los aspectos electrónicos que rodean a la prótesis, tales como:

- La elección del tipo de placa máster.
- Las conexiones entre el motor, la controladora esclava y la placa máster.
- El *tuning* del motor.
- La programación de la controladora.
- La programación de la placa máster.

Como ya se comentó en apartados anteriores, el esquema electrónico de la prótesis va a consistir en una placa máster equipada con sensores mioeléctricos, la cual da órdenes a una controladora esclava que recibe y manda señales del *encoder* del motor.

Cabe decir que, en el caso de que alguno de estos aspectos no se trate con demasiada profundidad en este apartado, se hará en los Anexos de esta memoria.

4.5.1 Elección de la placa máster

Antes comenzar a realizar las conexiones entre los dispositivos, hay que elegir qué tipo y marca de placa máster vamos a utilizar.

Las principales opciones que se nos presentan son las marcas Raspberry, y Arduino, principales proveedores de placas programables. La diferencia entre ellos es que Arduino sólo diseña microcontroladores programables, mientras que Raspberry además diseña ordenadores embebidos, con obvia diferencia de prestaciones y de precio entre ellas.

Eso sí, para ir filtrando los catálogos de ambas marcas, impondremos el parámetro del tamaño y del peso a la hora de elegir, dado que las prestaciones entre las placas del mismo tipo sufren mínimas variaciones.

El primer ejemplo típico que considerar de Raspberry es la familia de placas Raspberry Pi Zero:

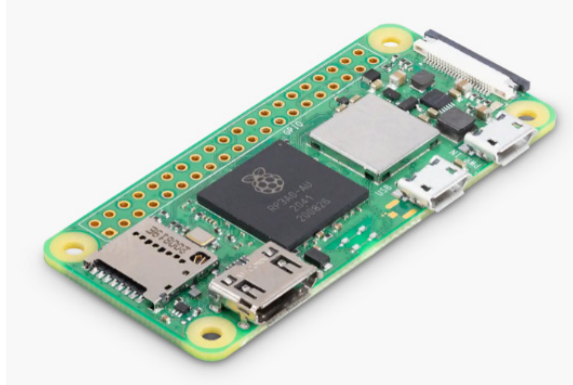


Fig. 96. Placa Raspberry Pi Zero. [42]

Una placa de esta familia, al ser realmente un ordenador embebido, necesitaría la instalación de un sistema operativo para poder operar.

La forma más clásica de hacer esto es elegir el sistema Raspberry Pi OS (el oficial de Raspberry), usar una aplicación como *BerryBoot*, la cual permite almacenar el sistema elegido dentro de una tarjeta microSD, y, por último, instalar la tarjeta en la placa Raspberry.

Sin embargo, las aplicaciones típicas de estas placas superan con creces las especificaciones de la nuestra (control de muchos dispositivos esclavos a la vez, requerimiento de mucha velocidad de envío y recepción de datos, ...). Por tanto, no merece la pena trabajar en la puesta a punto de una de estas placas. Eso significa que el tipo de placa que elegiremos será un microcontrolador

Las opciones más típicas de Arduino son la familia Arduino Nano:

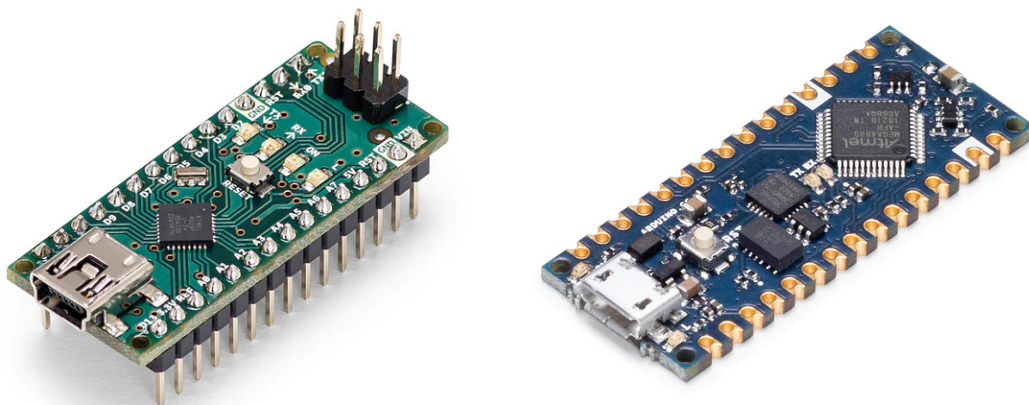


Fig. 97. Placas Arduino Nano y Arduino Nano Every. [43]

Estas opciones implementan diferentes controladores, como el ATmega328 (Arduino Nano), el ATmega4809 (Arduino Nano Every), o incluso el RP2040 (en convenio con Raspberry).

Y las opciones de Raspberry son las siguientes:

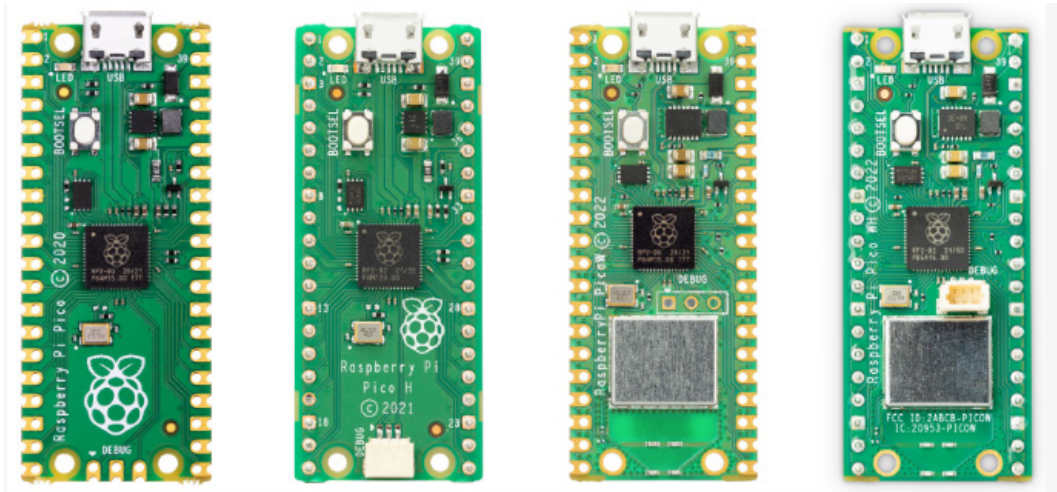


Fig. 98. Familia de placas Raspberry Pi Pico. De izquierda a derecha: Pico, Pico H, Pico W y Pico WH. [42]

Todas estas opciones funcionan con el microcontrolador RP2040.

La comparación de características es la siguiente:

- RP2040 microcontroller chip designed by Raspberry Pi in the United Kingdom
- Dual-core Arm Cortex M0+ processor, flexible clock running up to 133 MHz
- 264kB of SRAM, and 2MB of on-board flash memory
- USB 1.1 with device and host support
- Low-power sleep and dormant modes
- Drag-and-drop programming using mass storage over USB
- 26 × multi-function GPIO pins
- 2 × SPI, 2 × I2C, 2 × UART, 3 × 12-bit ADC, 16 × controllable PWM channels
- Accurate clock and timer on-chip
- Temperature sensor
- Accelerated floating-point libraries on-chip
- 8 × Programmable I/O (PIO) state machines for custom peripheral support

Fig. 99. Características de la familia Raspberry Pi Pico. [42]

Clock Speed	20MHz
CPU Flash Memory	48KB (ATMega4809)
SRAM	6KB (ATMega4809)
EEPROM	256byte (ATMega4809)
PWM Pins	5 (D3, D5, D6, D9, D10)
UART	1
SPI	1
I2C	1
Analog Input Pins	8 (ADC 10 bit)
Analog Output Pins	Only through PWM (no DAC)
External Interrupts	all digital pins
LED_BUILTIN	13
USB	Uses the ATSAM11D14A (datasheet)
Length	45 mm
Width	18 mm
Weight	5 gr (with headers)

Fig. 100. Características de la familia Arduino Nano. [43]

Debido a múltiples factores de que suponen diferencia, como:

- El peso (3g frente a 5g).
- El número de pines para conexión por bus serial (2 UART frente a 1, 2 SPI frente a 1, 2 I2C frente a 1)
- La frecuencia de trabajo (133 MHz frente a 20 MHz)
- La capacidad de las memorias flash y SRAM (2 MB frente a 48 kB, y 264 kB frente a 6 kB).

la Raspberry Pi pico es mejor opción que la familia Nano de Arduino, por lo que nuestra placa final será la Raspberry Pi Pico.

4.5.2 Conexiones entre las placas

Ahora que ya se dispone de las dos placas que van a utilizarse, se procederá a detallar las conexiones que han de realizarse para el funcionamiento de la prótesis.

Tenemos dos conjuntos de ellas:

- El motor a la controladora.
- La controladora a la placa máster.

Y, aparte, para la programación de ambas placas, tendríamos también la conexión al PC.

4.5.2.1 Conexión del motor a la controladora

Como se mostró en anteriores apartados, la controladora escogida para este proyecto fue una IPOS3602 con conexión CAN Bus, del fabricante **Technosoft**.

Por tanto, dicho fabricante nos proveerá de un manual de usuario que especificará un diagrama de conexiones:

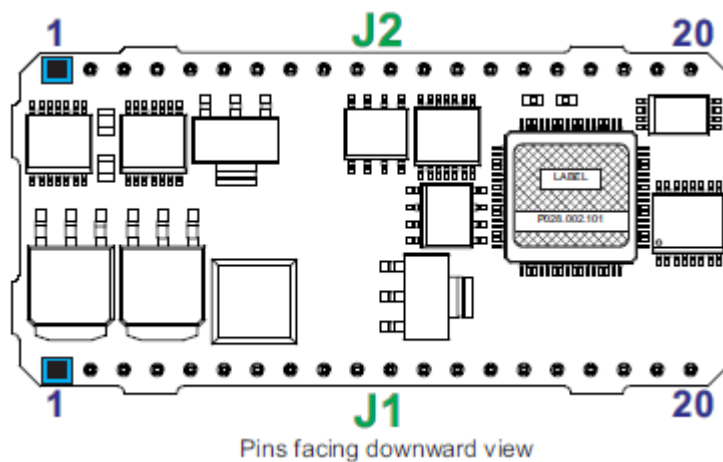


Fig. 101. Diferenciación de los lados de los pines en la IPOS-3602. [39]

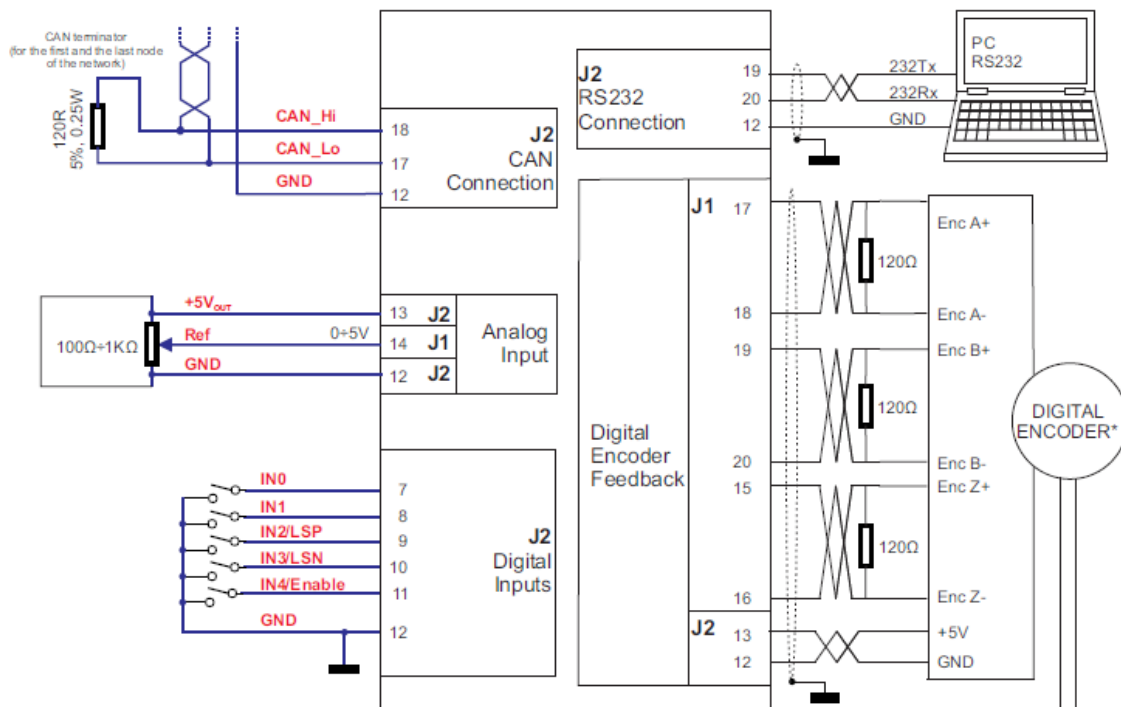


Fig. 102. 1ª parte del esquema de conexiones provisto por Technosoft. [39]

De esta parte del diagrama se obtiene la forma de conexión del *encoder* del motor, la conexión de la controladora con el PC, y los pines que funcionan como entradas digitales.

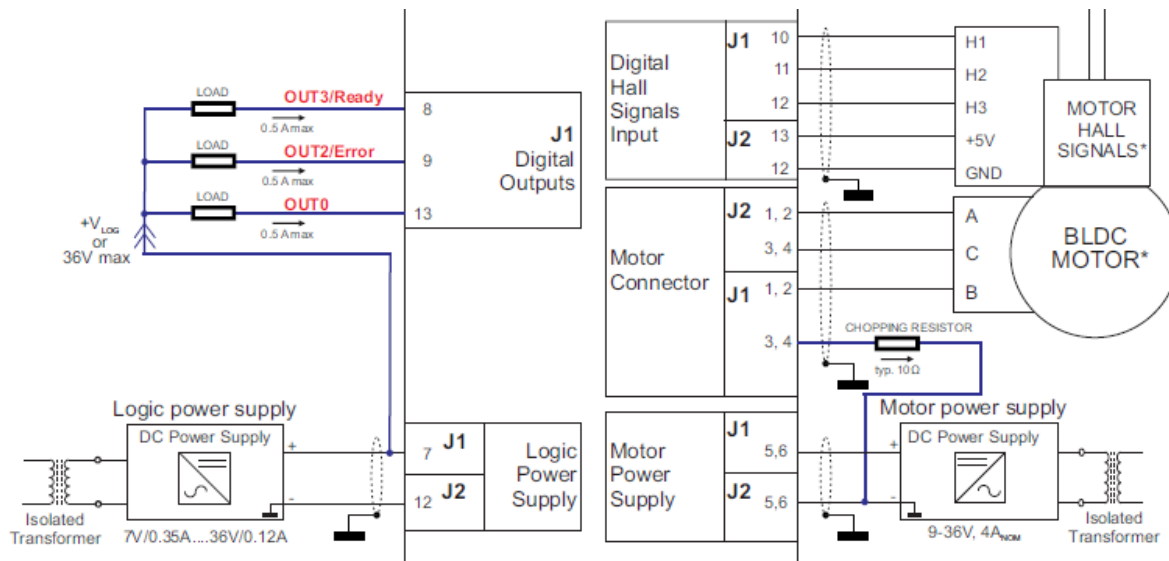


Fig. 103. 2ª parte del esquema de conexiones provisto por Technosoft. [39]

Y en esta parte encontramos la información acerca de las alimentaciones al motor y a la placa (han de hacerse de forma independiente).

Básicamente disponemos de 3 conexiones externas:

1º Alimentaciones:

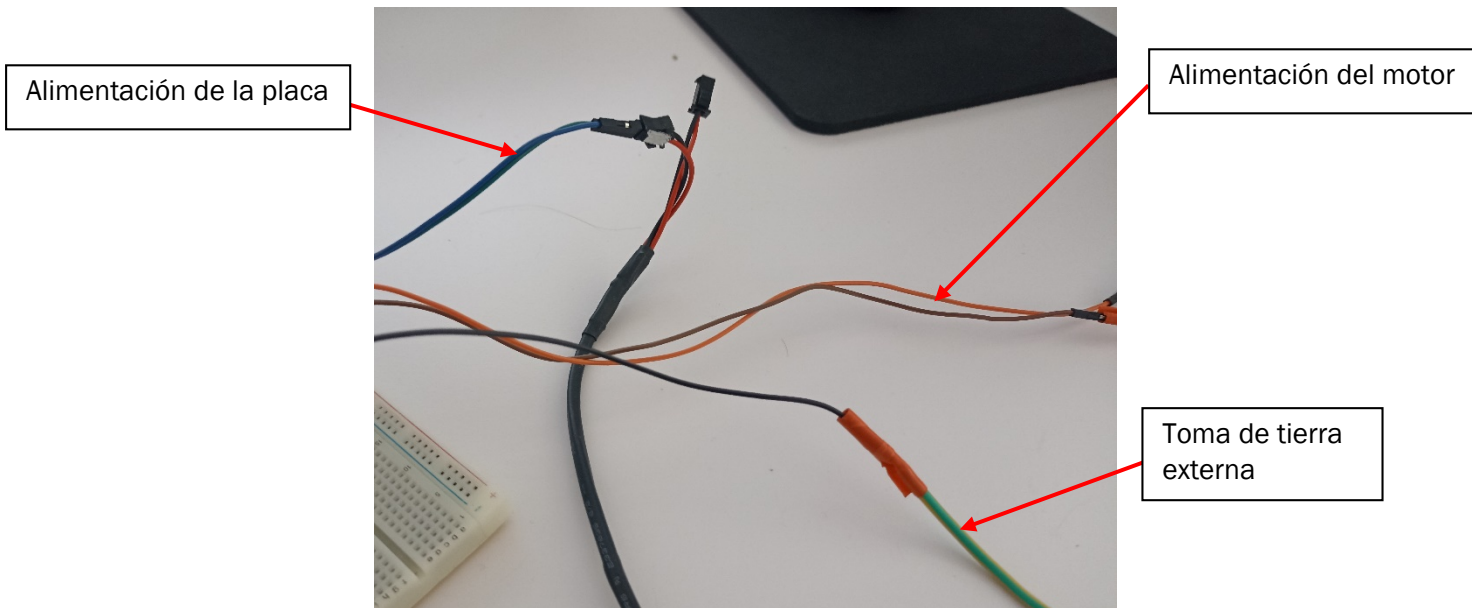


Fig. 104. Cables encargados de la alimentación de la placa y el motor.

2º Conexiones del motor.

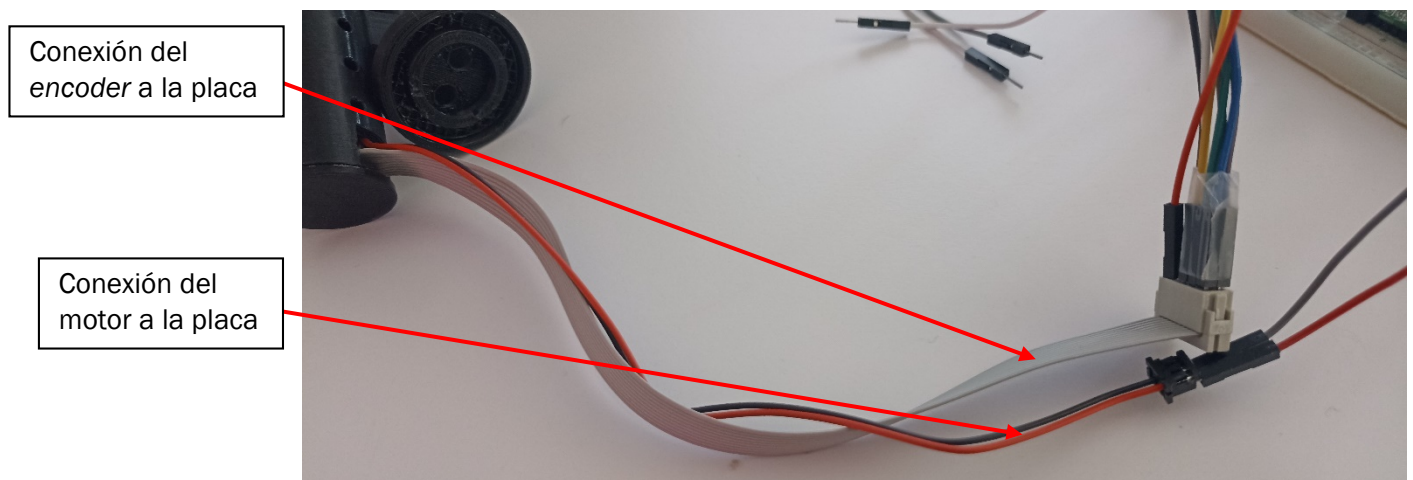


Fig. 105. Cables encargados de la conexión del motor a la controladora.

3º Conexión al PC:

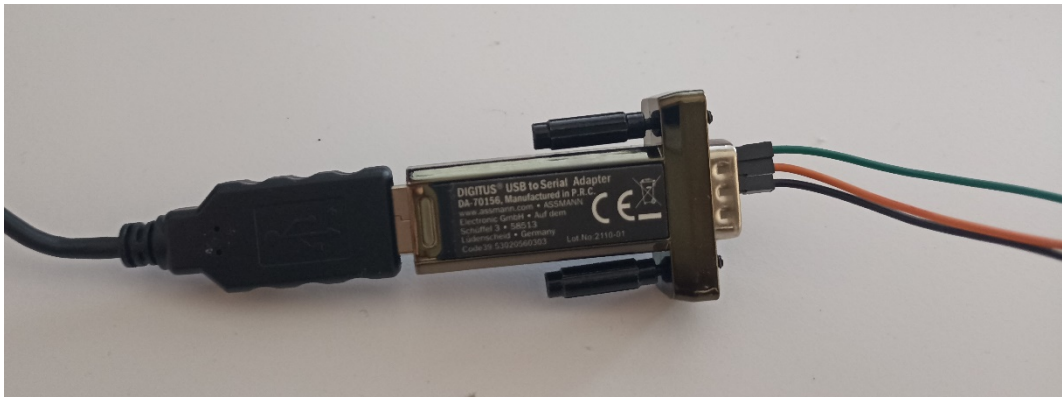


Fig. 106. Adaptador de conexión RS232 a USB.

La conexión al ordenador se realiza mediante una interfaz RS232 (serial), por lo que ha sido necesario adquirir un adaptador de RS232 a USB (tal y como se observa en la imagen).

El diagrama detallado de todas las conexiones de esta placa se tratará en los anexos de este proyecto

4.5.2.2 Conexión de la placa máster

Ahora procederemos a mostrar las conexiones de la placa máster (Raspberry Pi Pico), las cuales van a resultar más sencillas que en el caso anterior. Para empezar, tenemos las entradas correspondientes a los dos sensores mioeléctricos, las salidas que se dirigen a la controladora esclava, y la conexión al ordenador.

En primer lugar, se ha consultado el manual de usuario para saber la función de cada pin en la placa:

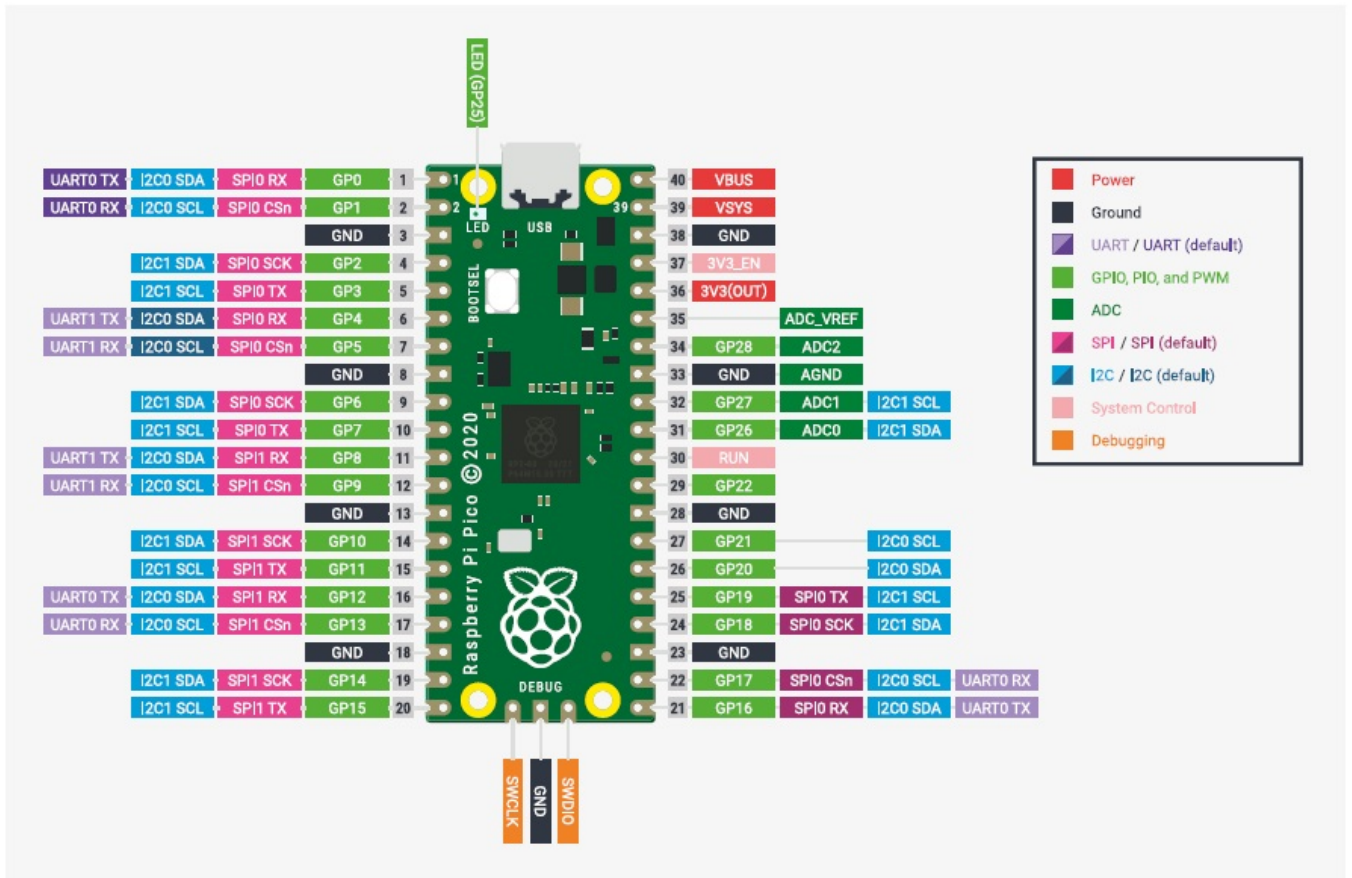


Fig. 107. Esquema de pines de la placa Raspberry Pi Pico. [42]

Los pines que nos interesan son los siguientes:

- Pines ADC (entradas analógicas) para la señal que proporcionarán los sensores. Pines 31, 32 y 34.
- Pines GPIO en forma de salidas digitales (para mandar órdenes a la controladora). Todos los pines menos los GND, los del control de sistema, y los de alimentación.
- Pin VBUS (proporciona 5V).

Los sensores que se van a utilizar son los sensores *MyoBock 13E200*, suministrados por la empresa Ottobock. Su función es la de detectar a través de la piel la señal nerviosa enviada al músculo, para posteriormente filtrarla y amplificarla.

Presentan el siguiente aspecto y esquema de conexión:



Tomando como referencia la cara azul del cableado (tal y como se ve en la imagen), de izquierda a derecha:

- **Pin 1:** Salida de la señal detectada y amplificada (en una codificación de valor máximo 3.3 V).
- **Pin 2:** GND (toma de tierra).
- **Pin 3:** +5V (alimentación).

Fig. 108. Sensor mioeléctrico 13E200 de Ottobock.

El principio de funcionamiento es el siguiente:

Los músculos del cuerpo humano muevan las articulaciones debido a su capacidad de contracción, la cual se activa gracias a los impulsos nerviosos generados por el cerebro (en el caso de los movimientos voluntarios), por el cerebelo y el bulbo raquídeo (en el caso de los involuntarios), y para los reflejos, la médula espinal. Para el proyecto presente, los que interesan son los voluntarios.

Cuando el cerebro envía un impulso nervioso a un músculo, ésta viaja a través de los nervios en forma de señal eléctrica. Las células nerviosas (neuronas) son las encargadas de transmitirla.

Cada neurona está compuesta de tres partes diferenciadas: el **núcleo**, con su cuerpo celular, las **dendritas**, y el **axón**. El aspecto esquemático de estas células es el siguiente:

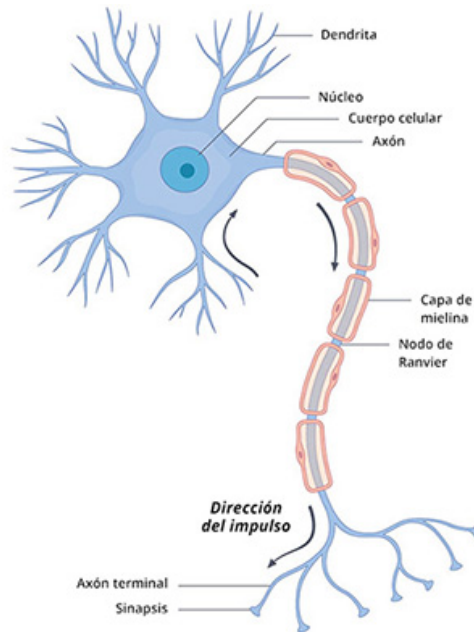


Fig. 109. Esquema de las partes de una neurona. [45]

Las neuronas cumplen con su función de comunicación de la siguiente manera:

Una neurona adyacente, (a través de las terminaciones de su axón), envía a las dendritas de otra neurona unas señales químicas mediante los llamados **neurotransmisores**, los cuales tratan de excitar la neurona hasta un cierto umbral. Si lo logran, la neurona se activará, y la señal viajará a través del axón de la neurona en forma de impulso eléctrico.

Esto se consigue gracias a la existencia de una diferencia de potencial en la membrana plasmática, llamado **potencial de membrana**. Cuando la célula está inactiva, la carga de la membrana se mantiene en valores negativos (en torno a unos -70 mV). Sin embargo, si el potencial de membrana se despolariza más allá de un valor umbral (~ 60 mV), la célula dispara un potencial de acción, que consiste en un cambio de la polaridad de la membrana de negativo a positivo, y a negativo de nuevo, en un ciclo que dura unos milisegundos.

Aparte, todo el axón (excepto la parte terminal) se encuentra recubierto de una sustancia que actúa como aislante, llamada mielina, la cual ayuda a la rapidez de la transmisión.

Tras viajar por el axón, el impulso llega al extremo del axón, el cual se ramifica en estructuras llamadas terminales nerviosos, los cuales conectan con otras neuronas para seguir transmitiendo la señal, a través de los neurotransmisores (de esa manera, el ciclo comienza de nuevo

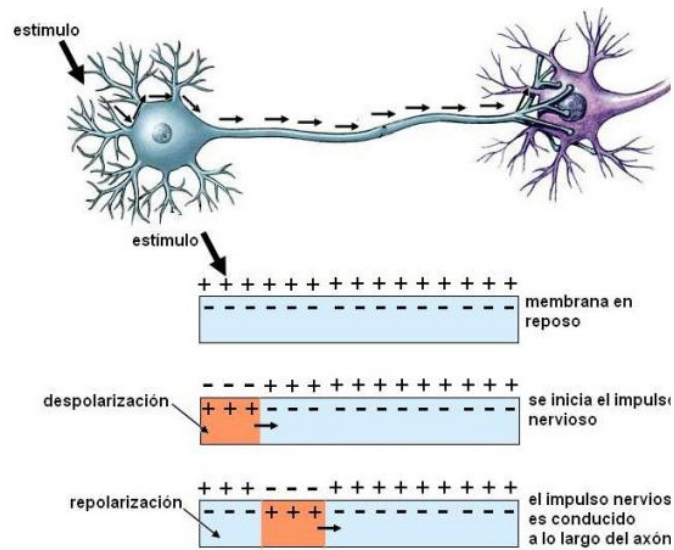


Fig. 110. Proceso de transmisión de un impulso nervioso a través del axón de una neurona. [44]

Mediante todo este proceso, la señal nerviosa puede viajar a través del nervio, siendo retransmitida por cada neurona. Viendo este proceso, podría pensarse que la única manera de detectar estos impulsos es midiendo esta diferencia de potencial directamente del nervio.

Pero no es así, ya que ese potencial también viaja a través de la **piel**. La piel humana posee una resistencia que puede variar desde los 100Ω hasta los 100000Ω , dependiendo de la zona del cuerpo. Sin embargo, hay factores que la reducen en bastante cantidad. Por ejemplo, el sudor (que no deja de ser una solución electrolítica, al tratarse de agua y sales) es capaz de reducirla en unos 3000Ω .

Por tanto, los sensores mioeléctricos utilizados son capaces de detectar estos impulsos. Obviamente, para traducirlos en una señal de voltaje útil, es necesario un filtrado de la señal, y una amplificación posterior (procesos que ya están integrados en el sensor).

El diagrama de conexiones completo se detallará en los Anexos del proyecto.

4.5.3 Programación de la controladora

Ahora que ya disponemos de todos los dispositivos correctamente conectados entre sí, ya podemos comenzar con la configuración y programación de la controladora.

Para ello, este apartado se va a dividir en dos partes: la configuración de la placa (incluyendo el *tuning* del motor), y el correspondiente código de programación.

4.5.3.1 Configuración de la controladora

Antes de proceder a programar los movimientos del motor, primero hay que especificar los parámetros que usa el motor a la controladora, además de configurar las protecciones, y las respuestas que otorga el motor a diferentes entradas.

Tanto para la configuración como para la programación, se utilizará el software propio de Technosoft, el **EasyMotion Studio**.

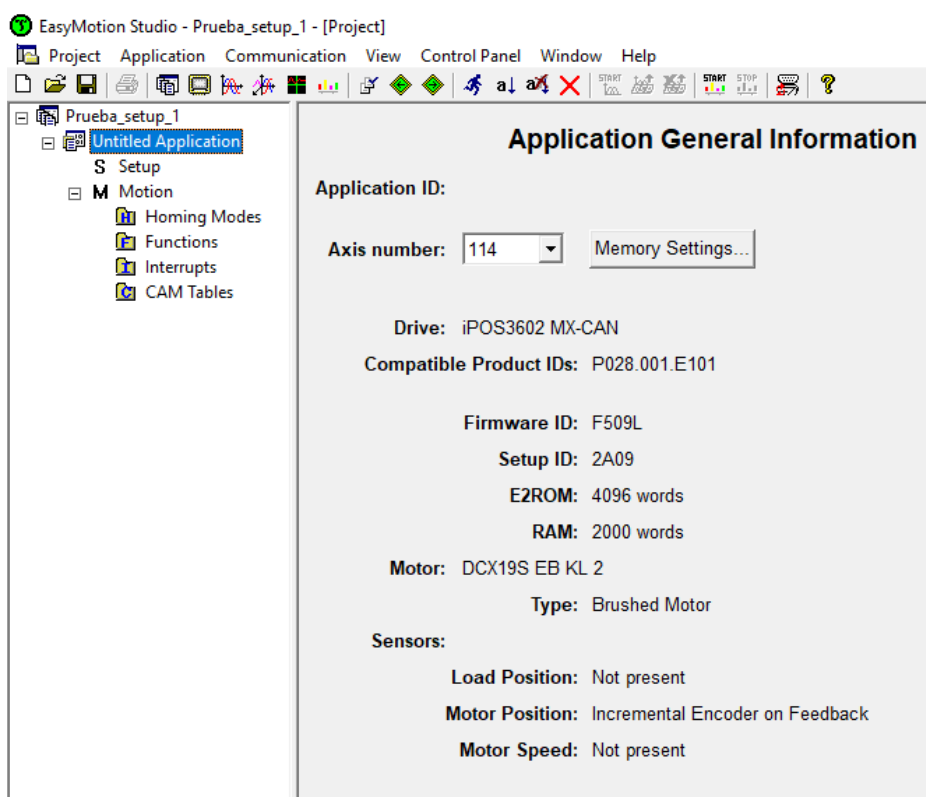


Fig. 111. Interfaz principal del software Technosoft.

- Configuración de los parámetros del motor

El primer paso que el software requiere es especificar los parámetros principales que posee el motor que se va a utilizar. Los encontramos en el catálogo de Maxon.

The screenshot shows the 'DC Motor Setup' dialog box. It is divided into several sections:

- Guideline assistant:** Contains 'Previous' and 'Next' buttons and a text box with instructions: 'Step 1. Select your motor from a database. If your motor does not exist in any database, proceed through all the next steps in order to define your motor and sensors data. In either case, use the tests from the next steps to verify/detect the motor and sensors parameters and operation.'
- Motor data:** A table of parameters:

Nominal current	0.83	A
Peak current	2.64	A
Torque constant	0.0136	Nm/A
Phase resistance (motor + drive)	3.4	Ohms
Phase inductance (motor + drive)	0.191	mH
Motor inertia	2.65	kgm ² E-7

 A checkbox 'Motor inertia is unknown' is checked.
- Motor sensors:** 'Type' is 'Incremental Encoder', 'Connector' is 'Feedback', 'Encoder resolution' is '1024 counts'. There is a 'Test Connections' button. Below, 'Temperature' is unchecked, 'Sensor type' has 'NTC' selected, and 'Filter encoder inputs to 1/24 of maximum bandwidth' is checked. 'Reverse encoder counting' is unchecked.
- Motor brake:** 'Motor brake on output line' is unchecked. A dropdown shows 'OUT0'. A diagram shows 'Drive not active' and 'Drive active' states with 'Brake applied' and 'Brake released' periods. 'Brake release delay' and 'Brake apply delay' are both set to '0 ms'.
- Transmission to load:** 'Transmission type' has 'Rotary to rotary' selected. 'Motor displacement of' and 'corresponds on load to' are both set to '1 rot'.

Fig. 112. Configuración de los parámetros del motor.

Como nuestro motor no está en la base de datos por defecto de Technosoft, especificamos un nombre y lo guardamos, junto con todos sus datos, tanto del motor como del *encoder*.

Nota: Aunque el dato de la inercia del rotor aparece determinado en el catálogo, es preferible marcar la opción de que es desconocida. De esta manera, controlador la calculará automáticamente a la hora de analizar la respuesta.

- Configuración de los parámetros de la controladora

Después de configurar el motor, el siguiente paso es parametrizar el rango de operación de la controladora.

The screenshot shows the 'Drive Setup' window with various configuration panels. The 'Drive operation parameters' section is highlighted with a yellow box and contains the following values:

Parameter	Value	Unit
Power supply	10.1297	V
Current limit	0.61	A
Load speed limit	7507.51	rpm

Other visible settings include:

- Control mode:** Position (selected)
- External reference:** Yes (selected)
- Axis ID selection:** Set / change axis ID (checked), H/W (selected)
- Current controller:** Kp: 1.2, Ki: 1.1
- Speed controller:** Kp: 767.05, Ki: 13.654, Integral limit: 39.99%
- Position controller:** Kp: 21.507, Ki: 1.0504, Kd: 133.97, Feedforward: 333.93 (Acceleration), Kd filter: 0.3838
- Protections:** Over current (2.376 A), Control error (0.5 rot), I2t over current (2.055 A)
- Motion complete settings:** Band: 0.5 rot, Time: 0.000999 s

Fig. 113. Configuración de parámetros de la controladora.

El primer paso es especificar los parámetros de operación de la controladora (recuadro amarillo). De los tres que hay, el más importante es el límite de la intensidad de corriente, ya que nos permite decidir a qué valor la controladora va a detener el consumo de corriente del motor, y así protegerlo de posibles daños.

Como se especificó en el apartado de elección del conjunto motor, la intensidad que requiere el motor para alcanzar el par máximo que soporta la reductora era de 0,609 A.

El siguiente paso es realizar el *tuning* del motor. Pero antes, es necesario modificar algún parámetro de control, como, por ejemplo, la frecuencia PWM,

ya que nos depende de dos datos del motor: la inductancia, y la resistencia de bornes:

Motor electrical time-constant (L/R)	Recommended value for $\pm 5\%$ current measurement error	20 kHz	250			μs
		40 kHz	125			
		60 kHz	100			
		80 kHz	63			
		100 kHz	50			

Fig. 114. Tabla de conversión de frecuencia PWM en función de la constante L/R.

De nuestra hoja de datos, obtenemos que:

Resistencia en bornes	3.4 Ω
Inductancia en bornes	0.191 mH

Fig. 115. Datos de Resistencia e inductancia en bornes. [112]

Si calculamos la constante eléctrica, nos sale un valor de 56,2 μs , los cuales corresponden a un valor aproximado de **90 kHz**.

Aparte, hay que considerar una condición: como estamos utilizando un conjunto motor - reductora, el software no va a poder realizar los tests de respuesta a corriente, ya que, para ello, es necesario mantener el husillo del motor bloqueado, y, debido a la holgura existente entre la reductora y el motor (parámetro conocido: 1.4°), esto no va a ser posible.

Debido a esto, el *tuning* de corriente no se va a poder efectuar de forma automática, y hay que hacerlo de forma manual (se indica en el apartado *Tuning*, tal y como se observa en la figura)

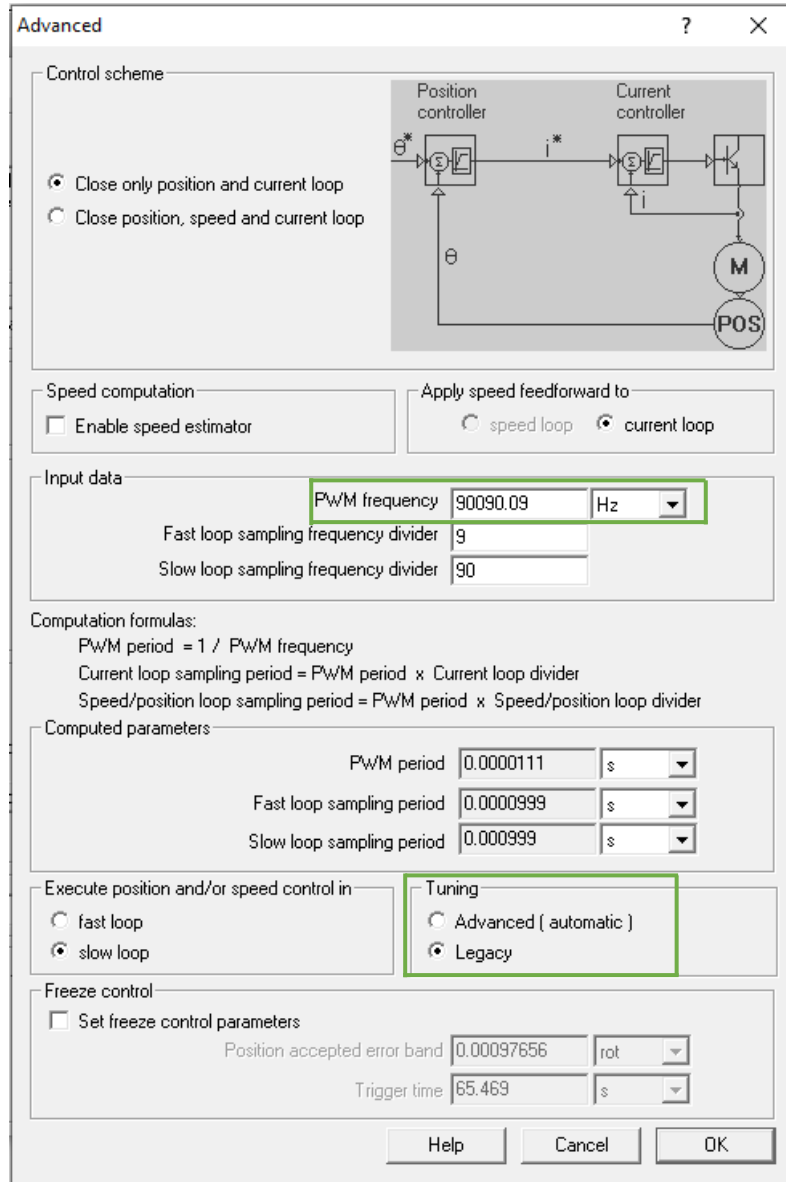


Fig. 116. Opciones de control y realización del tuning.

Ahora ya se puede realizar el *tuning* de corriente del motor.

- *Tuning* manual de corriente

Para comenzar las pruebas de respuesta a corriente, el software requiere de los parámetros de intensidad para poder simular las entradas de corriente. Para ello, se ha elegido la mitad del valor nominal de corriente para el motor:

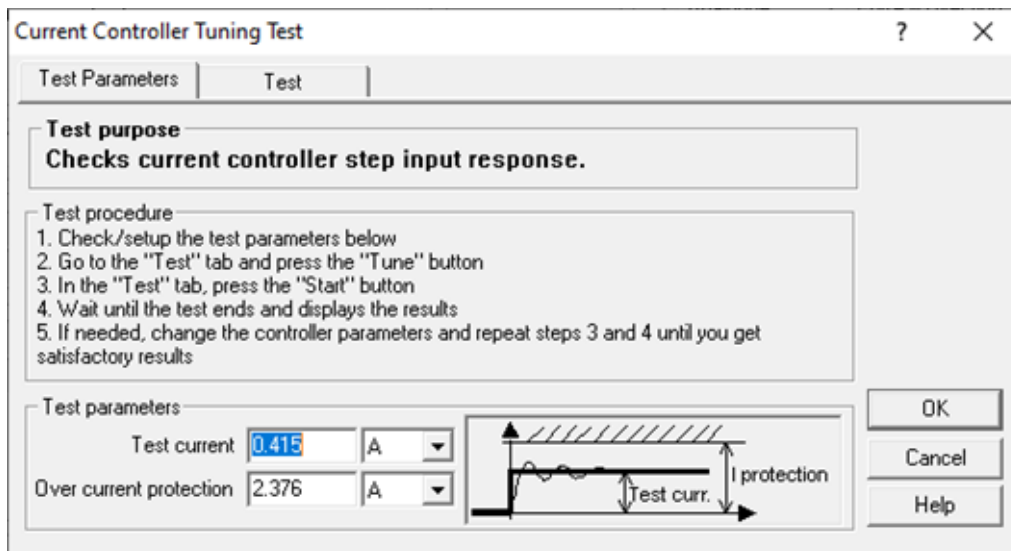


Fig. 117. Parámetros del tuning de corriente.

Como estamos realizando el *tuning* de forma manual, en cada prueba, hay que ir modificando los parámetros del controlador PID: término proporcional y término derivativo, hasta dar con una respuesta que se adecúe a la forma de la entrada. También existe la opción de modificar el ancho del filtro paso-banda, si ayuda a la respuesta.

En nuestro caso, el resultado que hemos elegido es:

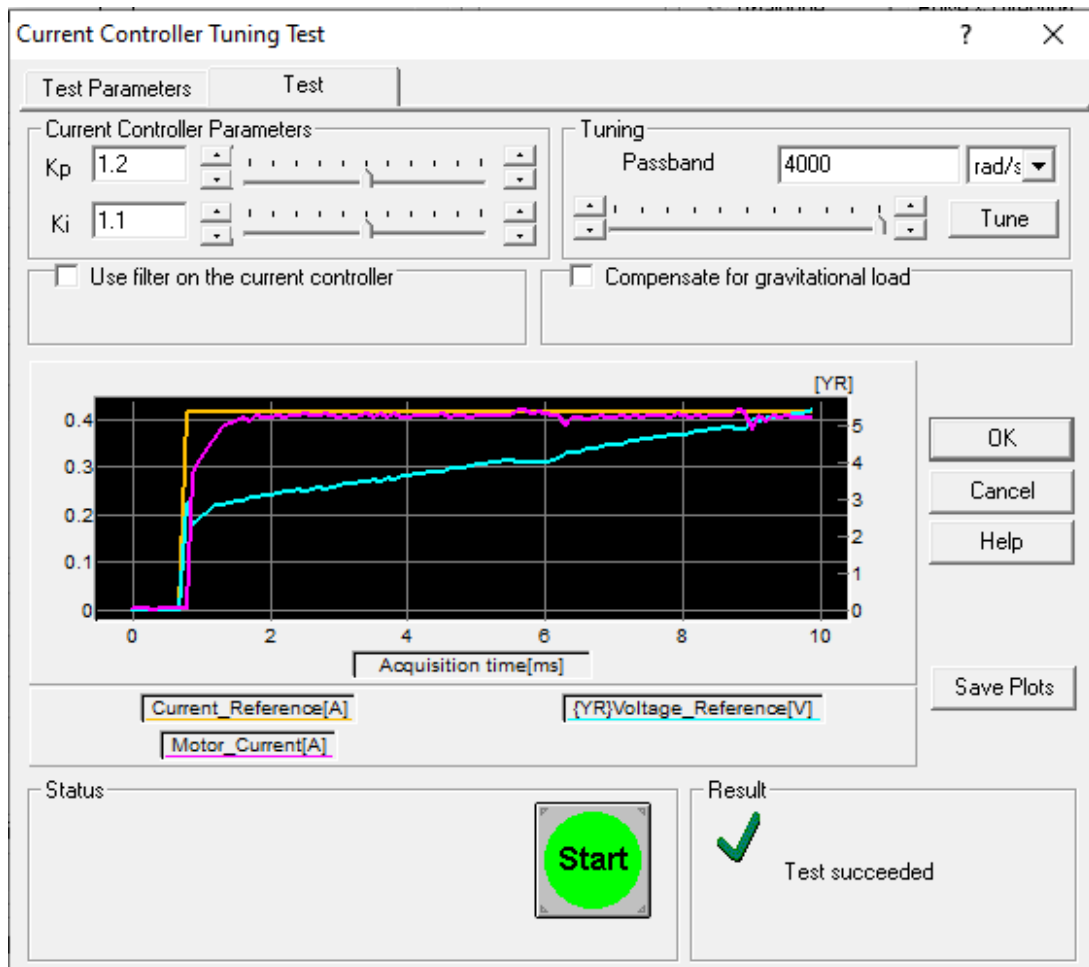


Fig. 118. Gráfica de la respuesta del motor a una entrada escalón de corriente.

Ahora que la respuesta a corriente ya está configurada, ya se puede realizar el *tuning* de posición de forma automática, lo cual va a ahorrar bastante tiempo.

El único ajuste que hay que realizar es indicar al software que se desea hacer el *tuning* automático a partir de la etapa de posición (saltándose la de corriente).

El resultado que obtenemos es el mostrado en la siguiente figura:

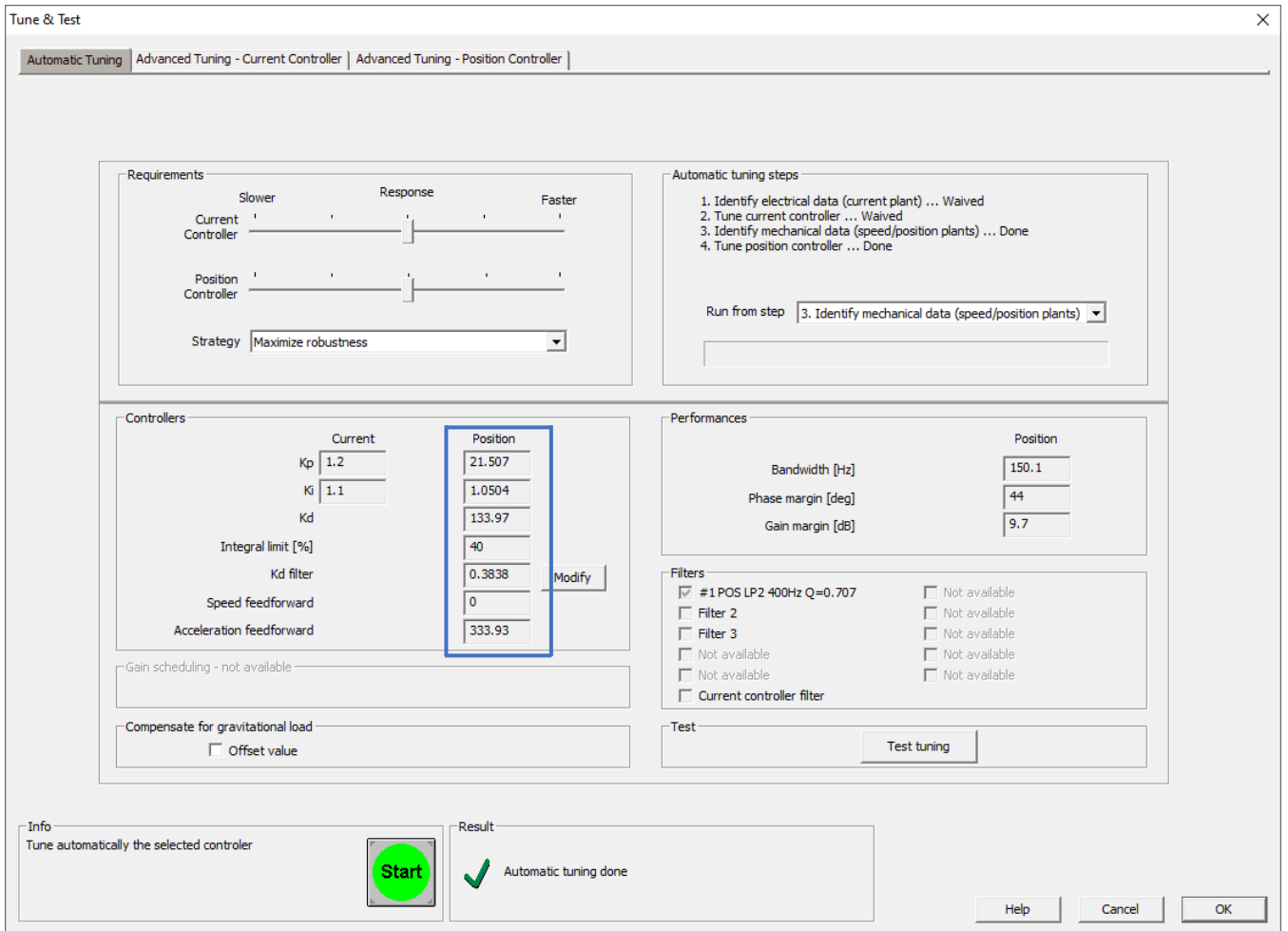


Fig. 119. Resultado del tuning automático de posición.

Ahora ya se puede testear los valores obtenidos.

Configuraremos dos tipos de entrada, una de tipo escalón, y otra de tipo trapezoidal, y comprobaremos la respuesta del motor, tanto de posición como de corriente. La entrada se marcará con la gráfica de color púrpura, la respuesta de posición del motor será la gráfica de color amarillo, y la respuesta de corriente, de color verde.

Los resultados obtenidos han sido los siguientes:

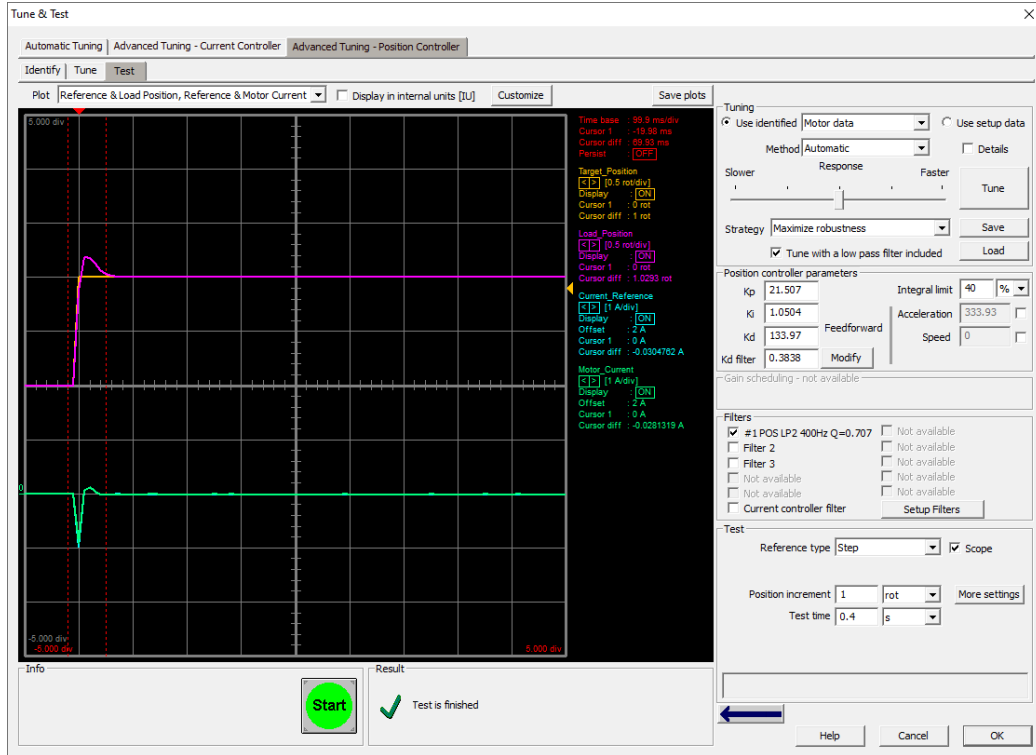


Fig. 121. Gráfica de la respuesta de posición del motor a una entrada escalón.

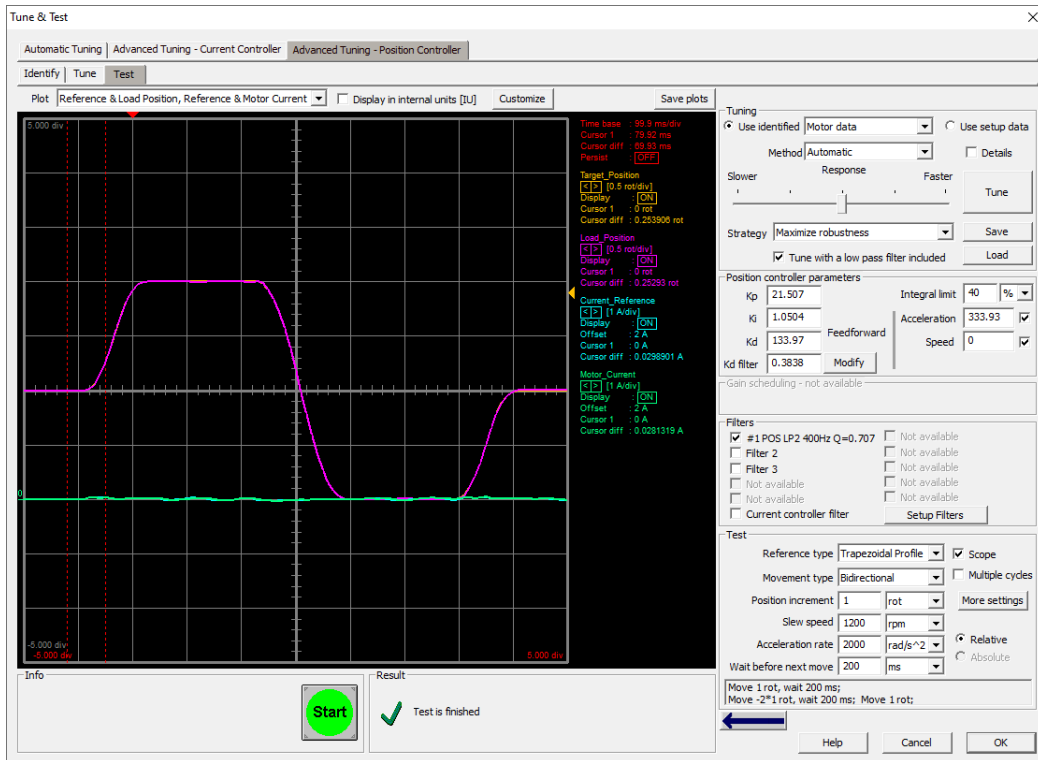


Fig. 120. Gráfica de la respuesta de posición del motor a una entrada trapezoidal.

Tras estas pruebas, ya estaría realizado el *tuning* del motor, y daríamos paso a la programación.

4.5.3.2 Código de la controladora

Cuando ya se ha programado a la placa máster para que envía señales digitales en función de las lecturas de los sensores, es hora de programar la controladora para que actúe sobre el motor en base a las órdenes que dé la placa Raspberry Pico.

Dentro del *setup* que se realizó para configurar los parámetros del motor, se abrirá un nuevo *script* para empezar a incluir los comandos que controlarán el movimiento del motor.

El primer paso es crear las variables en las cuales se almacenarán los resultados de las señales recibidas por la placa máster:

```
int Sensor_flex; // Define integer variable Sensor_flex
int Sensor_ext; // Define integer variable Sensor_ext
```

Fig. 122. Fragmento de declaración de variables de la controladora.

Después, se vincularán esas variables con las entradas de la controladora (INO y IN1) las cuales estarán conectadas a las salidas de la placa máster (pines 14 y 15). Además, se creará una marca (*label*), la cual servirá para establecer un bucle que permita la detección continuada de las señales para el movimiento

```
SetAsInput(0); //Set IO line 0 as input
Sensor_flex = IN(0); //Read IO line 0 data into variable Sensor_flex ( 0 -> low, 1 -> high )
SetAsInput(1); //Set IO line 1 as input
Sensor_ext = IN(1); //Read IO line 1 data into variable Sensor_ext ( 0 -> low, 1 -> high )
Deteccion: //Define label Deteccion
```

Fig. 123. Fragmento de configuración de entradas.

Tras esto, llega la hora de programar los movimientos. Comenzaremos con el de flexión, el cual girará el motor en el sentido contrario a las agujas del reloj. El objetivo es que, cuando la entrada IN0 esté a nivel alto (lo que se consigue cuando la lectura del sensor correspondiente sobrepase el umbral impuesto), el comando se active, e instaure una referencia de voltaje de +9 V (voltaje nominal).

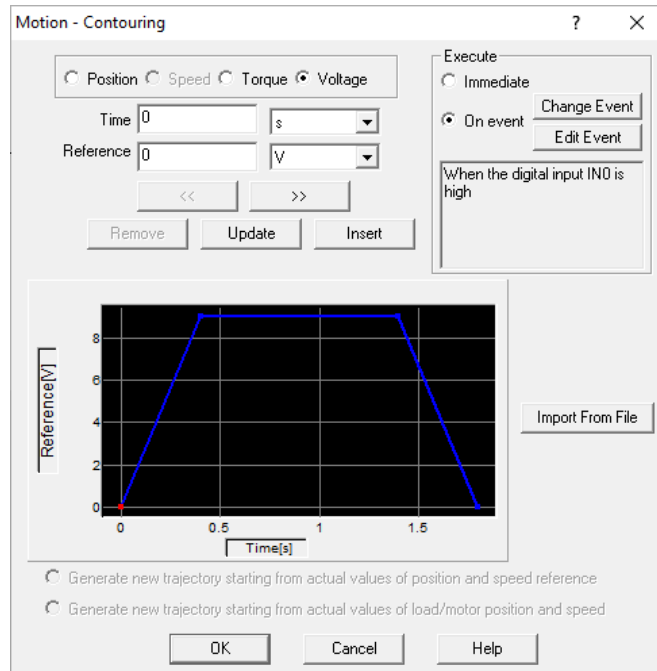


Fig. 124. Interfaz de la curva del movimiento de cierre.

Ahora, programaremos el movimiento de extensión, el cual girará el motor en el sentido de las agujas del reloj. El objetivo es similar al del movimiento de flexión: cuando la entrada IN1 esté a nivel alto (lo que se consigue cuando la lectura del otro sensor el umbral), el comando se active, e instaure una referencia de voltaje de -9 V (voltaje nominal).

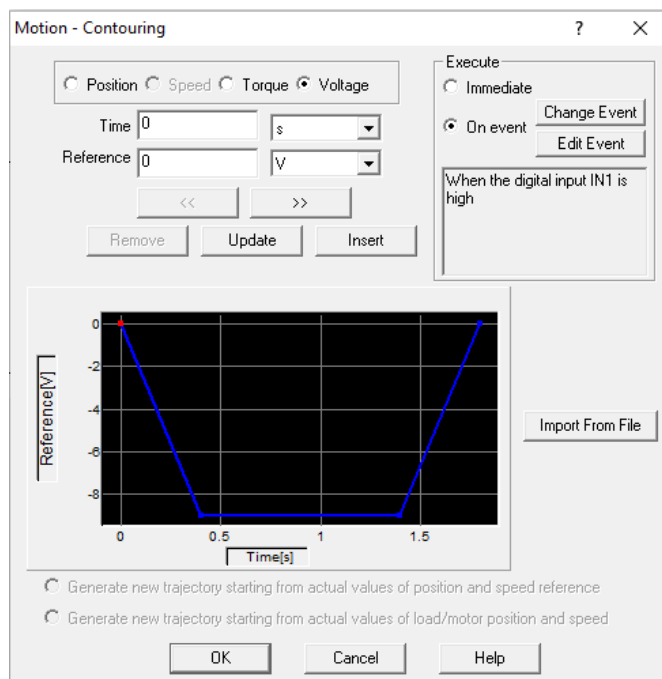


Fig. 125. Interfaz de la curva del movimiento de apertura

Por último, se programa una llamada de función, la cual vuelve a la parte de la secuencia de código a partir de la marca que creamos:

```
GOTO Deteccion; //Branch to Deteccion
```

Fig. 126. Fragmento de llamada a la variable definida como etiqueta.

Así pues, queda definida toda la parte eléctrica que incumbe a la prótesis. El esquema de la figura ofrece una visión global de la misma:

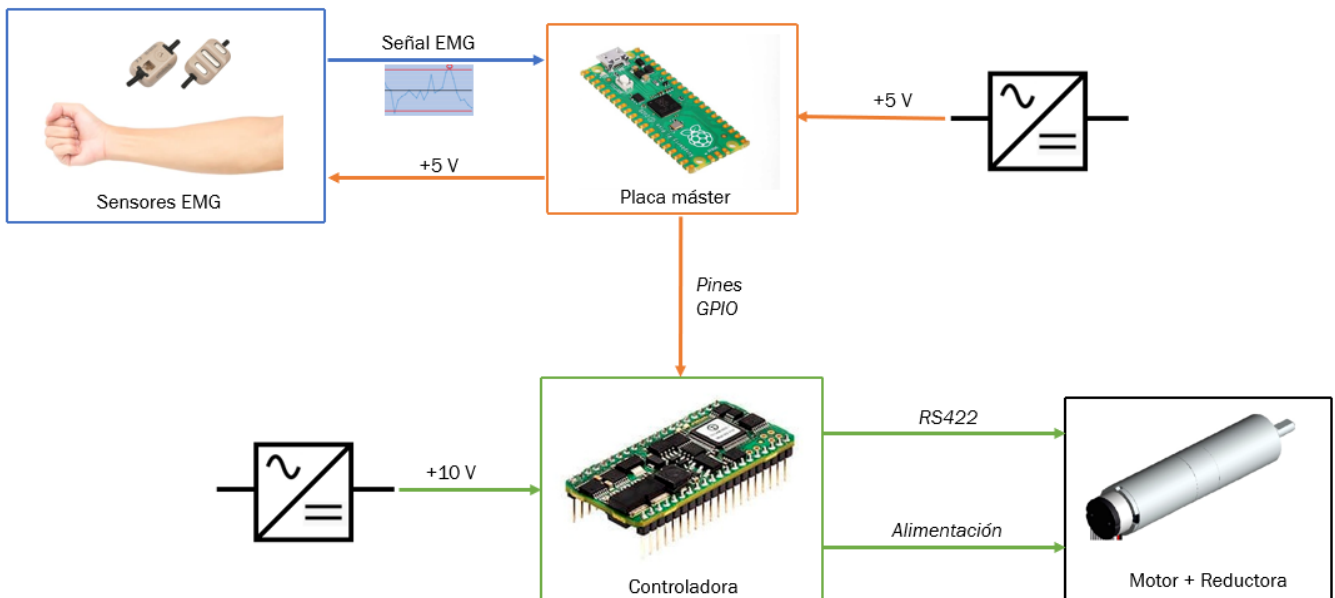


Fig. 127. Esquema general de componentes de la parte electrónica.

4.5.4 Programación de la placa máster

La función del código de la placa Raspberri Pi se va a dividir en dos partes. La primera, leer la señal emitida por los dos sensores mioeléctricos. La segunda, emitir una señal digital de salida en función del valor de la señal leída. Dicha señal digital va a ser leída, a su vez, por la controladora, como orden principal para poner en marcha el motor de la mano.

El entorno que se ha elegido para la programación es el IDE Thonny, el cual está preparado el lenguaje MicroPython, el cual también utilizaremos.

De acuerdo con el fabricante Raspberry, para que la placa acepte este lenguaje, primero hay que incorporar a la memoria RAM con un *firmware* que se obtendrá de la página oficial.

Cuando ya se ha realizado esta operación, ya se puede empezar a programar:

El primer paso, como ya se ha comentado, es preparar a los pines analógicos para que lean la señal de los sensores, y también los digitales para que emitan la señal de salida:

```

Prueba_lectura_sensores.py x
1  import machine
2  import utime
3
4  from machine import Pin
5  from machine import ADC
6
7  Sensor_1 = ADC(26)
8  Sensor_2 = ADC(27)
9
10 Motor_der = Pin(15,Pin.OUT)
11 Motor_izq = Pin(14,Pin.OUT)
12
13 factor_16 = 3.3/(65535)

```

Fig. 128. 1º Fragmento del código de la placa máster.

Como las entradas analógicas de la placa tienen una resolución de 16 bits, en un principio la lectura que obtendremos será una cifra desde 0 a 65535. Como lo que queremos es el valor de voltaje de la señal, se tendrá que usar un factor

de conversión para convertir el valor codificado a uno que se encuentre en el intervalo de 0 a 3,3 V (valor máximo de los sensores).

El siguiente paso es leer la señal, y especificar un valor umbral (2,5 V) a partir del cual se considerará que la señal nerviosa detectada representa una contracción o una extensión. Si se supera, la placa enviará a través de los pines específicos una señal de salida de nivel alto (y a la vez pondrá a nivel bajo la otra entrada, para evitar que los dos movimientos se activen a la vez).

```

15 def main():
16
17     while(True):
18
19         senal_1 = Sensor_1.read_u16() * factor_16
20         print (senal_1)
21
22         if senal_1 > 2.5:
23             Motor_der.on()
24             Motor_izq.off()
25         else:
26             Motor_der.off()
27
28         senal_2 = Sensor_2.read_u16() * factor_16
29         print (senal_2)
30
31         if senal_2 > 2.5:
32             Motor_izq.on
33             Motor_der.off()
34         else:
35             Motor_izq.off()
36
37         utime.sleep(0.1)
38
39 if __name__ == "__main__":
40     main()

```

Fig. 129. 2º Fragmento del código de la placa máster.

Si se hace una prueba de la lectura de estos sensores, y se representa el valor de la señal a lo largo del tiempo, el resultado es el siguiente:

Mano relajada:

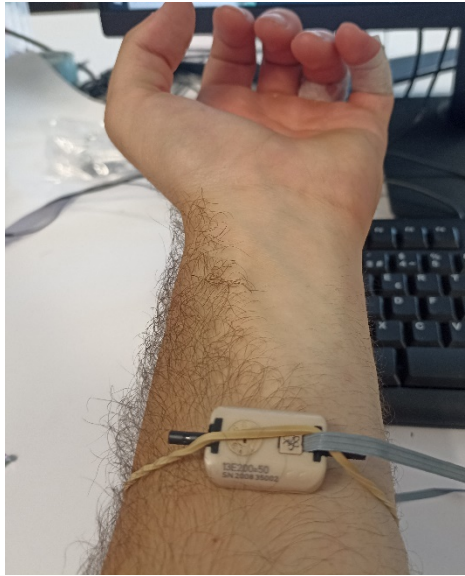


Fig. 130. Posición relajada de la mano y gráfica de la señal leída.

Mano en flexión:



Fig. 131. Posición en flexión de la mano y gráfica de la señal recibida.

Mano en extensión:



Fig. 132. Posición en extensión de la mano y gráfica de la señal recibida.

4.6 Ensayos y resultados

Tras haber completado toda la configuración requerida para la parte electrónica, el aspecto de todos los componentes es el mostrado en la figura.

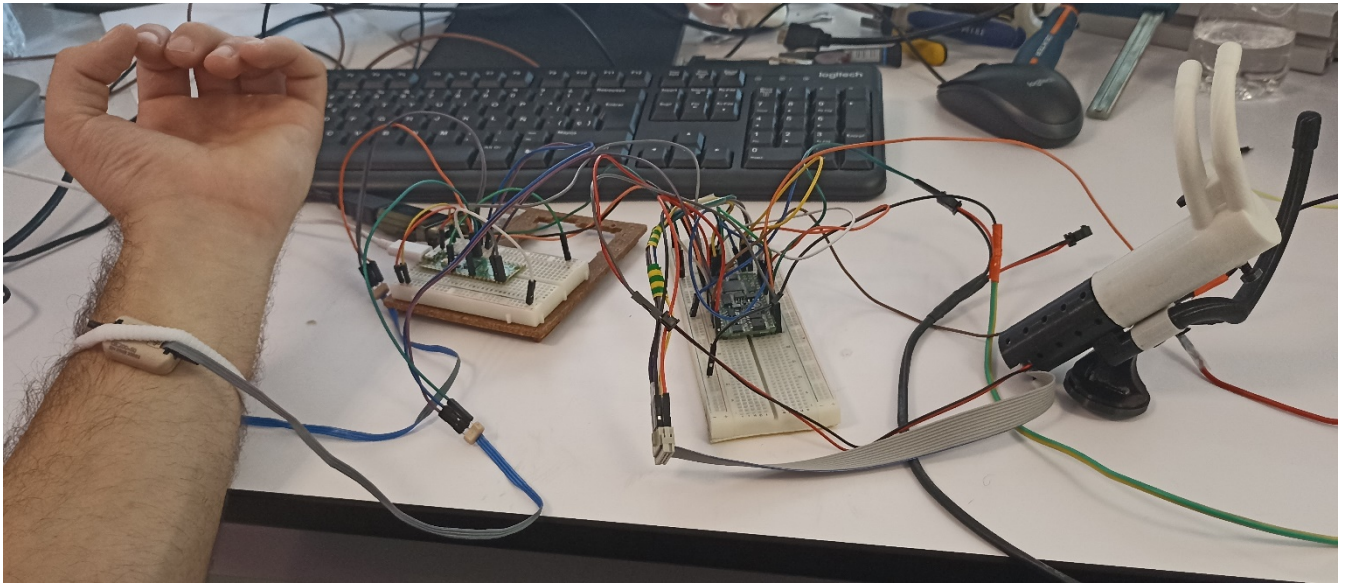


Fig. 133. Conjunto de la prótesis conectada a todos los demás componentes.

El primer ensayo va a consistir en la comprobación de la fuerza que debe realizar el motor. Para ello, se realizará la misma prueba que se hizo en el apartado de ensayos preliminares: se incorporarán pesos medidos hasta conseguir una carga determinada, la cual deberá levantar la prótesis.

Debido a la complicación de sujetar la mano mientras levanta el peso, se ha tenido que diseñar e imprimir una pieza preparada para anclarla a un perfil de aluminio. De esta manera, dicho perfil puede también anclarse a la mesa de trabajo mediante un sargento o mordaza, y así hacer el ensayo un poco más preciso.

El resultado ha sido el siguiente:

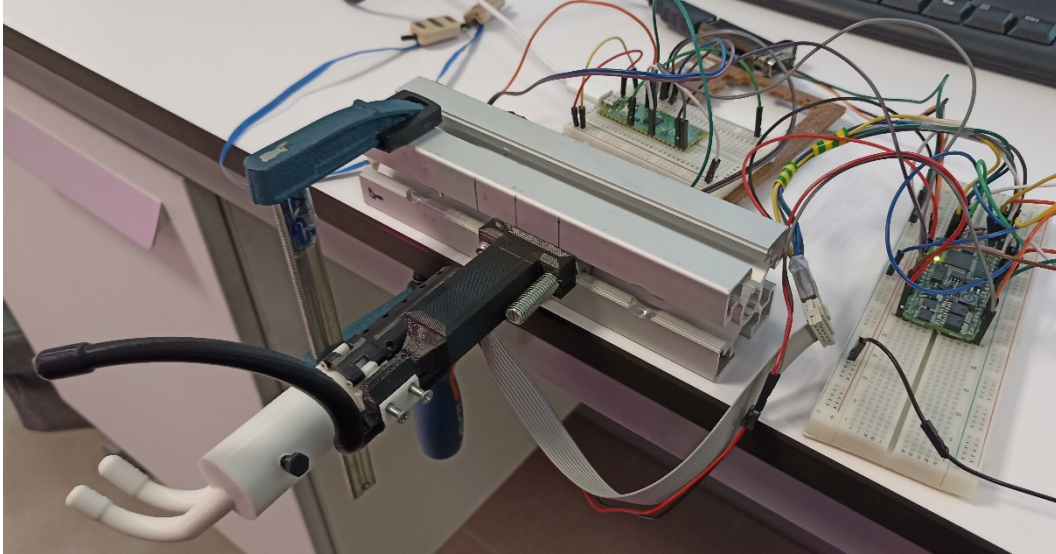


Fig. 134. Fijación de la prótesis al perfil de aluminio y a la mesa de trabajo.

Dicho esto, se puede empezar a cargar peso. Los pesos utilizados son los mismos que los del apartado 4.4.3 (200 g). La carga que se ha escogido como umbral para considerar la prótesis como válida ha sido de 2 kg:

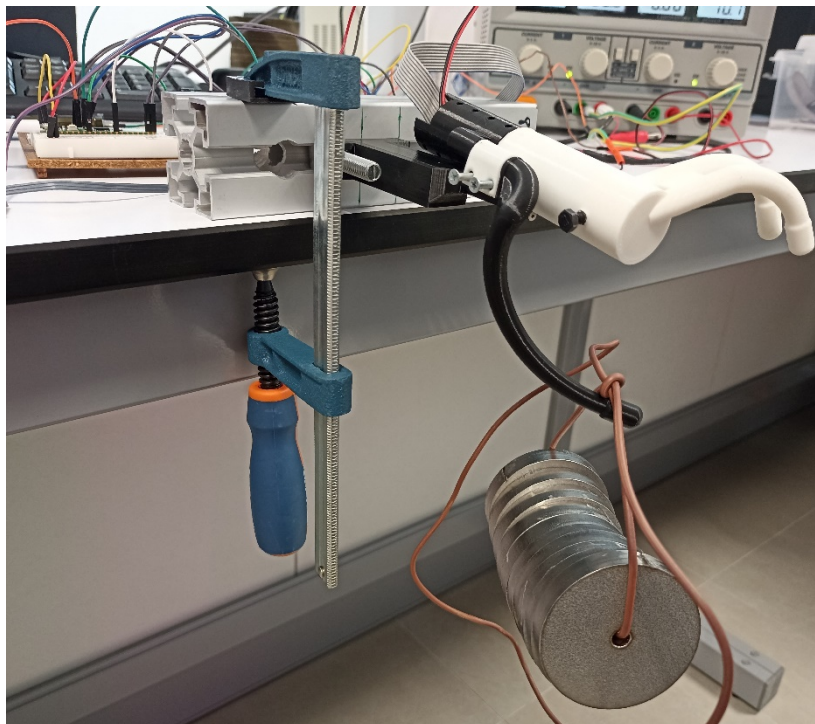


Fig. 135. Momento del ensayo de fuerza realizado sobre la prótesis.

Tras hacer este ensayo, se ha procedido a comparar esta prueba con una similar realizada con la prótesis de Ottobock *Electrohand 2000*, para comprobar si también es capaz de levantar dicho peso.

El resultado obtenido ha sido insatisfactorio: la mano de Ottobock no ha sido capaz de levantar esa carga.



Fig. 136. Momento del ensayo de fuerza sobre la mano *ElectroHand 2000*.

Después, se han ensayado los movimientos de la mano mediante los sensores mioeléctricos. Primero, realizamos el movimiento de cierre de la mano (flexión).

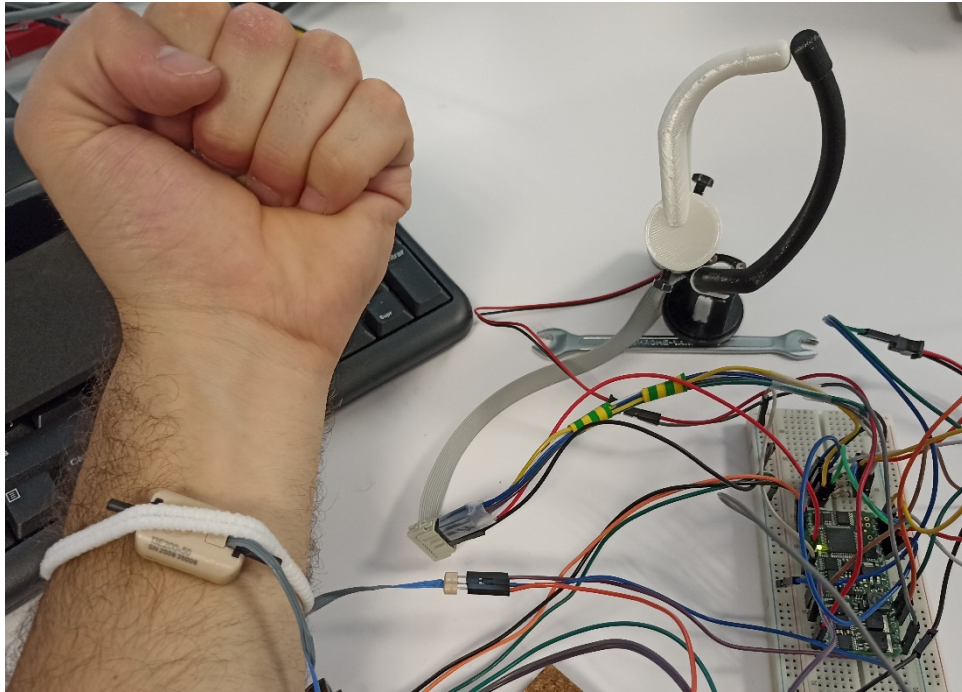


Fig. 137. *Movimiento de flexión sobre la prótesis.*

Y, después, el movimiento de abertura (extensión).

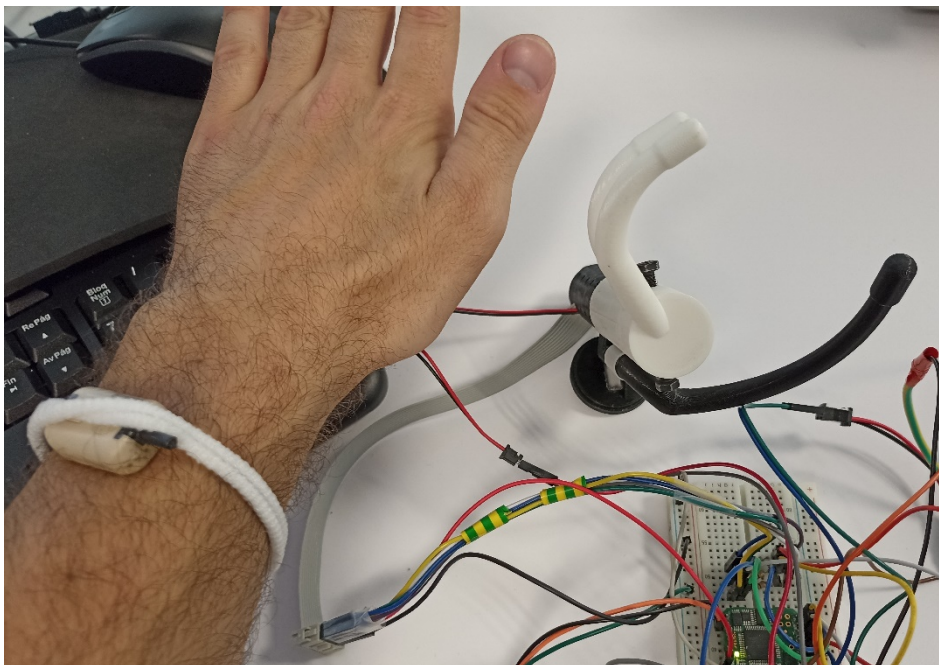


Fig. 138. *Movimiento de extensión sobre la prótesis.*

5. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS

5.1 Conclusiones

Este proyecto ha querido tratar el proceso de diseño, fabricación y control de una mano protésica basada en el modelo comercializado *Electrohand 2000*, de la empresa Ottobock, con la perspectiva de mejorar uno de los aspectos que se han considerado fundamentales en una prótesis: la fuerza realizada.

Dados los múltiples requerimientos que engloban los dispositivos electromédicos (como es este caso), este proyecto ha brindado la oportunidad de abarcar diversos campos, muchos de los cuales eran desconocidos hasta el momento del comienzo, tales como el modelado 3D, la configuración y puesta a punto de impresoras 3D, o el estudio completo de motores DC.

Y, aparte, en cuanto a los aspectos que podían considerarse conocidos, la mayor parte han tenido que ser especializados debido a las características propias de cada fabricante (compatibilidad entre marcas, *software* propio, etc.)

Dado que las partes del proyecto han sido claramente diferenciadas (selección de los componentes, fabricación del prototipo, y programación de los movimientos), las conclusiones que obtenemos son las siguientes:

En cuanto al modelo 3D:

- El diseño cumple de manera funcional los movimientos de extensión y flexión proporcionados por un único motor (1 grado de libertad).
- Los ensayos realizados a la estructura de nuestro prototipo impreso avalan que éste es capaz de soportar sobradamente el peso que deberá levantar el motor.
- El diseño se ha realizado pensando en siguientes etapas tales como la fabricación de la extensión de la muñeca y del brazo, o de la adquisición de un guante de silicona para mejorar el agarre (estas etapas se especificarán posteriormente como líneas futuras de trabajo).

En cuanto a las placas y a la programación:

- La placa máster elegida lee correctamente las señales nerviosas necesarias. Aparte, se ha observado que la precisión ofrecida por los sensores *MyoBock* (también de Ottobock) es excelente.
- La sensibilidad ofrecida por los sensores varía mucho en función de la posición en el brazo, por lo que puede ser conveniente, dependiendo de la persona, ajustar el valor umbral que se elige para dar la orden a la controladora.

- El código de la controladora ha sido diseñado para realizar los movimientos de flexión y extensión sólo en el tiempo en lo que dura la abertura y el cierre completos. Mediante la manipulación de las entradas, se podría configurar el movimiento de flexión de manera que se induzca voltaje hasta que la entrada digital correspondiente al sensor de flexión esté a nivel bajo.

En cuanto a las características generales:

- El tamaño de nuestro prototipo ha resultado ser más grande que el modelo *Electrohand 2000*. Esto ha sido necesario, ya que no se ha encontrado un motor de menor tamaño que cumpla las especificaciones de fuerza.
- En cuanto al peso, evidentemente también se ha superado al modelo de Ottobock, ya que tenemos un peso de 115 g frente a los 160 g que pesa nuestro modelo (a los 160 g súmese 7 g de la controladora y 3 g de la placa máster. En el caso del modelo de Ottobock, habría que sumarle el peso de su controladora).
- Pero, en favor del proyecto, la fuerza que nuestra prótesis llega a realizar supera a la del modelo de Ottobock (nuestra prótesis es capaz de levantar un peso de 2 kg, mientras que la de Ottobock no). Y esto puede considerarse como una ventaja competitiva, en el caso de que se quisiese optimizar la prótesis en perspectiva al tamaño y al peso, o desde la fuerza realizada.

5.2 Líneas futuras de trabajo

En vista de los resultados obtenidos en este proyecto, resulta obvio destacar que se ha realizado con una finalidad académica, dado que, en el caso de querer comercializar el modelo final, sería necesaria la inclusión de diversas mejoras en el ámbito del diseño, material de fabricación, y eficiencia del código.

De esta forma, se proponen como futuros desarrollos:

- Nuevo diseño del modelo 3D, mediante un estudio de la mano de un ámbito más biomédico, con el objetivo de convertir la flexión y la extensión en movimientos más biofieles. De forma adicional, y para hacer la prótesis más parecida a una mano real, el diseño de un guante de silicona de recubrimiento para la estructura.
- Experimentación con materiales de impresión 3D con mayor módulo de Young, tales como ABS o PETG, con el fin de reducir la posible deformación en algunas de las piezas de la prótesis, además de mejorar las prestaciones mecánicas de la estructura.
- Diseño de la estructura correspondiente a la parte de la muñeca y el brazo.
- Mejora de la eficiencia del código de lectura de las señales de los sensores, con el fin de establecer un mejor tratamiento de los datos, y estudiar la conexión por bus CAN, para lograr una mayor velocidad de transmisión.
- Mejora la programación de los movimientos del motor desde la controladora, para conseguir un mayor rango de posibilidades de agarre de objetos.
- Búsqueda de componentes (sensores o baterías) que posean un precio menor que los actuales, con el fin de abaratar el coste de la prótesis.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Kim Norton. “A Brief History of Prosthetics,” *inMotion*, vol. 17, nº7.
- [2] Favio Montané. “El desarrollo de la protésica a lo largo de la historia humana.” ISPO vol. 1
- [3] “Sofisticación en el antiguo Egipto. Una prótesis de hace 3000 años.”
https://historia.nationalgeographic.com.es/a/sofisticacion-antiguo-egipto-protesis-hace-3000-anos_11639
- [4] “Götz ‘Mano de Hierro’ Berlichingen”
<https://web.archive.org/web/20100630134842/http://historiasconhistoria.es/2008/07/25/gotz-mano-de-hierro-berlichingen.php>
- [5] “16th-century prosthetics designed by Ambroise Paré”
<https://www.thevintagenews.com/2016/04/05/16th-century-prosthetics-designed-ambroise-pare-considered-father-modern-surgery/?chrome=1>
- [6] “AMBROISE PARÉ: (1510-1592), de ingenioso barbero a doctor en medicina.” Galenus; vol. 21, nº7.
- [7] Artificial leg, 'Anglesey' type, 1890-1920.
<https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/search/objects?q=%22Chas%20A%20Blatchford%20and%20Sons%20Limited%22B>
- [8] “Prótesis timeline”
<https://www.timetoast.com/timelines/protesis-cda6cc5e-af1b-40ed-aa98-446e8cbec3ba>
- [9] Ottobock: “ElectroHand 2000”.
<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Terminal-Devices/Otto-Bock-Electrohand-2000/p/8E51>

- [10] Open Bionics: “Hero Arm”. <https://openbionics.com/en/hero-arm/>
- [11] Ottobock: “Michelangelo”. <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Michelangelo-Axon-Bus-System/Michelangelo-Hand-AxonHook/Michelangelo-Hand/p/8E500~5L-M>
- [12] Össur: “iLimb”. <https://www.ossur.com/es-es/protesica/miembro-superior/i-limb-quantum>
- [13] University of Utah: “Luke Arm”. <https://www.mobiusbionics.com/luke-arm/>
- [14] Prices for bionic hands. <https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/>
- [15] Dimitris Rodríguez Ramírez, Carlos Eduardo Ruiz Moreno, Miguel Ángel, Nieto Bayona, Sergio Alejandro Leuro Torres, Miguel Ángel Gómez Rueda: “La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología.” Morfolia – Vol. 12 – nº1 – 2020.
- [16] NETTER, Frank H. Atlas de anatomía humana. 2ª edición Porto Alegre: Artmed, 2000.
- [17] “Esqueleto humano” <https://www.mundoprimaria.com/recursos-ciencias-naturales/esqueleto-humano>
- [18] “Huesos del brazo.” <https://www.mundodeportivo.com/uncomo/educacion/articulo/como-se-llaman-los-huesos-del-brazo-21663.html>

- [19] Alfredo Torres DDS, Cinthia Serrano MD. “Músculos del antebrazo”. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/musculos-del-antebrazo>
- [20] “Mano.” <https://enfermeria.top/apuntes/anatomia/miembro-superior/mano/>
- [21] “Músculos del brazo y antebrazo” <https://www.lifeder.com/musculos-brazo/>
- [22] Yolanda Carretero Serrano. “Las diferentes configuraciones de la mano para el agarre y la manipulación.” RhbNeuromad, 2020.
- [23] Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile / R. Avila Chaurand, L.R. Prado León, E.L. González Muñoz. <https://www.researchgate.net/publication/31722433>
- [24] “A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands”. Christian Pylatiuk, Stefan Schulz. https://www.researchgate.net/publication/8504296_A_comparison_of_the_grip_force_distribution_in_natural_hands_and_in_prosthetic_hands/link/09e4150a2564614d35000000/download
- [25] “Performance Characteristics of Anthropomorphic Prosthetic Hands”. Joseph T. Belter and Aaron M. Dollar. https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/Belter_ICORR2011.pdf
- [26] Camilo Sandoval Rodríguez, Rodolfo Villamizar Mejía, Eusebio Delgado Velosa, Andrés Cordero Cardozo: “Hand Movements speed estimation by means of artificial neural networks and electromiographical measurements”. Rev. Ing. Biomédica vol. 4 n°8. http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622010000200005

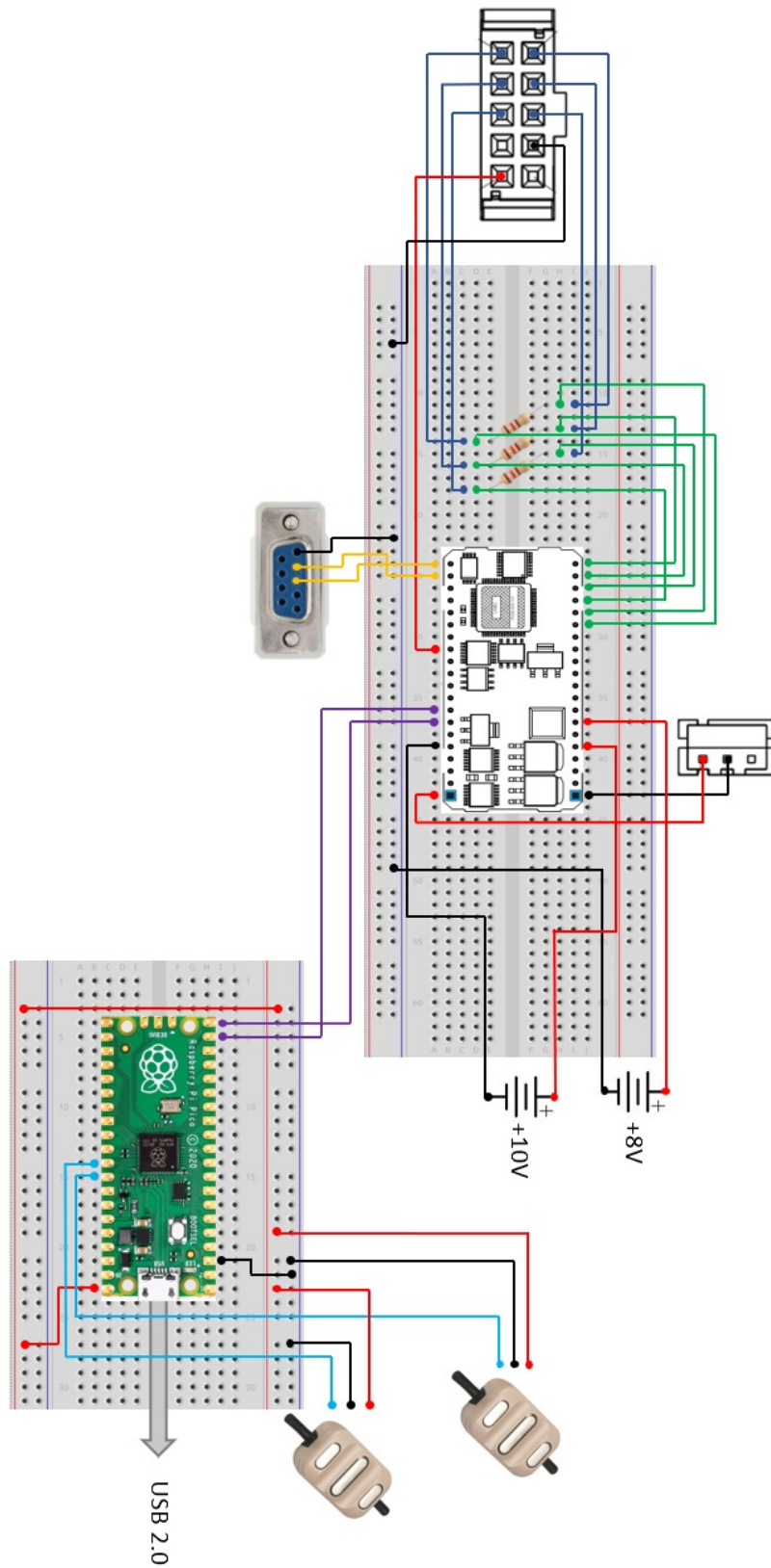
- [27] UNE- EN ISO 22523:2007 “Prótesis de miembros y órtesis externas. Requisitos y métodos de ensayo”.
- [28] UNE- EN 60601 “Equipos electromédicos. Requisitos particulares para la seguridad básica y el funcionamiento esencial de los estimuladores de nervios y de músculos”.
- [29] “Baterías recargables”. https://www.amazon.es/Recargables-Recargable-Duraderas-Delanteros-Electr%C3%B3nicos/dp/B0C5QCXBFX/ref=sr_1_7?_mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91&crd=16RQ969CDEDHX&keywords=bater%C3%ADas+10+v&qid=1687769861&s=electronics&sprefix=bater%C3%ADas+10+v%2Celectroni cs%2C196&sr=1-7
- [30] “Smart Materials 3D”. <https://www.smartmaterials3d.com/pla>
- [31] Jesús Fraile Mora. “Máquinas eléctricas. 6º y 8º edición”. Ed. Garceta, 2016.
- [32] “Motor DC DF series”
<https://www.directindustry.es/prod/chiaphua-components/product-61070-575565.html>
- [33] “Maxon group motor”.
<https://www.maxongroup.com/maxon/view/content/index>
- [34] “La transmisión y el cambio de marchas.”
<https://nosinmibici.com/2010/05/02/la-transmision-y-el-elevado-arte-del-cambio-de-marchas/>
- [35] “Relación de engranajes.” https://mantenimiento-de-sistemas-de-transmision.fandom.com/es/wiki/Relacion_de_engranes
- [36] “Engranaje Planetario.”
https://es.wikipedia.org/wiki/Engranaje_planetario

- [37] “Catálogo Maxon 2023/2024”
<https://online.flippingbook.com/view/1042987/>
- [38] “Encoders incrementales”
https://www.encoderhohner.com/files/Descargas/overview_incrementales.pdf
- [39] “Ingenia Motion Control” <https://www.ingeniamc.com/>
- [40] “Technosoft Motion Control”
<https://technosoftmotion.com/en/home/>
- [41] “Mecanismo de 4 barras”
https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo_de_cuatro_barras
- [42] “Creality 3D Printers” <https://www.creality.com>
- [43] “Raspberry hardware” <https://www.raspberrypi.com/products/>
- [44] “Arduino hardware” <https://www.arduino.cc/en/hardware>
- [45] “Creación y transmisión de los impulsos nerviosos”
<https://dolopedia.com/articulo/creacion-y-transmision-del-impulso-nervioso-en-las-neuronas>
- [46] “Partes del sistema nervioso.”
<https://espanol.nichd.nih.gov/salud/temas/neuro/informacion/partes>
- [47] “Capítulo 9.2. Lesiones por la electricidad y el rayo”
<https://uninet.edu/tratado/c090202.html#:~:text=La%20piel%20presenta%20pues%20la,piel%20a%202500%2D3000%20ohmios.>

- [48] “Prototipado y control de un dedo protésico para amputaciones parciales de mano” Pedraza Huarcaya, Juan Carlos. Universidad de Valladolid.

7. ANEXOS

7.1 Diagrama de conexiones



7.2 Código completo

7.2.1 Código de la placa Raspberry Pi Pico

```
1 import machine
2 import utime
3
4 from machine import Pin
5 from machine import ADC
6
7 Sensor_1 = ADC(26)
8 Sensor_2 = ADC(27)
9
10 Motor_der = Pin(15,Pin.OUT)
11 Motor_izq = Pin(14,Pin.OUT)
12
13 factor_16 = 3.3/(65535)
14
15 def main():
16
17     while(True):
18
19         senal_1 = Sensor_1.read_u16() * factor_16
20         print (senal_1)
21
22         if senal_1 > 2.5:
23             Motor_der.on()
24             Motor_izq.off()
25         else:
26             Motor_der.off()
27
28         senal_2 = Sensor_2.read_u16() * factor_16
29         print (senal_2)
30
31         if senal_2 > 2.5:
32             Motor_izq.on
33             Motor_der.off()
34         else:
35             Motor_izq.off()
36
37         utime.sleep(0.1)
38
39 if __name__ == "__main__":
40     main()
41     |
```

7.2.2 Código de la controladora

	<code>int Sensor_flex; // Define integer variable Sensor_flex</code>
	<code>int Sensor_ext; // Define integer variable Sensor_ext</code>
	<code>SetAsInput(0); //Set IO line 0 as input</code> <code>Sensor_flex = IN(0); //Read IO line 0 data into variable Sensor_flex (0 -> low, 1 -> high)</code>
	<code>SetAsInput(1); //Set IO line 1 as input</code> <code>Sensor_ext = IN(1); //Read IO line 1 data into variable Sensor_ext (0 -> low, 1 -> high)</code>
	<code>Deteccion: //Define label Deteccion</code>
	<code>//Define event: When the digital input IN0 is high</code> <code>!IN#0 1;</code> <code>MODE VC; //Set Voltage Contouring</code> <code>REF0 = 0; //Initial reference set to 0[V]</code> <code>SEG 399U, 73.37750;</code> <code>UPD!; //Execute on event</code> <code>SEG 1U, 73.37653;</code> <code>SEG 1001U, 0.00000;</code> <code>SEG 400U, -73.19452;</code> <code>SEG 1U, -73.19238;</code> <code>SEG 0, 0.0; //End of contouring</code>
	<code>//Define event: When the digital input IN1 is high</code> <code>!IN#1 1;</code> <code>MODE VC; //Set Voltage Contouring</code> <code>REF0 = 0; //Initial reference set to 0[V]</code> <code>SEG 399U, -73.37750;</code> <code>UPD!; //Execute on event</code> <code>SEG 1U, -73.37653;</code> <code>SEG 1001U, 0.00000;</code> <code>SEG 400U, 73.19452;</code> <code>SEG 1U, 73.19238;</code> <code>SEG 0, 0.0; //End of contouring</code>
	<code>GOTO Deteccion; //Branch to Deteccion</code>