



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES

Máster en Ingeniería Industrial

MASTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

TRABAJO FIN DE MÁSTER

**Diseño mecánico y control de un prototipo para robot de rehabilitación
de mano**

Autor: D. Jaime Sánchez Pescador
Tutor: D. Juan Carlos Fraile Merinero

Valladolid, febrero, 2018

Resumen, palabras clave

El objetivo de este Trabajo de Fin de Máster del Máster de Ingeniería Industrial es el diseño, fabricación y prueba de un prototipo sencillo de un dispositivo de rehabilitación de mano enfocado a pacientes con discapacidad neuromotora adquirida. El dispositivo de rehabilitación está basado en el mecanismo biela-manivela. Para diseñar los componentes del dispositivo, en base a las características antropomórficas de la extremidad a rehabilitar, se ha recurrido al software Autodesk Inventor Professional 2017, realizando simulaciones dinámicas para estimar el comportamiento real del prototipo. Una vez fabricados y ensamblados los componentes del prototipo, se aplica un control básico del dispositivo mediante una placa de desarrollo compatible con Arduino, permitiendo controlar velocidad, longitud y tiempo de la tarea de rehabilitación.

Palabras clave: rehabilitación, mano, diseño, biela-manivela, Arduino.

Abstract, keywords

The purpose of this Final Masters Project of Industrial Engineering Masters is to design, manufacture and test a simple prototype of a hand rehab device focused on patients who had acquired a neuromotor disability. Rehab device is based on crank-connecting rod mechanism. To design the different parts of the device, attending on the upper limb anthropometric features, it has been used Autodesk Inventor Professional 2017, making dynamic simulations to estimate the device's performing. Once the device is manufactured, a basic control system based on an Arduino's development board is applied on device to manage speed, distance and time of the rehab task.

Keywords: rehab, hand, design, crank-connecting rod, Arduino.

*A mis padres, mi hermano y a Teresa,
por todo el apoyo recibido,
simplemente gracias.*

Índice

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	1
2. ESTADO DEL ARTE	3
3. DISEÑO MECÁNICO Y SIMULACIÓN DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.....	7
3. 1.Requisitos del dispositivo de rehabilitación.	7
3. 2.Concepto inicial del dispositivo de rehabilitación.....	9
3. 3.Diseño CAD del mecanismo.....	10
3. 3. 1. Conjunto de elementos de posicionamiento y fijación del dispositivo de rehabilitación	11
3. 3. 2. Conjunto de elementos del dispositivo destinados al movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente	13
3. 4.Simulación del comportamiento del dispositivo de rehabilitación.....	18
4. ESTUDIO DEL MODELO CINEMÁTICO Y DINÁMICO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.....	21
4.1. Modelo cinemático.....	21
4.2. Caracterización del modelo cinemático para el dispositivo de rehabilitación de mano.....	24
4.3. Modelo dinámico.....	25
4.4. Caracterización del modelo dinámico para el dispositivo de rehabilitación de mano.....	28
4.5. Cálculo de parámetros de diseño del dispositivo de rehabilitación.	29
4.6. Comprobación de los modelos cinemáticos y dinámicos simulando con Autodesk Inventor Professional 2017.....	30
5. FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE MANO....	35
5.1. Fabricación de los componentes del dispositivo de rehabilitación.....	35
5.2. Ensamblaje de los componentes del dispositivo de rehabilitación.....	40
6. CONTROL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.....	47
6.1. Elementos de control	47
6.2. Esquema y conexiones de control del dispositivo de rehabilitación.	50
6.3. Código en Arduino de control del dispositivo de rehabilitación.....	52
7. CONCLUSIONES	61
7.1. Líneas futuras	63
8. REFERENCIAS	65

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.

Este Trabajo de Fin de Máster tiene como objetivo realizar un primer diseño mecánico y construcción de un prototipo de robot de rehabilitación de mano. Concretamente, un diseño de un dispositivo mecatrónico orientado a la rehabilitación del movimiento de pinza de la mano en personas con discapacidad neuromotora causada por un daño cerebral adquirido.

El daño cerebral causante de la discapacidad neuromotora suele estar provocado por un ictus. Se estima que en torno a 16,9 millones de personas al año sufren un ictus, reportando aproximadamente 5,9 millones de fallecimientos, situando al ictus como la segunda causa de muerte más común y una de las principales causas de discapacidad adquirida [1].

Estadísticamente, la recuperación de un ictus es un término bastante heterogéneo. De hecho, se estima que entre el 25% y el 74% de los 50 millones de supervivientes a un ictus en todo el mundo requieren cierta o total dependencia para realizar actividades cotidianas [2]. Sin embargo, entre el 40% y el 60% de pacientes que han sobrevivido a un ictus son capaces de recuperar cierta independencia para realizar actividades cotidianas después de realizar terapia de rehabilitación [3].

Un estudio realizado sobre 56 [4] pacientes refleja que los pacientes con discapacidad neuromotora en las extremidades superiores cuya rehabilitación se realiza basándose en terapias convencionales, como la fisioterapia, muestran menor mejora que los pacientes que combinan las terapias convencionales con terapia utilizando robots específicos de rehabilitación. Por tanto, queda latente que diseñar un dispositivo cuyo fin es proporcionar a la tarea de rehabilitación de la mano un nuevo soporte, contribuye a mejorar el bienestar de la población.

La efectividad de la terapia de rehabilitación está directamente relacionada con la repetición sistemática de un movimiento simple y específico [5]. Por ello, el diseño del dispositivo de este Trabajo de Fin de Máster debe cumplir la condición de permitir realizar un movimiento repetitivo, simple y específico al paciente que está realizando la tarea de rehabilitación, con el fin de mejorar los resultados del proceso de rehabilitación.

El movimiento repetitivo, simple y específico seleccionado para realizar en este Trabajo de Fin de Máster es la apertura y cierre de mano, un movimiento presente en actividades cotidianas tan simples como vestirse o coger un vaso de agua y beber.

Para la realización del diseño mecánico del prototipo, se ha recurrido al software CAE (siglas de ‘*Computer Aided Engineering*’ o Ingeniería Asistida por Ordenador) Autodesk Inventor Professional 2017. Mediante este software, se ha realizado el diseño de todas las piezas que componen el dispositivo de rehabilitación y se ha simulado el comportamiento del mecanismo que provoca la apertura y cierre de la mano del paciente, permitiendo obtener valores de propiedades cinemáticas como la posición, velocidad o aceleración de cualquier elemento del mecanismo, como de propiedades dinámicas como fuerzas o pares de torsión aplicados.

Por tanto, los objetivos a cumplir en este Trabajo de Fin de Máster son:

- Estudiar las necesidades y requisitos de un dispositivo de rehabilitación de mano para pacientes con una discapacidad neuromotora adquirida.
- Diseñar un dispositivo de rehabilitación capaz de realizar el movimiento deseado en la mano del paciente.
- Realizar una simulación del comportamiento del dispositivo, obteniendo parámetros cinéticos y dinámicos.
- Construir físicamente el prototipo del dispositivo, con el fin de probar *in situ* sobre sujetos sanos la viabilidad del diseño: comportamiento, ergonomía y seguridad del dispositivo.
- Implementar un sistema de control básico que permita gobernar el dispositivo de forma sencilla mediante un ordenador y un microprocesador compatible con Arduino.

2. ESTADO DEL ARTE

Los avances de la ciencia y la tecnología han permitido al ser humano desarrollar nuevas técnicas e instrumentos para facilitar y mejorar los resultados de tareas tanto simples como complejas, tanto diarias como muy específicas; desde desarrollo de sistemas de encendido automático de alumbrado público eficiente hasta vehículos de conducción autónoma.

En cuanto a dispositivos enfocados a complementar las tareas de rehabilitación, los avances no se han quedado atrás. Así, se puede realizar una clasificación de los distintos dispositivos atendiendo a diferentes criterios. Lo más habitual es clasificar los dispositivos según la intervención del paciente o según la geometría del dispositivo.

Según la intervención del paciente, se distingue entre dispositivos pasivos y dispositivos activos. En un lado están los dispositivos pasivos, que realizan su tarea en base a unas condiciones de funcionamiento o configuración inicial, independientemente de la posible acción o reacción del paciente usuario del dispositivo. Por otro lado, se encuentran los dispositivos activos, que además de realizar la tarea en base a una configuración inicial, recibe señales de control procedentes del paciente mediante sensores, por ejemplo, variando la velocidad de un movimiento en función de la fuerza en oposición que realiza el paciente o mediante el estímulo nervioso del paciente.

Atendiendo a la geometría del dispositivo, se puede distinguir entre dispositivos tipo actuador y dispositivos tipo exoesqueleto [6]. Los dispositivos tipo actuador desempeñan su tarea aplicando esfuerzos mecánicos en la zona final de la extremidad. Estos dispositivos presentan diversas ventajas, como su precio reducido y la sencillez a la hora de su configuración y uso. Sin embargo, no aportan un gran control al movimiento de todas las articulaciones implicadas en la tarea de rehabilitación, pudiendo permitir desplazamientos o giros no habituales o recomendados. En cuanto a los dispositivos tipo exoesqueleto, suelen presentar ejes y actuadores en todas las articulaciones implicadas en la tarea de rehabilitación, garantizando un movimiento adecuado de todas las articulaciones del paciente. Sin embargo, su precio es muy elevado y su constitución mucho más compleja.

A continuación, se realiza un breve análisis de los dispositivos de rehabilitación de mano más comunes, desde dispositivos en fase comercial a dispositivos aún en fase de experimentación y desarrollo.

Para comenzar, quizá el dispositivo más avanzado y completo es un dispositivo en fase comercial de la empresa austriaca *Tyromotion* denominado *AMADEO* [7]. Este dispositivo, según los criterios de clasificación anteriores estaría ubicado según la geometría en un dispositivo tipo actuador, y según la intervención del paciente entra dentro de los dos criterios, activo y pasivo, ya que presenta diferentes modos de trabajo dependiendo de la configuración deseada en base a la tarea de rehabilitación de mano a desempeñar. Esto es, puede trabajar como dispositivo pasivo, como dispositivo activo o como dispositivo de asistencia, en función de las necesidades requeridas por la rehabilitación del paciente. Además, integra accesorios que complementan la tarea de rehabilitación, permitiendo mostrar al paciente en una pantalla un interfaz agradable y motivante gracias a su software y sus múltiples sensores, captando y monitorizando desplazamientos, posiciones y fuerzas.



Figura 1. Dispositivo de rehabilitación de mano AMADEO, de Tyromotion.

AMADEO presenta múltiples ventajas para realizar la tarea de rehabilitación[8]. En primer lugar, su diseño es muy ergonómico, pudiéndose adaptar a la mano de cualquier paciente, sean cuales sean las necesidades del mismo. Después, el manejo del software es simple y se adapta a las necesidades del paciente, permitiendo el desarrollo de tareas específicas en cada caso. Además, como ya se ha comentado anteriormente, permite desarrollar la tarea de rehabilitación tanto de forma activa como de forma pasiva y, por último, permite realizar tareas específicas a cada dedo de la mano, por lo que desempeña una rehabilitación muy completa y personalizada en función de las características del paciente. A mayores, se han realizado estudios para implementar la Realidad Virtual a Amadeo, presentando resultados muy positivos [9]. Sin duda, AMADEO se posiciona como el dispositivo robótico de rehabilitación de mano más completo y desarrollado hasta el momento.

Pasando a analizar los dispositivos que todavía se encuentran en fase de estudio y desarrollo, bien sea por universidades o por centros médicos en colaboración con universidades, se encuentra un mayor número de prototipos de tipo exoesqueleto que de tipo actuador.

En cuanto a dispositivos tipo actuador en fase de estudio y desarrollo destaca un prototipo realizado por una colaboración entre una universidad turca y una universidad coreana, denominado *Watt II* [10]. Este prototipo consta de un único actuador electromecánico y un único grado de libertad, permitiendo el movimiento de los cuatro dedos del paciente al mismo tiempo. Para diseñar la trayectoria, se ha realizado un mapeo capturando con 8 cámaras la trayectoria que realizan los dedos de un sujeto sano, los cuales disponen de reflectores infrarrojos para facilitar dicha labor. En base a la trayectoria, se ha realizado el diseño de los componentes del dispositivo para satisfacer lo más fielmente posible la trayectoria capturada por la mano del sujeto sano.



Figura 2. Dispositivo Watt II.

Una colaboración entre la Universidad del Cauca, Colombia y la Universidad Miguel Hernández de Elche dio lugar a un dispositivo de rehabilitación de mano de tipo exoesqueleto [11].

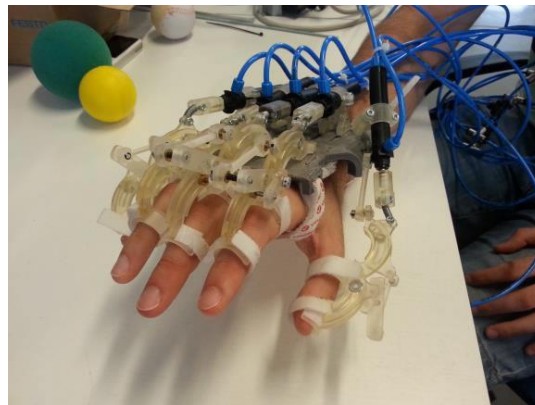


Figura 3. Exoesqueleto neumático de rehabilitación de mano.

Del diseño de este dispositivo, destaca que sus actuadores no son motores eléctricos, sino neumáticos. Más concretamente cilindros de doble efecto. El control del dispositivo se realiza pilotando las válvulas del circuito neumático con *MATLAB*. Este dispositivo, no sólo puede ser utilizado en tareas de rehabilitación de mano, también puede servir como suplemento y asistencia para realizar tareas simples y cotidianas, como sujetar un vaso de agua.

El *Nalecz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Polonia, ha publicado un estudio sobre un dispositivo de rehabilitación de mano de tipo exoesqueleto que actúa únicamente sobre los dedos índice y pulgar [12]. Gracias a su diseño simple, ligero y portátil, puede servir de dispositivo de asistencia en ciertas tareas que no desempeñen mucha complejidad.

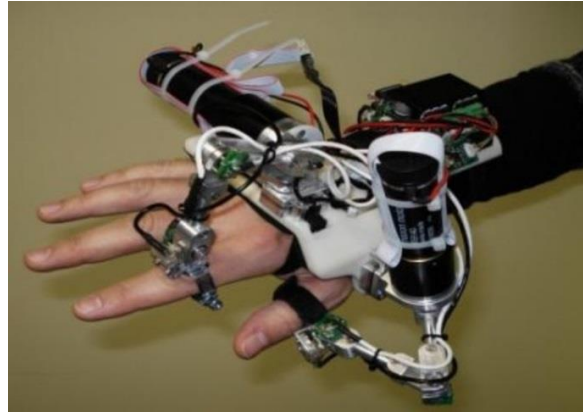


Figura 4. Exoesqueleto de rehabilitación de mano con control sobre dedos índice y pulgar.

Por otro lado, el *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* publicó en 2010 un artículo que recogía el diseño y análisis de un dispositivo de rehabilitación de mano de tipo exoesqueleto denominado *HEXOOR* (siglas de *Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot*) [13]. En dicha publicación, se informa que el estudio piloto realizado con este dispositivo fue positivo, permitiendo a los pacientes incrementar la movilidad de las extremidades afectadas y fomentando la participación activa del paciente durante la rehabilitación.

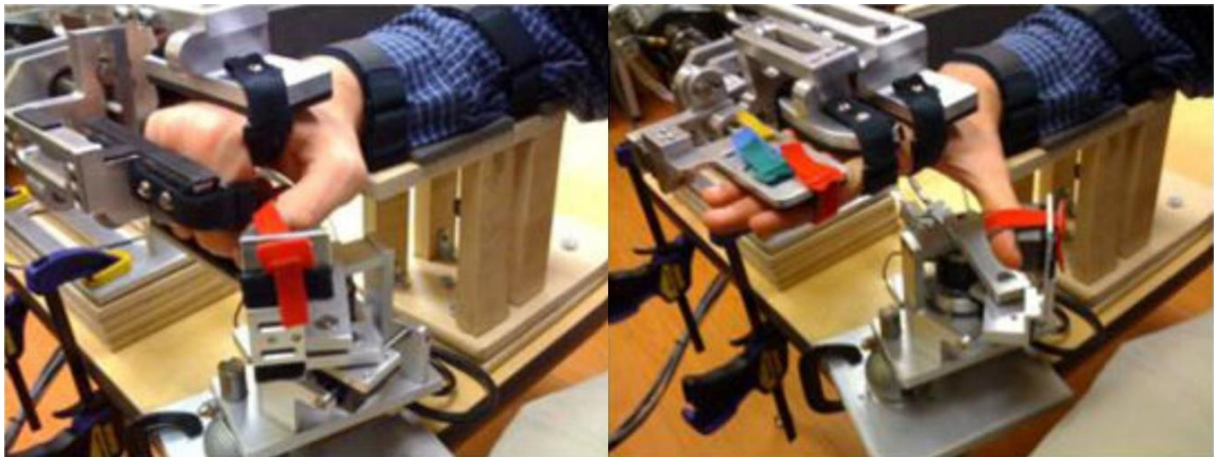


Figura 5. Dispositivo de rehabilitación de mano HEXOOR.

3. DISEÑO MECÁNICO Y SIMULACIÓN DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.

En este capítulo se expone el proceso de diseño del dispositivo de rehabilitación de mano. El criterio principal del diseño se ha basado en la búsqueda de la funcionalidad del dispositivo sin perder de vista ni la ergonomía, para la comodidad del paciente procurando evitar siempre que se produzcan daños en el mismo.

A continuación, se pueden ver los requisitos necesarios, el concepto inicial, una simulación del comportamiento del dispositivo de rehabilitación y su materialización plasmándolo en diseño CAD en Autodesk Inventor Professional 2017.

3. 1. Requisitos del dispositivo de rehabilitación.

Debido a que la finalidad del diseño es la rehabilitación de la mano, el dispositivo debe adaptarse a las necesidades y requisitos que presenta una mano. Por tanto, es necesario realizar estudios y obtener datos de diferentes parámetros antropométricos de la mano que influyen de forma directa sobre el diseño y funcionamiento del dispositivo de rehabilitación de mano.

Estos parámetros son: las dimensiones de los dedos índice, corazón, anular y meñique, el ángulo de giro que presentan las diferentes articulaciones involucradas en el movimiento de apertura y cierre de la mano, la velocidad de giro de las articulaciones involucradas en el movimiento de apertura y cierre de la mano, y la fuerza de agarre de una mano. Los parámetros anteriores presentan gran variabilidad en función de sexo, edad, constitución física, etc., por lo que es necesario recurrir a estudios estadísticos que muestren los valores medios de la población estudiada.

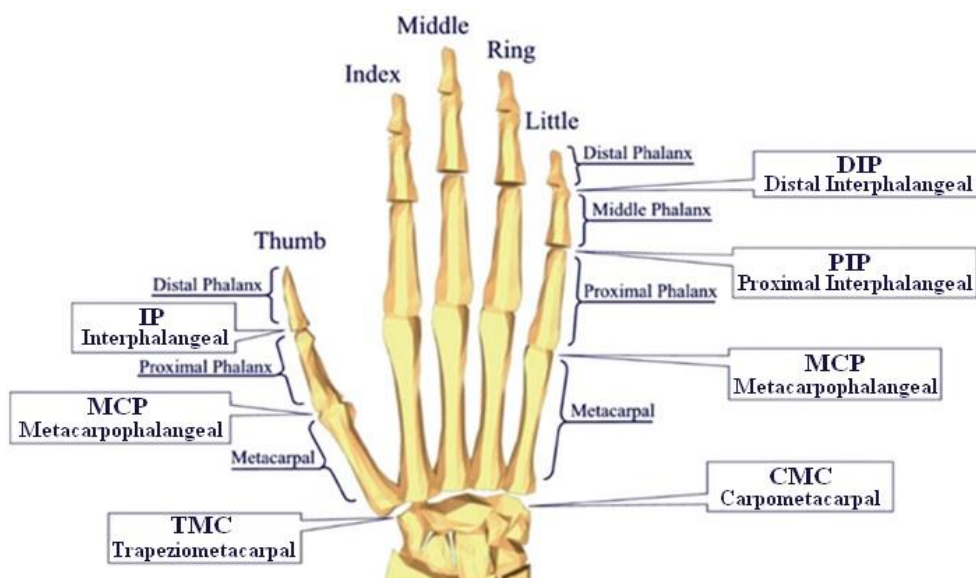


Figura 6. Anatomía y principales partes de la mano.

Puesto que el fin de este Trabajo de Fin de Máster es realizar un primer diseño de un prototipo de rehabilitación, se asumen algunas hipótesis que permitan estudiar el caso de una forma más sencilla. En el movimiento de apertura y cierre de la mano es más complejo

de lo que puede parecer, ya que en él están involucradas multitud de articulaciones (ver figura anterior): MCP, PIP y DIP de cada dedo. En la siguiente tabla se muestran los valores del ángulo de giro de flexión que poseen las articulaciones anteriores [14] para los dedos de la mano.

Ángulos de flexión de las articulaciones de la mano		
Dedo	Articulación	Ángulo de flexión
Pulgar	TMC	50°-90°
	MCP	75°-80°
	IP	75°-80°
Índice	MCP	90°
	PIP	110°
	DIP	80° - 90°
Corazón	MCP	90°
	PIP	110°
	DIP	80° - 90°
Anular	MCP	90°
	PIP	120°
	DIP	80°-90°
Meñique	MCP	90°
	PIP	135°
	DIP	90°

Tabla 1. Ángulos de flexión de las articulaciones de la mano.

Con el objetivo de simplificar este complejo movimiento de apertura y cierre de la mano, se asume que únicamente interviene la articulación metacarpofalángica (MCP), en su giro de 0° a 90°.

En cuanto a los dedos de la mano, éstos no siempre tienen la misma longitud. Por tanto, se ha recurrido a un estudio estadístico antropométrico realizado sobre la mano de pilotos varones de las Fuerzas Aéreas de Estados Unidos [15]. Los valores (en cm) de dicho estudio se muestran en la siguiente tabla, y representan la longitud desde la articulación MCP hasta la punta del dedo.

Longitud de los dedos (cm)				
Dedo	Media	Desviación	5%<	95%<
Pulgar	5,87	0,45	5,07	6,57
Índice	7,53	0,46	6,83	8,19
Corazón	8,57	0,51	7,82	9,74
Anular	8,00	0,47	7,44	8,93
Meñique	6,14	0,47	5,44	6,99

Tabla 2. Longitud de los dedos de la mano, en cm.

En cuanto a la velocidad de giro de las articulaciones, atendiendo únicamente a la articulación MCP, un estudio publicado en el *Journal of Neurophysiology* en 1990, refleja

que la velocidad máxima de giro de la articulación MCP registrada es de 18 rad/s, mientras que un movimiento de apertura y cierre de la mano a una velocidad considerada normal oscila en torno a 3 y 6 rad/s [16]. Debido a que el objetivo de este dispositivo es realizar una tarea de rehabilitación de mano en pacientes con una discapacidad neuromotora adquirida, se considera que una velocidad adecuada ronda el 40% de la velocidad considerada como normal, resultando de 1,2 a 2,4 rad/s, es decir, entre 12 y 24 rpm.

Los pacientes con una discapacidad neuromotora adquirida suelen mantener una posición de mano cerrada, ejerciendo una fuerza de forma involuntaria para mantener dicha posición. Por tanto, el dispositivo de rehabilitación de mano debe ser capaz de vencer esta fuerza involuntaria. Para estimar un valor medio de esta fuerza, se recurre a estudios que tratan acerca de la fuerza de agarre de los seres humanos.

Así, un estudio realizado sobre la población caucásica adulta sana, hombres y mujeres de entre 20 y 95 años, refleja que el valor máximo medio de la fuerza oscila entre 49 y 27 kg [17]. Sin embargo, estos valores corresponden a valores máximos de fuerza de forma voluntaria y en población sana. Sin embargo, existen estudios [18] que han conseguido determinar la fuerza de agarre de la mano afectada de un paciente después de sufrir un ictus, expresando dicha fuerza como un porcentaje de la fuerza de la mano afectada respecto a la mano no afectada. Así este valor se estima que es de en torno al 18%. Por tanto, aplicando el factor del 18% al valor de la máxima fuerza de agarre se obtiene una fuerza de agarre para un paciente después de superar un ictus de 4,86 kg, que equivalen a 47 N en el SI. Por tanto, el dispositivo de rehabilitación debe ser capaz de vencer esta fuerza ejercida de forma involuntaria por el paciente durante la tarea de rehabilitación.

3. 2. Concepto inicial del dispositivo de rehabilitación.

En vista al capítulo anterior de estado del arte, se ha optado por el diseño de un dispositivo que pasivo, motor del movimiento de rehabilitación desde el interior de la mano del paciente, pues ésta es la vía menos explotada hasta el momento, donde predominan los estudios sobre dispositivos tipo exoesqueleto.

Así, el concepto inicial del que se parte el siguiente: se busca un dispositivo basado en un mecanismo sencillo que sea capaz de realizar el movimiento de apertura de la mano durante la realización de tareas de rehabilitación de forma pasiva a un paciente con discapacidad neuromotora adquirida. En concreto, mediante un movimiento de apertura y cierre de la mano actuando sobre los dedos índice, corazón, anular y meñique. Debido a la tendencia de estos pacientes a mantener la mano cerrada de forma involuntaria, se decide que el movimiento de apertura de la mano sea impulsado desde el interior de la mano cerrada, en lugar de desde el exterior como sería el caso de un exoesqueleto.

En cuanto al diseño del dispositivo, se pueden distinguir dos conjuntos diferenciados, atendiendo a la función que realiza cada uno de ellos:

- Conjunto de elementos destinados al posicionamiento y fijación del brazo y la mano del paciente.

- Conjunto de elementos destinados al movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente.

Teniendo en cuenta que las capacidades motoras de los pacientes objetivo de este dispositivo de rehabilitación de mano pueden ser muy limitadas, es importante disponer de un sistema de fijación y sujeción del brazo y dedo pulgar del paciente, garantizando en todo momento una postura adecuada, con el fin de evitar posibles lesiones provocadas por un mal desarrollo del movimiento. Si el dedo pulgar no se mantiene en una posición segura, el movimiento de apertura y cierre del resto de dedos de la mano podría provocar lesiones.

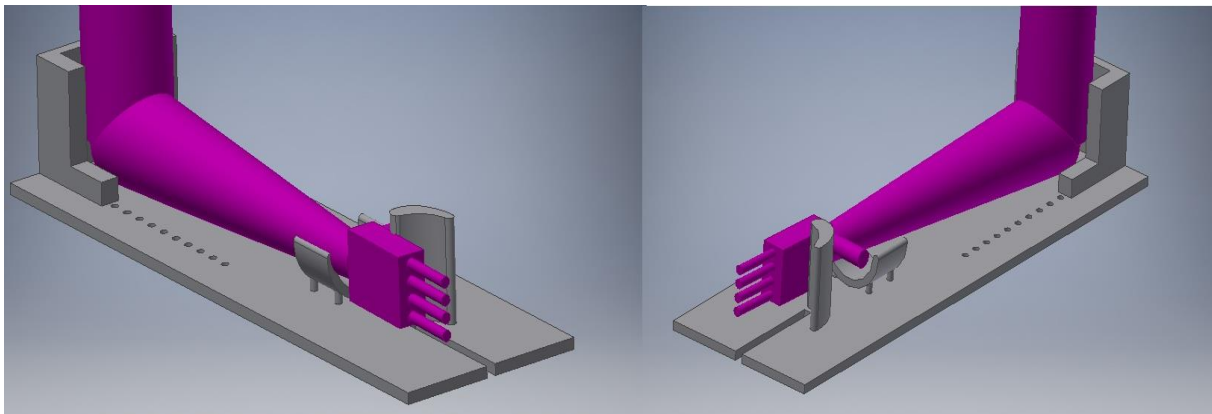


Figura 7. Elementos de posicionamiento y fijación del brazo del paciente del dispositivo de rehabilitación de mano.

Para realizar este movimiento de apertura y cierre, se parte de una idea muy simple: un elemento de forma cilíndrica que se desplaza siguiendo una trayectoria rectilínea y, con su movimiento, conlleva a un movimiento de apertura y cierre de los dedos índice, corazón, anular y meñique; manteniendo el pulgar apartado del movimiento, en una posición fija.

Para llevar a cabo este desplazamiento en línea recta de vaivén, se recurre a un sencillo mecanismo de biela-manivela, ya que con la única acción de un simple motor es posible tener control de la posición del elemento móvil que interactúa de forma directa con el paciente.

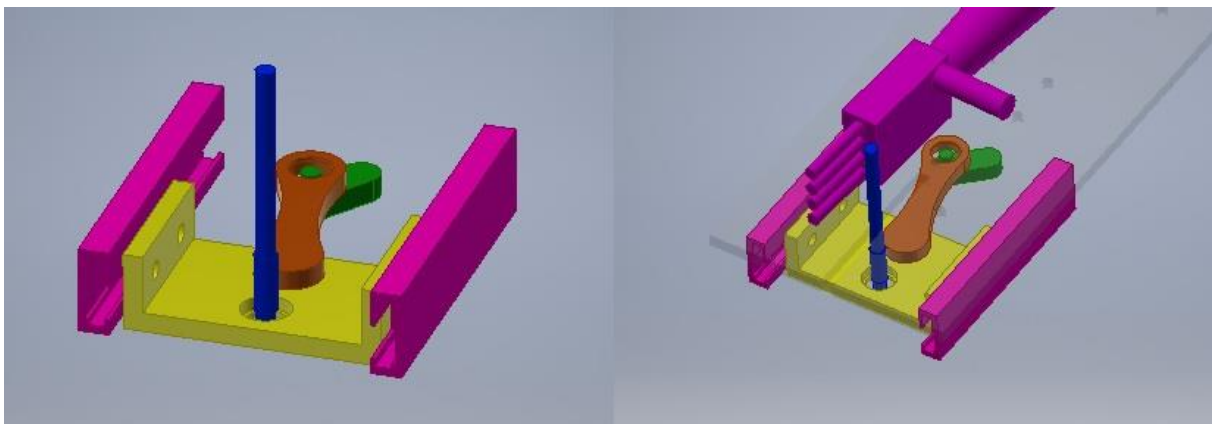


Figura 8. Elementos móviles del dispositivo de rehabilitación de mano.

3. 3. Diseño CAD del mecanismo

Una vez determinado el concepto inicial, para realizar el diseño y el modelo CAD del dispositivo, se decide utilizar el software CAE Autodesk Inventor Professional 2017 ya que

además de permitir realizar el diseño 3D de los componentes del mecanismo, permite simular su comportamiento, obteniendo parámetros cinemáticos de posición, velocidad y aceleración de todos los componentes y parámetros dinámicos, como las fuerzas y momentos flectores entre los componentes del mecanismo.

Este tipo de simulaciones son muy útiles; ya sea para predecir posibles colisiones indeseadas entre componentes de mecanismos o bien para comprobar que hipótesis o simplificaciones teóricas son correctas.

A continuación, se detallan los principales componentes mecánicos del dispositivo de rehabilitación de mano, así como su función y sistema de fabricación seleccionado. Primero se exponen los componentes del conjunto de elementos de posicionamiento y fijación del brazo del paciente para después pasar al conjunto de elementos destinados al movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente.

3.3.1. Conjunto de elementos de posicionamiento y fijación del dispositivo de rehabilitación

El conjunto de elementos de posicionamiento y fijación del dispositivo de rehabilitación de mano está formado por las piezas base, F, G y H.

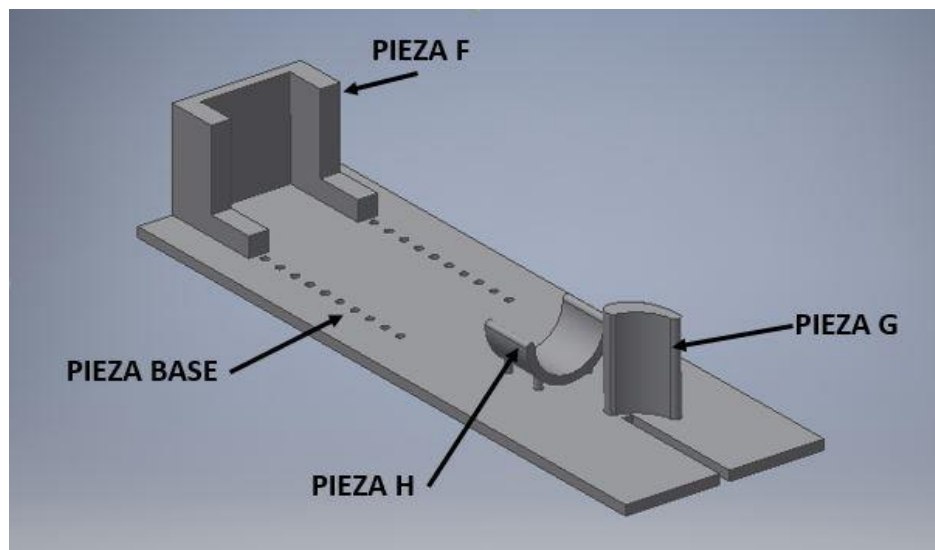


Figura 9. Elementos y disposición del conjunto de posicionamiento y sujeción del dispositivo de rehabilitación.

3.3.1.1. Pieza base

Como bien indica su nombre, la principal función de esta pieza es servir de base de apoyo al resto de componentes del dispositivo.

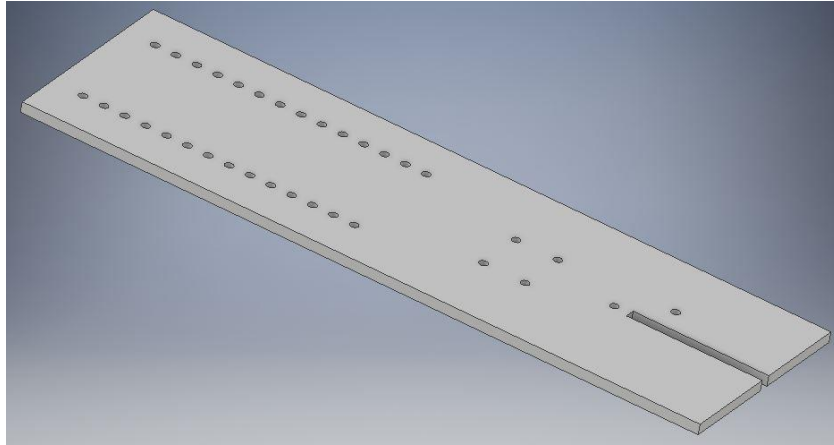


Figura 10. CAD Pieza base

Observando la figura anterior, se pueden ver las principales características de la pieza base. Consta de una ranura a través de la cual se permite el desplazamiento y guía el movimiento de la pieza que impulsa la apertura y cierre de la mano, además de diversos taladros pasantes que son usados para ubicar de forma correcta y segura el resto de piezas del dispositivo.

3.3.1.2. Pieza F

La pieza F tiene la función de fijar la posición del antebrazo, sirviendo de tope contra el que apoyar el codo y el brazo. Posee cuatro salientes en su parte inferior para situar esta pieza en la ubicación correcta sobre la *pieza base*. Además, gracias a estos cuatro salientes y a los diversos agujeros presentes en la *pieza base*, esta pieza F se puede ubicar en diferentes posiciones, en función del tamaño del antebrazo del paciente.

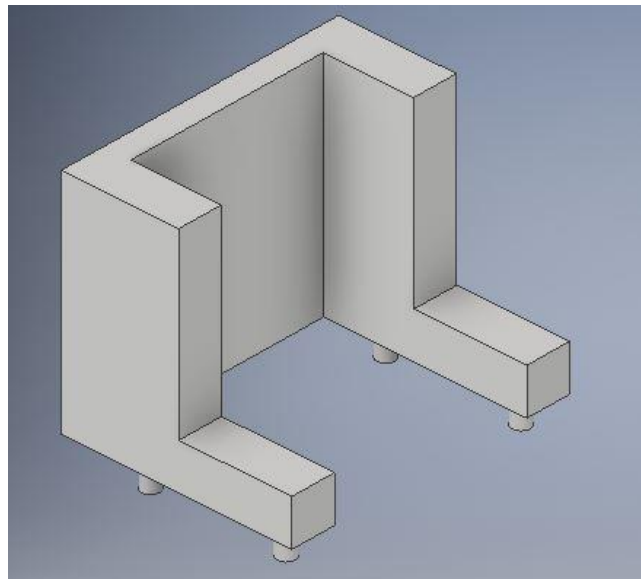


Figura 11. CAD pieza F

3.3.1.3. Pieza G

La pieza G tiene la función de separar el dedo pulgar del resto de dedos. De esta forma, el dedo pulgar del paciente que queda ubicado y fijado de forma segura fuera del movimiento de vaivén, evitando que pueda ocupar una zona de la trayectoria de la pieza C y provocar una lesión. Para el diseño de esta pieza se ha tenido en cuenta la facilidad

con la que el dedo pulgar pueda adaptarse al contorno de la pieza sin causar molestias en el paciente.

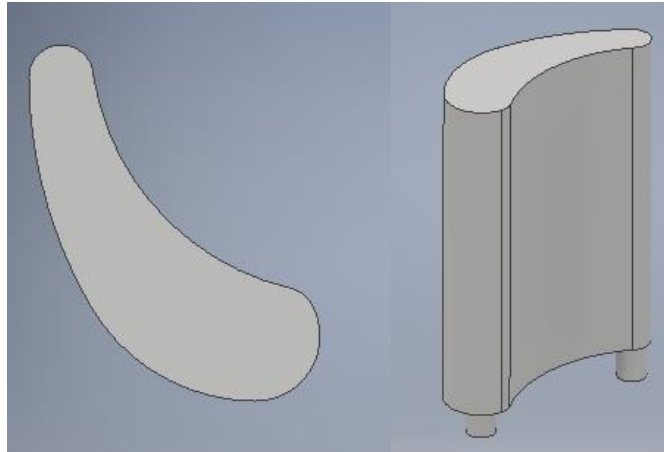


Figura 12. CAD Pieza G

Los dos salientes que se pueden ver en la parte inferior izquierda de la figura anterior sirven para ubicar la pieza G en la pieza 1 de forma correcta.

3.3.1.4. Pieza H

La pieza H sirve de apoyo y sujeción del brazo del paciente. Ubicando la muñeca del paciente sobre la pieza H, se asegura una correcta posición del brazo del paciente. Al igual que en el caso de la pieza G, los salientes de la parte inferior de la pieza permiten ubicar la pieza H de forma correcta en la pieza base.

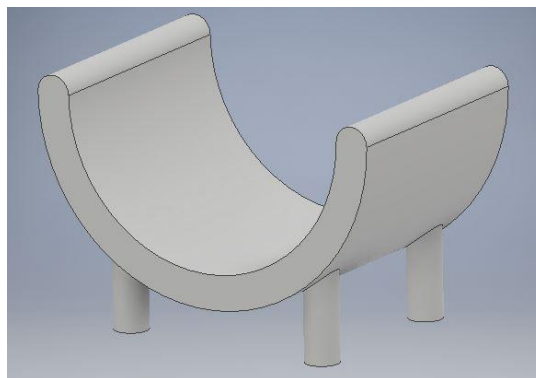


Figura 13. CAD Pieza H

3.3.2. Conjunto de elementos del dispositivo destinados al movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente

El conjunto de elementos del dispositivo destinados al movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente está formado por las piezas A, B, C, I, L.

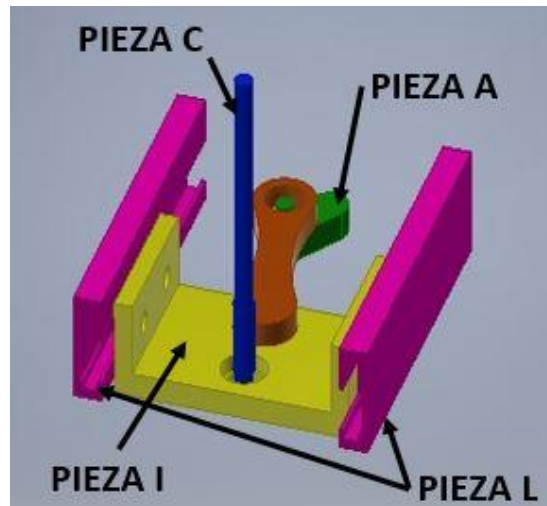


Figura 14. Elementos destinados al movimiento de la mano.

En cuanto a la disposición de los componentes móviles del mecanismo, en las siguientes figuras se puede ver el resultado de la unión de los componentes que intervienen de forma directa en el movimiento del mecanismo.

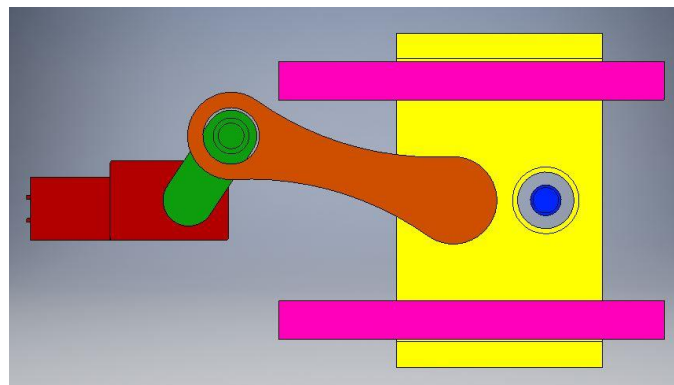


Figura 15. Mecanismo en vista de planta.

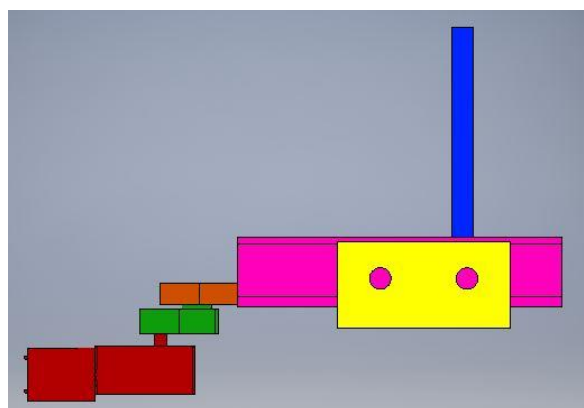


Figura 16. Mecanismo en vista de alzado.

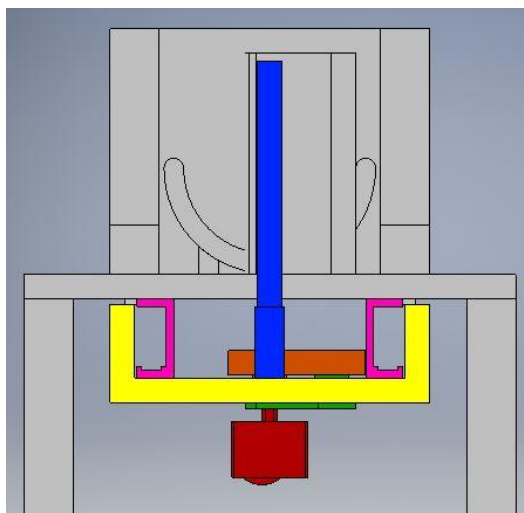


Figura 17. Mecanismo en vista de perfil.

En las figuras anteriores se ha eliminado la representación gráfica de los rodamientos presentes en el dispositivo, que realizan la función de unión y permiten un movimiento sin fricción, para facilitar la comprensión y disposición del mecanismo.

3.3.2.1. Pieza A

La pieza A es la pieza que en el mecanismo biela-manivela, realiza la función de manivela. Es decir, se acopla al eje de giro del motor y reproduce su movimiento de rotación.

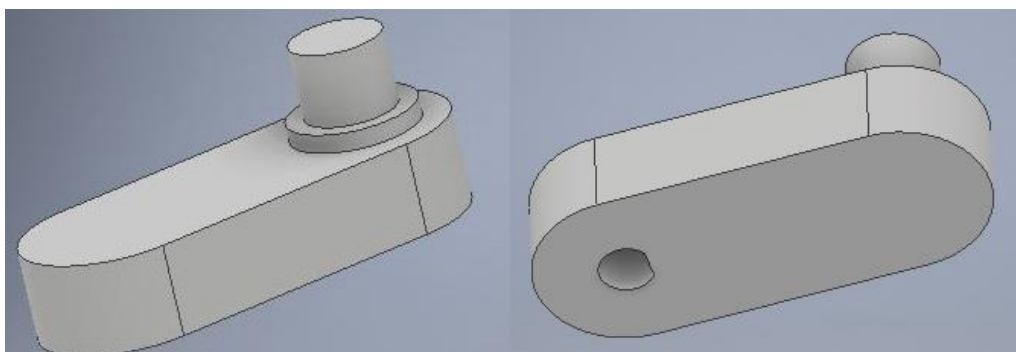


Figura 18. CAD Pieza A

En esta pieza destacan dos elementos principales:

- Extremo con orificio no pasante (zona derecha de la figura anterior): este orificio está diseñado para acoplarse al eje de giro del motor y poder girar de forma solidaria y así transmitir el movimiento al resto del mecanismo.
- Extremo con eje (zona izquierda de la figura anterior): este eje está diseñado para acoplar, mediante un rodamiento para reducir fricción, con la biela y transmitir el movimiento al resto del mecanismo. Consta de un pequeño escalón para asegurar que el rodamiento se acopla de forma correcta y que el movimiento no desgaste, por fricción, el resto de pieza.

3.3.2.2. Pieza B

La pieza B es la pieza que en el mecanismo biela-manivela, realiza la función de biela, es decir, se acopla a la pieza A y transforma el movimiento de rotación en un movimiento rectilíneo de vaivén.

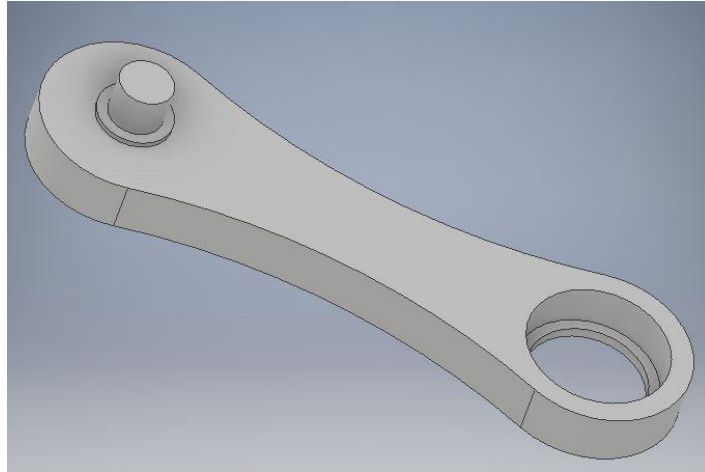


Figura 19. CAD Pieza B

En esta pieza destacan dos elementos principales:

- Extremo con orificio pasante o cabeza de biela (zona derecha de la figura anterior), destinado a albergar el rodamiento que comparte con la pieza A y recibir así el movimiento de rotación. En su parte inferior, hay un borde o escalón, cuya función es hacer de tope para garantizar la correcta ubicación del rodamiento y evitar que éste pueda desprenderse.
- Extremo con eje o anillo de biela (zona izquierda de la figura anterior), destinado a acoplarse, mediante un nuevo rodamiento, a la pieza I.

3.3.2.3. Pieza C

La pieza C es la pieza que entra en contacto con los dedos del paciente. Su función, por tanto, es la de transmitir el movimiento de vaivén del mecanismo biela-manivela alojándose, mediante un rodamiento, en la pieza I.

Se ha diseñado desde el punto de vista ergonómico con forma de cilindro para facilitar el agarre del paciente a la pieza. Además, para evitar que el desplazamiento de la pieza C provoque rozaduras o heridas en los dedos o la mano del paciente, la pieza C se aloja en un rodamiento. Así, en lugar de provocarse un desplazamiento con fricción, se produce con rodadura.

Observando la siguiente figura, destaca el extremo inferior con una zona de mayor diámetro. Éste incremento de diámetro realiza una función de tope que impide que la pieza C atraviese el rodamiento, formando una conexión más segura.



Figura 20. CAD Pieza C

3.3.2.4. Pieza I

La pieza I recibe el movimiento del anillo de biela de la pieza B y, gracias a la acción de un carril por lateral (pieza L), realiza una traslación rectilínea o movimiento de vaivén.

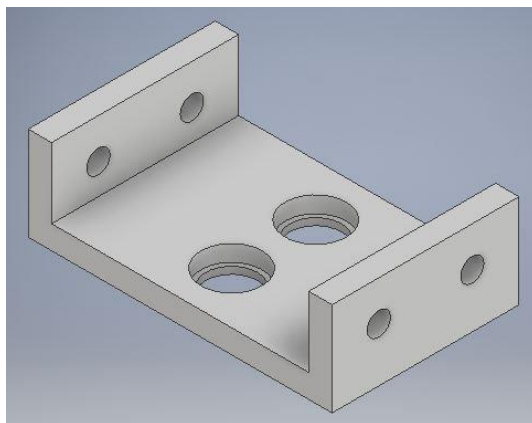


Figura 21. Pieza I.

En esta pieza, destacan dos elementos principales:

- Cuatro agujeros pasantes en las dos partes verticales de la pieza, donde se acopla un eje que permitirá la unión de una rueda para trasladar la pieza I, impulsada por la pieza B, a través de la pieza L.
- Dos agujeros pasantes en la parte horizontal de la pieza, destinados a albergar un rodamiento cada uno: uno para acoplar la pieza B y otro para la pieza C. Estos agujeros, de nuevo, presentan un borde en su parte inferior para asegurar el correcto acoplamiento del rodamiento.

3.3.2.5. Pieza L

Esta pieza realiza la función de carril guía para el desplazamiento de la pieza I, garantizando que en el mecanismo biela-manivela se transforma el movimiento de rotación de la manivela en un movimiento rectilíneo de vaivén del anillo de la biela (pieza B) y, por tanto, de las piezas I y C.

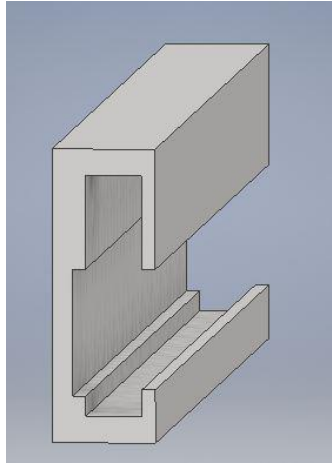


Figura 22. CAD Pieza L

Cabe destacar que la pieza L es un perfil en C, pero con una modificación en la parte inferior para servir de un verdadero carril guía y evitar así que el rodamiento que realiza su desplazamiento lo haga de forma correcta sin perder la trayectoria.

3. 4. Simulación del comportamiento del dispositivo de rehabilitación

Una vez establecidos los dos conjuntos que forman el dispositivo de rehabilitación de mano (elementos de posicionamiento y fijación, y elementos móviles), se puede simular el comportamiento que se desea que tenga el dispositivo con relación a la mano del paciente.

Primero es necesario establecer el protocolo de actuación para ubicar el brazo del paciente usuario del dispositivo de forma correcta, tal y como puede verse en la siguiente figura:

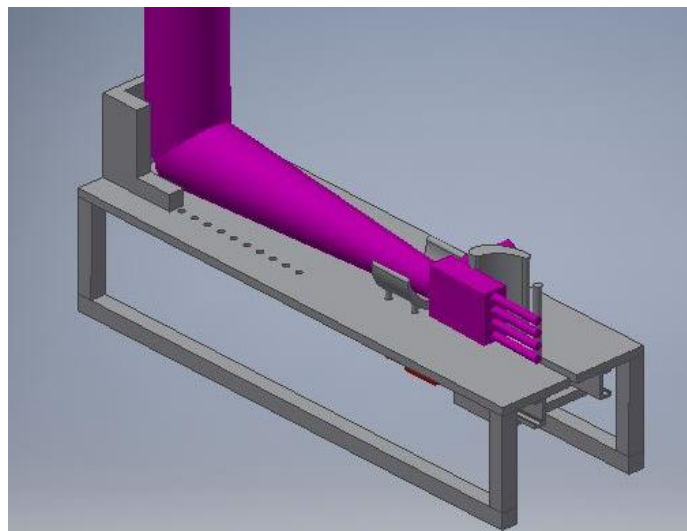


Figura 23. Ubicación del brazo del paciente sobre el dispositivo de rehabilitación.

En la figura anterior se puede ver cómo queda situado el brazo del paciente sobre el dispositivo. La secuencia de etapas para ubicar al paciente sobre el dispositivo es:

- Situar la mano derecha del paciente de forma que el pulgar quede sujeto y adaptado a la *Pieza G*

- Situar la muñeca del paciente sobre la *Pieza H*, ubicando así la mano y el antebrazo del paciente de forma correcta.
- Apoyar el codo del paciente sobre la *Pieza base*, y ubicar la *Pieza F* sobre los agujeros de la *Pieza base*, de forma que la *Pieza F* quede en contacto con el codo y el brazo del paciente, evitando desplazamientos y posturas no seguros durante el proceso de rehabilitación.

Una vez situado de forma correcta el brazo del paciente sobre el dispositivo de rehabilitación de mano se puede comenzar con la tarea de rehabilitación. En las siguientes figuras se muestra la secuencia de apertura de la mano, simulada en el entorno de diseño de Autodesk Inventor Professional 2018:

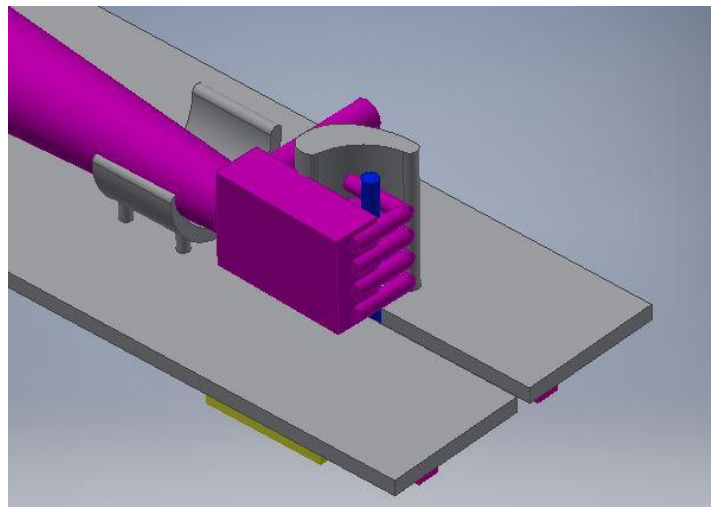


Figura 24. Simulación de la posición inicial del movimiento del dispositivo de rehabilitación (mano cerrada).

Como se ha comentado anteriormente, los pacientes con discapacidad neuromotora adquirida tienden a mantener la mano cerrada, ejerciendo una fuerza de forma involuntaria para mantener dicha postura. Por ello, se ha considerado conveniente que el movimiento de apertura y cierre durante la rehabilitación se inicie partiendo de una posición de mano cerrada, es decir, con la falange proximal formando 90° con el metacarpiano.

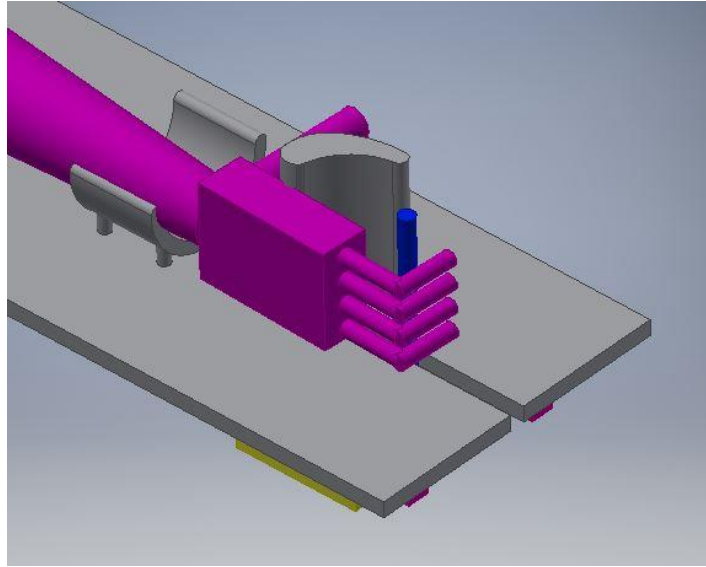


Figura 25. Simulación de la posición intermedia del movimiento del dispositivo de rehabilitación.

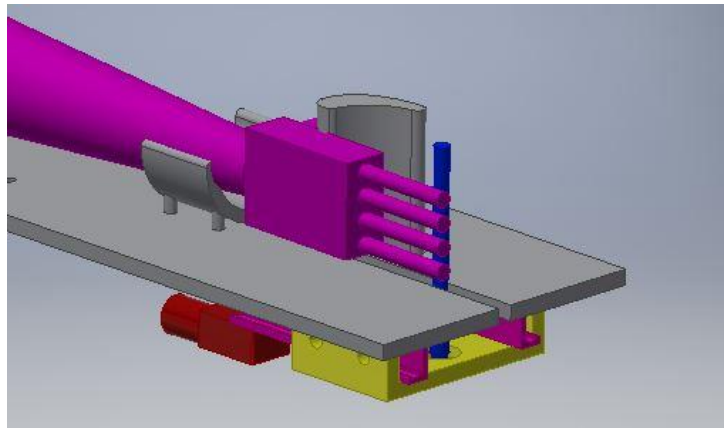


Figura 26. Simulación de la posición final del movimiento del dispositivo de rehabilitación (mano abierta).

La posición final de la mano durante la tarea de rehabilitación de la mano es una posición con la mano abierta, es decir, con la falange proximal perfectamente alineada con el metacarpiano.

La tarea de rehabilitación consiste en una secuencia continua de apertura y cierre de la mano pasando por las etapas descritas en las figuras anteriores. Cuando se finaliza el movimiento, la posición del dispositivo de rehabilitación debe coincidir con la posición inicial, es decir, mano cerrada o un ángulo de 90° entre la falange proximal y el metacarpiano.

4. ESTUDIO DEL MODELO CINEMÁTICO Y DINÁMICO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

Como se ha avanzado en capítulos anteriores, el dispositivo diseñado se basa en el mecanismo biela-manivela, esto es, un mecanismo sencillo capaz de transformar un movimiento de rotación del componente denominado manivela en un movimiento rectilíneo de vaivén realizado por el componente denominado la biela.

Durante este capítulo se va a estudiar tanto el modelo cinemático como el modelo dinámico de un mecanismo de biela-manivela. Puesto que el mecanismo biela-manivela está estudiado en profundidad debido a su uso como elemento principal de los motores de combustión interna alternativos (MCIA), el estudio de este capítulo se basa en el estudio de un motor monocilíndrico recogido en el libro *Diseño de Maquinaria*, de Robert L. Norton[19].

Una vez estudiado cada modelo, se aplicará dicho modelo al mecanismo del dispositivo de rehabilitación.

4.1. Modelo cinemático

Gracias a que el mecanismo biela-manivela es de una geometría muy sencilla, para realizar el estudio cinético y determinar posiciones, velocidades y aceleraciones de todos los elementos del mecanismo, basta con realizar de forma directa ecuaciones trigonométricas y escalares, sin tener que recurrir a métodos más laboriosos y complejos como el algoritmo de Newton-Raphson.

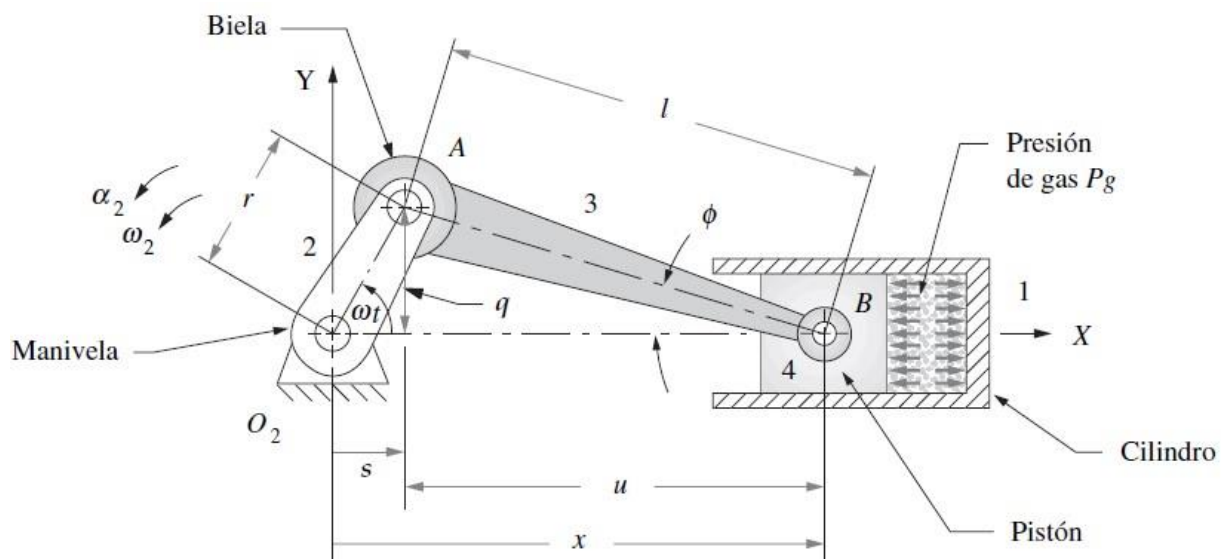


Figura 27. Configuración de un mecanismo biela-manivela de un MCIA

En cuanto a las variables utilizadas en el estudio cinemático, todas aparecen reflejadas en la figura anterior, donde r es el radio de la manivela, l es distancia entre ejes de la biela (pieza B), $\theta = \omega t$ es el ángulo de la manivela, ϕ es el ángulo de la biela con el eje X , y la posición instantánea del pistón, es decir, de la pieza 1, es x . Si se construye un par de triángulos rectángulos formados por los segmentos rqs y lqu , se deduce que:

$$q = r \sin \theta = l \sin \phi \quad \text{Ec.1}$$

$$\theta = \omega t \quad \text{Ec.2}$$

$$\sin \phi = \frac{r}{l} \sin \theta = \frac{r}{l} \sin \omega t \quad \text{Ec.3}$$

$$s = r \cos \omega t \quad \text{Ec.4}$$

$$u = l \cos \phi \quad \text{Ec.5}$$

$$x = s + u = r \cos \omega t + l \cos \phi \quad \text{Ec.6}$$

$$\cos \phi = \sqrt{1 - \sin^2 \phi} = \sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2} \quad \text{Ec.7}$$

$$x = r \cos \omega t + l \sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2} \quad \text{Ec.8}$$

Así, la ecuación 8 expresa la posición del pistón x mediante una función dependiente de las dimensiones de la manivela r , de la biela l y del ángulo girado por la manivela o eje del motor $\theta = \omega t$.

Para obtener las expresiones correspondientes a la velocidad y aceleración del pistón, es decir, de la pieza I y, por tanto, también de la pieza C; basta con diferenciar la expresión de la posición x (Ec.8) respecto al tiempo una (Ec.9) y dos veces (Ec.10), respectivamente.

Asumiendo la hipótesis de que la velocidad angular la manivela es constante, se obtienen las siguientes expresiones para velocidad y aceleración:

$$\dot{x} = -r\omega \left[\sin \omega t + \frac{r}{2l} \frac{\sin 2\omega t}{\sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2}} \right] \quad \text{Ec.9}$$

$$\ddot{x} = -r\omega^2 \left\{ \cos \omega t - \frac{r[l^2(1 - \cos^2 \omega t) - r^2 \sin^4 \omega t]}{[l^2 - (r \sin \omega t)^2]^{3/2}} \right\} \quad \text{Ec.10}$$

La expresión anterior de la aceleración \ddot{x} (Ec.10) resulta bastante compleja y no es muy útil a la hora de estudiar el comportamiento de la misma frente a cambios en algunos de los parámetros de diseño, como la velocidad angular del motor ω o las dimensiones de elementos como la manivela o la biela. Por ello, es recomendable tomar alguna aproximación para obtener una expresión más sencilla y manejable. Así, usando el teorema del binomio, se desarrolla el radical de la ecuación de la posición x (Ec.8):

$$(x + a)^n = \sum_{k=0}^n \binom{n}{k} x^k a^{n-k} \quad \text{Ec.11}$$

Donde:

$$\sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2} = \left[1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2\right]^{1/2} \quad \text{Ec.12}$$

$$x = 1 \quad a = -\left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2 \quad n = \frac{1}{2} \quad \text{Ec.13}$$

Y se obtiene, por tanto:

$$1 - \frac{1}{2} \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^2 + \frac{1}{8} \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^4 - \frac{1}{16} \left(\frac{r}{l} \sin \omega t\right)^6 + \dots \quad \text{Ec.14}$$

Observando la ecuación anterior, se extrae la conclusión de que cada término no constante, tiene presente el factor r/l , es decir, la relación entre las longitudes de la manivela y la biela, en cada término del desarrollo elevado a una potencia mayor. Esta relación r/l nunca puede ser mayor que 1, ya que, si lo fuese, la manivela no podría realizar una vuelta completa. Así, el valor límite superior práctico en este tipo de mecanismos suele ser que la relación r/l sea aproximadamente 1/3, para así garantizar un ángulo de transmisión correcto ($\pi/2 - \phi$).

Además, puesto que $r/l < 1$, al truncar la expresión del desarrollo del binomio después del segundo término apenas hay error, obteniendo una expresión para la posición x simplificada:

$$x \cong r \cos \omega t + l \left[1 - \left(\frac{r^2}{2l^2}\right) \sin^2 \omega t\right] \quad \text{Ec.15}$$

A mayores, si se sustituye la identidad trigonométrica \sin^2 , se obtiene una expresión aproximada pero mucho más sencilla para determinar la posición x del pistón, es decir, de la pieza I, y, por tanto, se obtiene una sencilla expresión para determinar en qué punto de su trayectoria se encuentra el elemento en contacto con la mano del paciente (Ec.17).

$$\sin^2 \omega t = \frac{1 - \cos 2\omega t}{2} \quad \text{Ec.16}$$

$$x \cong l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t\right) \quad \text{Ec.17}$$

De la misma forma que se operó al inicio de este apartado, derivando respecto al tiempo una y dos veces la expresión de la posición x , se obtienen las expresiones de velocidad \dot{x} y aceleración \ddot{x} , respectivamente.

$$\dot{x} \cong -r\omega \left(\sin \omega t + \frac{r}{2l} \sin 2\omega t\right) \quad \text{Ec.18}$$

$$\ddot{x} \cong -r\omega^2 \left(\cos \omega t + \frac{r}{l} \cos 2\omega t\right) \quad \text{Ec.19}$$

En la siguiente tabla se recogen las 3 expresiones que se han deducido del estudio del modelo cinemático del mecanismo biela-manivela.

Expresiones del modelo cinemático del mecanismo biela-manivela		
Parámetro	Expresión	Nº Ecuación
Posición	$x \cong l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right)$	Ec. 17
Velocidad	$\dot{x} \cong -r\omega \left(\sin \omega t + \frac{r}{2l} \sin 2\omega t \right)$	Ec. 18
Aceleración	$\ddot{x} \cong -r\omega^2 \left(\cos \omega t + \frac{r}{l} \cos 2\omega t \right)$	Ec. 19

Tabla 3. Expresiones del modelo cinemático del mecanismo biela-manivela

Donde r es la longitud de la manivela, l es la longitud de la biela y ω es la velocidad angular de la manivela.

4.2. Caracterización del modelo cinemático para el dispositivo de rehabilitación de mano

Una vez obtenido el modelo cinemático, se puede caracterizar dicho modelo para aplicarlo al dispositivo de rehabilitación de mano, objetivo de este Trabajo de Fin de Máster. Para ello, lo primero es realizar una comparación entre los elementos del mecanismo biela-manivela de un MCIA estudiados en el desarrollo teórico anterior y los elementos del mecanismo biela-manivela del mecanismo del dispositivo de rehabilitación.

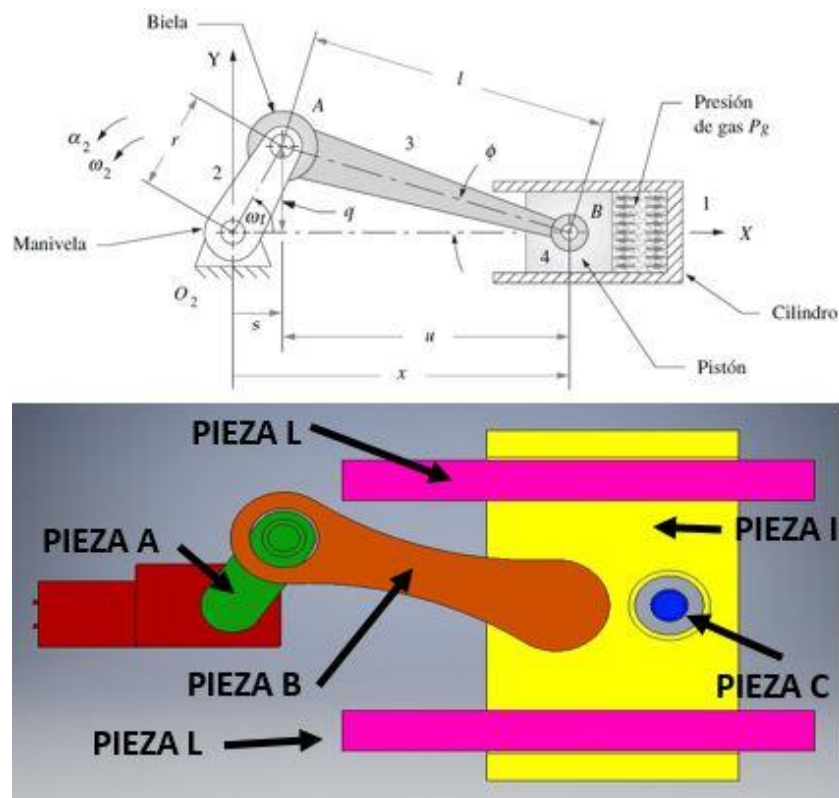


Figura 28. Comparación del mecanismo de un MCI y del dispositivo de rehabilitación

Observando la figura anterior, se puede ver que ambos mecanismos son prácticamente idénticos. Así, se ve claramente que la pieza A del dispositivo de rehabilitación es la manivela, la pieza B es la biela, las piezas C e I, al ser solidarias, son el pistón, y las piezas L son el cilindro del MCI.

Por tanto, con relación a las expresiones extraídas del estudio del modelo cinemático del mecanismo biela-manivela de un MCI (Ec.17, 18 y 19) que caracterizan la posición, velocidad y aceleración del pistón, en el caso del dispositivo de rehabilitación caracterizan la posición, velocidad y aceleración tanto de la pieza C como de la pieza I, pues ambas son solidarias. Debido a la función de cada pieza del dispositivo de rehabilitación, únicamente interesa conocer dichos parámetros de la pieza C, pues el único componente del conjunto de elementos móviles destinados al movimiento de apertura y cierre que entra en contacto directo con el paciente.

4.3. Modelo dinámico

Para realizar el estudio dinámico del mecanismo, se parte del estudio cinemático obtenido al final del apartado anterior, recogido en la Tabla 3 (Ec.17, 18 y 19).

En el mecanismo biela-manivela de un MCI, actúan diversas fuentes de acción dinámica. Para facilitar el estudio del mecanismo completo, es común aplicar el principio de superposición, analizar los efectos de cada fuente por separado y, después, combinarlos. A la hora de estudiar el mecanismo biela-manivela del MCI, es común analizar por separado fuerzas de origen químico, provocadas por la combustión del combustible dentro del cilindro, y fuerzas debidas a la inercia provocada por la elevada velocidad de los elementos del movimiento (generalmente entre 1.000 y 6.000 rpm).

Aplicando esta metodología al dispositivo de análisis que incumbe en este TFM, se asumen las siguientes hipótesis:

- La fuerza que realiza la oposición de la mano del paciente a la hora de abrir la mano es equivalente a la fuerza provocada por la combustión en la superficie del pistón.
- Durante el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación no se van a alcanzar velocidades elevadas, por tanto, se desprecia el efecto de las fuerzas de inercia.

Por tanto, únicamente se tiene se realiza el estudio de la dinámica provocada por la fuerza con origen en la combustión, es decir, por la fuerza de la mano del paciente transmitida a la pieza B.

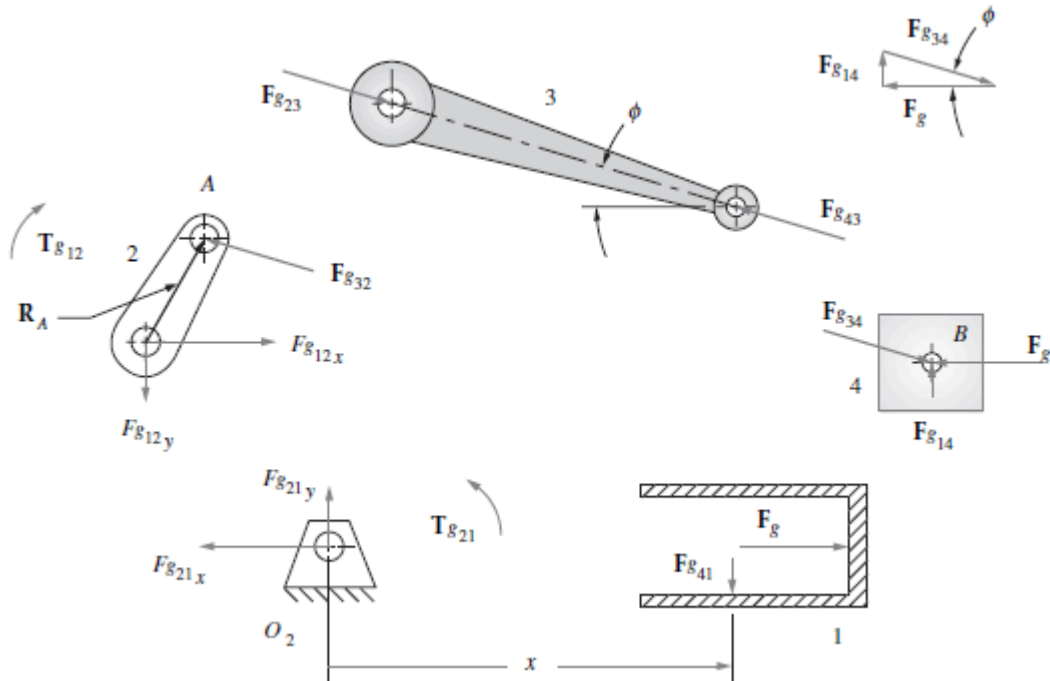


Figura 29. Diagramas de sólido libre de los elementos del mecanismo biela-manivela

Analizando la figura anterior, el sistema de fuerzas que concurren en el punto B determina:

$$\mathbf{F}_{g14} = F_g \tan \phi \mathbf{j} \quad \text{Ec.20}$$

$$\mathbf{F}_{g34} = -F_g \mathbf{i} - F_g \tan \phi \mathbf{j} \quad \text{Ec.21}$$

Donde:

$$\mathbf{F}_{g41} = -\mathbf{F}_{g14} \quad \text{Ec.21}$$

$$\mathbf{F}_{g43} = -\mathbf{F}_{g34} \quad \text{Ec.23}$$

$$\mathbf{F}_{g23} = -\mathbf{F}_{g43} \quad \text{Ec.24}$$

$$\mathbf{F}_{g32} = -\mathbf{F}_{g23} \quad \text{Ec.25}$$

Y, por tanto:

$$\mathbf{F}_{g32} = -\mathbf{F}_{g34} = -F_g \mathbf{i} + F_g \tan \phi \mathbf{j} \quad \text{Ec.26}$$

Esta fuerza \mathbf{F}_{g32} , al actuar según el brazo de momento respecto al eje de salida del motor o centro de la manivela O_2 , transmite un par de torsión a la manivela respecto a su centro O_2 , que en MCIA se denomina par de torsión motriz.

El par de torsión motriz T_{g21} en el eslabón de la manivela, se puede expresar partiendo del producto vectorial entre el vector que determina la posición del punto A y la fuerza que actúa sobre el punto A , resultando:

$$\mathbf{T}_{g21} = \mathbf{R}_a \times \mathbf{F}_{g32} \quad \text{Ec.27}$$

Así, el correspondiente y opuesto par de torsión de reacción T_{g12} , responde a la fuerza ejercida por la presión del gas en combustión que trata de forzar la oscilación de la bancada, y tiene la expresión:

$$\mathbf{T}_{g21} = -\mathbf{T}_{g12} \quad \text{Ec.28}$$

$$\mathbf{T}_{g12} = -F_{g41} x \mathbf{k} \quad \text{Ec.29}$$

$$F_{g14} = -F_{g41} \quad \text{Ec.30}$$

$$\mathbf{T}_{g12} = F_{g14} x \mathbf{k} \quad \text{Ec.31}$$

Donde x representa el desplazamiento del pistón. Sustituyendo en la expresión anterior el valor de x por la Ec.17, se obtiene:

$$\mathbf{T}_{g21} = (F_g \tan \phi) \left[l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right) \right] \mathbf{k} \quad \text{Ec.32}$$

Con la expresión anterior, se obtiene el par de torsión que provoca la combustión de los gases en el interior del cilindro en función de variables de diseño del mecanismo como el ángulo girado por la manivela ($\theta = \omega t$), dimensiones de biela y manivela (r, l) o el ángulo ϕ de la manivela respecto al eje X .

Sin embargo, el ángulo de la manivela (ϕ) no es una variable independiente, pero realizando transformaciones geométricas, puede llegarse a eliminar presencia de dicho término en la ecuación.

$$\tan \phi = \frac{q}{u} = \frac{r \sin \omega t}{l \cos \phi} = \frac{r \sin \omega t}{l \sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t \right)^2}} \quad \text{Ec.33}$$

$$\frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{r}{l} \sin \omega t \right)^2}} \cong 1 + \frac{r^2}{2l^2} \sin^2 \omega t \quad \text{Ec.34}$$

$$\tan \phi \cong \frac{r}{l} \sin \omega t \left(1 + \frac{r^2}{2l^2} \sin^2 \omega t \right) \quad \text{Ec.35}$$

$$\mathbf{T}_{g21} \cong F_g \left[\frac{r}{l} \sin \omega t \left(1 + \frac{r^2}{2l^2} \sin^2 \omega t \right) \right] \left[l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right) \right] \mathbf{k} \quad \text{Ec.36}$$

De esta forma, se obtiene la expresión aproximada del par de torsión \mathbf{T}_{g21} en función de la fuerza del gas de combustión F_g o mano del paciente y de parámetros de diseño como r, l y ω .

Sin embargo, esta expresión es bastante compleja. Se puede obtener una expresión más simple y también menos exacta si se omiten los términos que contienen el factor de relación de longitudes manivela-biela r/l , siempre y cuando este término esté elevado a una potencia mayor que 1, debido a que siempre $r/l < 1$, resultando:

$$\mathbf{T}_{g21} \cong F_g r \sin \omega t \left(1 + \frac{r}{l} \cos \omega t \right) \mathbf{k} \quad \text{Ec.37}$$

La anterior ecuación resulta útil fundamentalmente en tareas de diseño de prototipos o análisis preliminares, como es el caso que concierne a este TFM. Sin embargo, para análisis más exhaustivos, se recomienda utilizar la expresión más compleja y exacta (Ec.32).

Al igual que en el apartado del estudio del modelo cinemático, a continuación se recoge en una tabla la expresión más importante de este estudio dinámico del mecanismo biela-manivela.

Expresiones del modelo dinámico del mecanismo biela-manivela		
Parámetro	Expresión	Nº Ecuación
Par generado por los gases de combustión	$\mathbf{T}_{g21} \cong F_g r \sin \omega t \left(1 + \frac{r}{l} \cos \omega t \right) \mathbf{k}$	Ec.37

Tabla 4. Expresiones del modelo dinámico del mecanismo biela-manivela

Donde F_g es la fuerza provocada por la combustión de los gases en el interior del cilindro y, por tanto, el movimiento del mecanismo; r es la longitud de la manivela, l es la longitud de la biela y ω es la velocidad angular de la manivela.

4.4. Caracterización del modelo dinámico para el dispositivo de rehabilitación de mano

Una vez obtenido el modelo dinámico, se puede caracterizar dicho modelo para aplicarlo al dispositivo de rehabilitación de mano, de la misma forma que se ha operado anteriormente con el modelo cinemático. En este caso, la comparación hay que hacerla con las fuerzas y pares de torsión que intervienen en el modelo, en la Ec.37 recogida en la tabla anterior.

Como ya se ha adelantado en otros capítulos, los pacientes con discapacidad neuromotora adquirida, habitualmente tienen la mano cerrada, ejerciendo una fuerza de forma involuntaria que dificulta la apertura de la misma. Por ello, se puede considerar que dicha fuerza involuntaria ejercida por los pacientes se puede comparar con la fuerza de los gases de combustión del interior del cilindro, ya que comparando ambos mecanismos

actúan sobre elementos equivalentes, pero mientras que la fuerza de los gases de combustión es la fuerza impulsora del movimiento en un MCIA, en el dispositivo de rehabilitación esta fuerza ejercida por el paciente se opone al movimiento.

Debido a que la fuerza ejercida por el paciente se opone al movimiento, genera un par de torsión en la manivela o pieza A, que en el modelo dinámico se identifica como T_{g21} . Así, si se sustituye en la ecuación 37 el término F_g por el valor de la fuerza ejercida por el paciente, se obtiene el par resistente al movimiento.

4.5. Cálculo de parámetros de diseño del dispositivo de rehabilitación.

En vista del estudio cinemático y dinámico anterior, existen diversos parámetros que influyen a la hora de diseñar el dispositivo de rehabilitación. Estos parámetros son la longitud de la manivela (pieza A) r , la longitud de la biela l (pieza B), la velocidad angular de la manivela ω (pieza A), la fuerza de la combustión de los gases (fuerza ejercida por el paciente para mantener la fuerza cerrada) F_g , y el par de torsión de la manivela (pieza A) T_{g21} .

Expresiones del modelo cinemático y dinámico del mecanismo biela-manivela		
Parámetro	Expresión	Nº Ecuación
Posición del pistón Posición de la Pieza C	$x \cong l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right)$	Ec. 17
Velocidad del pistón Velocidad de la Pieza C	$\dot{x} \cong -r\omega \left(\sin \omega t + \frac{r}{2l} \sin 2\omega t \right)$	Ec. 18
Aceleración del pistón Aceleración de la Pieza C	$\ddot{x} \cong -r\omega^2 \left(\cos \omega t + \frac{r}{l} \cos 2\omega t \right)$	Ec. 19
Par generado por los gases de combustión	$T_{g21} \cong F_g r \sin \omega t \left(1 + \frac{r}{l} \cos \omega t \right) \mathbf{k}$	Ec. 37

Tabla 5. Resumen de ecuaciones del modelo cinemático y dinámico del mecanismo biela-manivela

Atendiendo a ecuación 17, que determina la posición del pistón, es decir, de la pieza C, se puede observar que la diferencia entre la posición máxima o mínima, esto es, la carrera del pistón; únicamente depende de la dimensión de la manivela r , siendo la carrera el doble de la dimensión de la manivela.

Atendiendo al concepto de diseño del dispositivo, la pieza C se encarga de empujar los dedos índice, corazón, anular y meñique para conseguir abrir la mano. Por tanto, la longitud de los dedos es la que determinará la longitud (r) de la manivela o pieza A.

Sin embargo, como se vio en el capítulo 3, la longitud varía en función del dedo, siendo el dedo corazón el más largo y el dedo meñique el más pequeño; 8,57 cm y 6,14 cm respectivamente.

Por seguridad de cara al paciente, la dimensión restrictiva debe ser la del dedo más pequeño, para evitar que éste se separe del resto de dedos cuando se está abriendo la mano y durante el desplazamiento de cierre de mano quede atrapado, causando daños en el paciente. Por tanto, la dimensión r la pieza A debe ser como máximo la mitad de la longitud del dedo meñique (6,14 cm), es decir, 3,07cm. Por estandarizar y mantener el diseño del lado de la seguridad, se decide que la longitud r de la pieza A sea de 3 cm.

Del estudio del modelo cinemático, se extrae que la relación r/l sea aproximadamente 1/3. Por tanto, se decide que l sea de 9 cm.

En el capítulo 3 se vio que la velocidad angular de la articulación considerada como normal, rondaba entre 1,2 y 2,4 rad/s, es decir, entre 12 y 24 rpm. Por tanto, se debe conseguir un motor capaz de proporcionar esta velocidad de giro en la pieza A, por ejemplo, de 20 rpm.

Por último, para poder aplicar la ecuación 37 y obtener un valor del par de torsión (T_{g21}) que debe proporcionar el motor y así poder hacer una selección adecuada del equipo, es necesario introducir un valor de fuerza de los gases de combustión (F_g). Como se ha adelantado anteriormente, en el caso del dispositivo de rehabilitación esta fuerza F_g corresponde con la fuerza ejercida de forma involuntaria por el paciente para mantener la mano cerrada. Por ello, aplicando un valor adecuado a dicho parámetro, se puede obtener el par mínimo que debe proporcionar el motor del dispositivo de rehabilitación. En el capítulo 3 se ha concluido que dicho valor de fuerza de agarre máximo para la mano de un paciente después de sufrir un ictus se puede estimar de 4,86 kg, es decir, de 47 N. Así, si sustituyendo en la ecuación 37:

$$T_{g21} \cong F_g r \sin \omega t \left(1 + \frac{r}{l} \cos \omega t \right) k \quad \text{Ec. 37}$$

Para:

- $r = 3$ cm.
- $l = 3 \cdot r = 9$ cm.
- $\omega = 20$ rpm.
- $F_g = 47$ N.

Se obtiene un valor máximo de par de torsión T_{g21} de 148 N-cm.

Por tanto, a la hora de seleccionar un motor adecuado, hay que tener en cuenta que debe ser capaz de proporcionar al menos 20 rpm y 148 N-cm.

4.6. Comprobación de los modelos cinemáticos y dinámicos simulando con Autodesk Inventor Professional 2017.

Autodesk Inventor Professional 2017 posee dentro del entorno de ensamblajes un entorno específico denominado “Simulación dinámica”. En él, se puede simular el comportamiento del mecanismo, añadiendo grados de libertad y acciones de cargas externas a los componentes del mecanismo, para obtener resultados de interferencias, contactos, posiciones, desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas y momentos.

Por ello, este entorno de simulación permite evaluar el comportamiento del mecanismo y/o dispositivo sin necesidad de tener que construir un prototipo, suponiendo un ahorro en costes y en plazos para cualquier tipo de proyecto.

Los cálculos realizados por Autodesk Inventor se basan en el método numérico de Runge-Kutta [20]. En concreto, el proceso de cálculo llega hasta valores de quinto orden para realizar la integración de las ecuaciones dinámicas del mecanismo. Para configurar la simulación dinámica en Autodesk Inventor Professional 2017 se puede modificar el número de muestras o imágenes del mecanismo que realiza por segundo, obteniéndose una mayor precisión cuanto mayor sea la cantidad de imágenes en el que se divide el tiempo de simulación. Evidentemente, mayor precisión requiere mayor tiempo de procesamiento de los cálculos de la simulación, por lo que la elección del número de imágenes por segundo es una decisión de compromiso entre tiempo de simulación y resultados. Para realizar las simulaciones en este Trabajo de Fin de Máster se ha seleccionado una frecuencia de muestreo de imágenes de 100 Hz, es decir, una imagen cada 0,02 segundos.

En este apartado se va a comprobar la correlación entre las estimaciones teóricas del mecanismo biela-manivela basado en un motor monocilíndrico desarrolladas en el inicio de este capítulo y los resultados obtenidos mediante simulación dinámica en Autodesk Inventor Professional 2017. Para realizar tanto la simulación como los cálculos teóricos, se utilizan los parámetros vistos en el apartado interior de $r = 3 \text{ cm}$, $l = 9 \text{ cm}$, $\omega = 20 \text{ rpm}$ y $F_g = 47 \text{ N}$.

Comenzando por los resultados cinemáticos, se obtienen posición, velocidad y aceleración de la *pieza C* al sustituir las ecuaciones 17, 18 y 19 respectivamente:

$$x \cong l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right) \quad \text{Ec.17}$$

$$\dot{x} \cong -r\omega \left(\sin \omega t + \frac{r}{2l} \sin 2\omega t \right) \quad \text{Ec.18}$$

$$\ddot{x} \cong -r\omega^2 \left(\cos \omega t + \frac{r}{l} \cos 2\omega t \right) \quad \text{Ec.19}$$

Para realizar la simulación y obtener los datos cinemáticos correspondientes, es necesario modificar el grado de libertad de la unión entre el motor y la pieza A. Dicha unión permite la rotación de la pieza A respecto al eje de salida del motor, permaneciendo el motor fijo. La modificación necesaria consiste en imponer un movimiento a dicho grado de libertad de 20 rpm. Este movimiento impuesto en la unión que personifica el grado de libertad de giro equivaldría a tener el eje del motor girando a 20 rpm.

Una vez realizada la simulación y exportados los resultados de la misma a una hoja de cálculo de Excel para poder superponer las gráficas obtenidas y las del desarrollo teórico de las ecuaciones anteriores y realizar una comparación de resultados. Además, es necesario adaptar las curvas obtenidas de la simulación dinámica del mecanismo para adaptar los resultados obtenidos a las unidades adecuadas, ya que Autodesk Inventor Professional trabaja con unidades de mm, mm/s y mm/s² para expresar valores de

desplazamientos, velocidades y aceleraciones respectivamente, y se ha considerado que las unidades adecuadas para la representación e interpretación de resultados son cm, cm/s y cm/s². Representando los resultados de la simulación frente al ángulo girado por el motor durante dos ciclos completos, se obtiene:

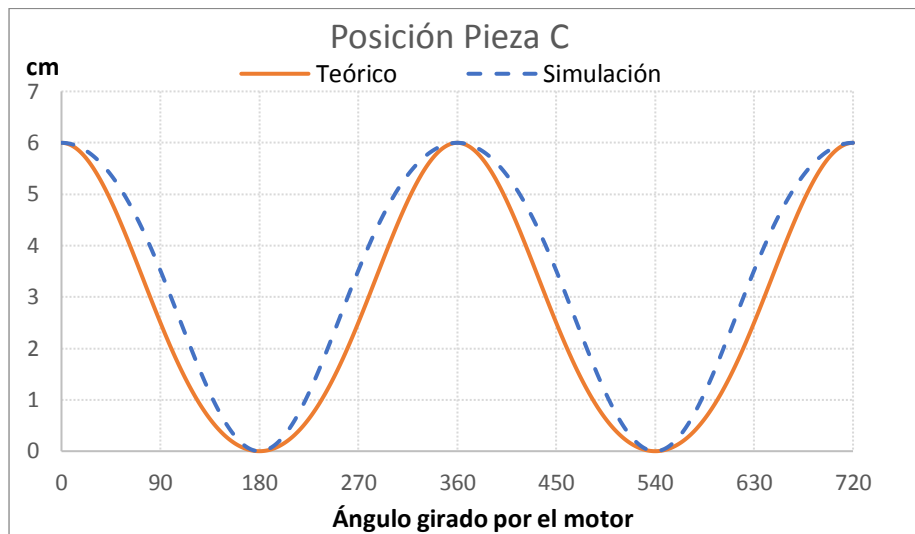


Figura 30. Resultado obtenido por la simulación frente al cálculo teórico para la posición de la pieza C.

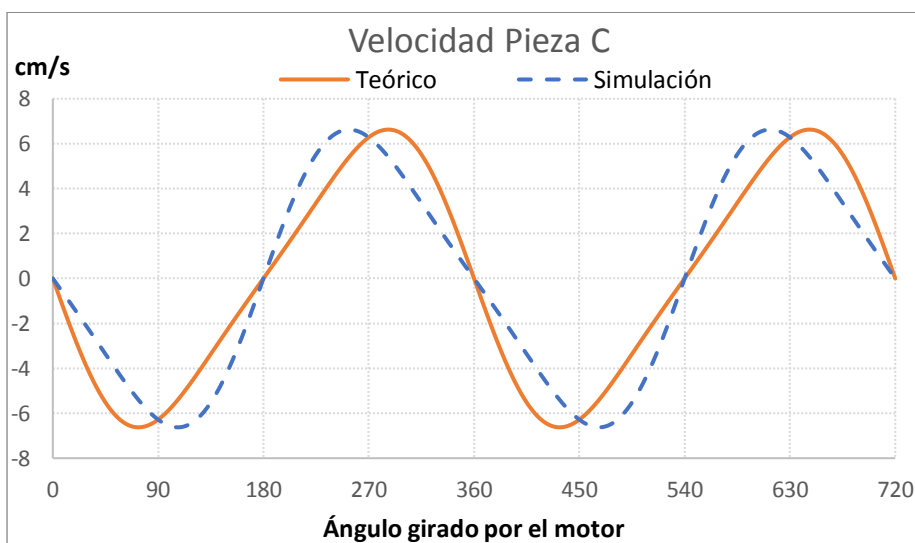


Figura 31. Resultado obtenido por la simulación frente al cálculo teórico para la velocidad de la pieza C.

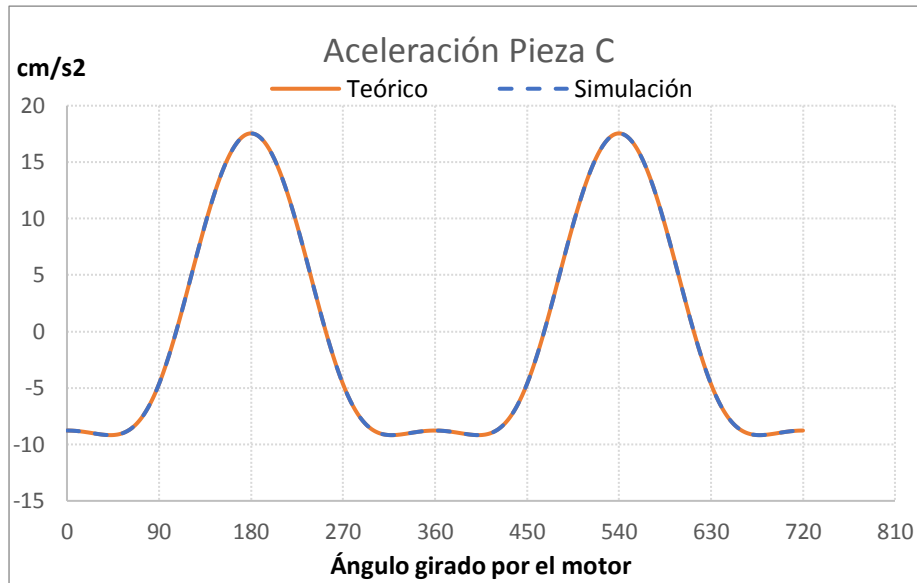


Figura 32. Resultado obtenido por la simulación frente al cálculo teórico para la aceleración de la pieza C.

Como puede verse en las figuras anteriores, los resultados de la simulación y los resultados teóricos no son exactamente iguales. Las causas de las diferencias residen en:

- El estudio cinemático y dinámico teórico desarrollado en este Trabajo de Fin de Máster está basado en el mecanismo biela-manivela de un MCIA monocilíndrico, mientras que el mecanismo de estudio del prototipo de robot de rehabilitación de mano posee elementos que no aparecen en un MCIA.
- Las curvas que representan el estudio teórico están basadas en las expresiones con simplificaciones y no en las exactas, por lo que existe un ligero margen de error en estas curvas.

Sin embargo, pese a no coincidir a la perfección los resultados graficados, sí se observa coincidencia en cuanto a tendencias y valores de pico. Así, se corrobora que:

- En el mecanismo se obtiene un desplazamiento de la pieza C de 6 cm, coincidentes con el doble de la dimensión de la pieza A (3 cm), por lo que se cumple uno de los requisitos de diseño.
- En el mecanismo se obtiene una velocidad máxima de desplazamiento de 6,6 cm/s en el punto medio de la carrera de la pieza C en ambas gráficas.
- Las curvas de aceleración son idénticas en el modelo teórico y en la simulación.

En cuanto a los cálculos dinámicos, los resultados teóricos están basados en la ecuación 37:

$$T_{g21} \cong F_g r \sin \omega t \left(1 + \frac{r}{l} \cos \omega t \right) k \quad \text{Ec.37}$$

Para realizar los cálculos, es necesario determinar un valor al término F_g , es decir, fuerza procedente de los gases de combustión en el interior del cilindro. El valor de este parámetro para el dispositivo de rehabilitación equivale a la fuerza ejercida de forma involuntaria por el paciente para mantener la mano cerrada, en oposición al movimiento del mecanismo.

Así, el resultado de calcular el par T_{g21} de forma teórica mediante la ecuación 37 y mediante la simulación dinámica del mecanismo, para una fuerza aplicada F_g de 47 N queda:

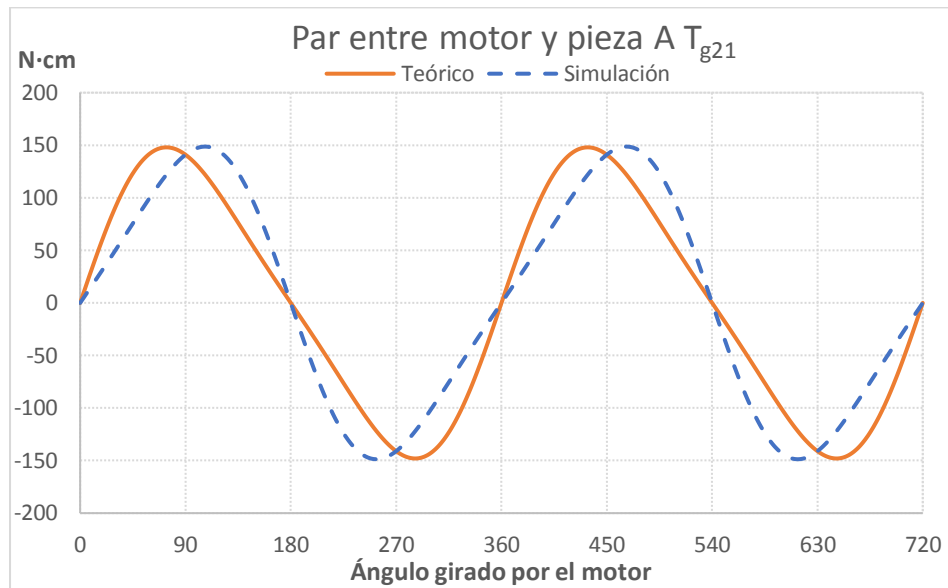


Figura 33. Resultado obtenido por la simulación frente al cálculo teórico para el par entre el motor y la pieza A

Observando la gráfica anterior donde se representan la curva de par calculado y el obtenido en la simulación dinámica del mecanismo frente al ángulo girado por el motor, se observa que ambas gráficas tienen la misma tendencia, si bien presentan ligeras diferencias. Las causas de la disparidad entre curvas son las mismas que en el caso de los parámetros cinemáticos de posición y velocidad, es decir, que son curvas basadas en ecuaciones aproximadas con cierto error. Sin embargo, pese a no ser gráficas exactas, sí coinciden los valores de par máximo, siendo 148 N·cm, como se adelantó en el apartado anterior.

Este parámetro de par máximo es el dato que permite realizar una selección adecuada del motor que mueve el mecanismo. Así, se selecciona un motor de corriente continua de 12 V, que en su eje de salida proporciona hasta 282 N·cm girando hasta a 20 rpm, según el fabricante.

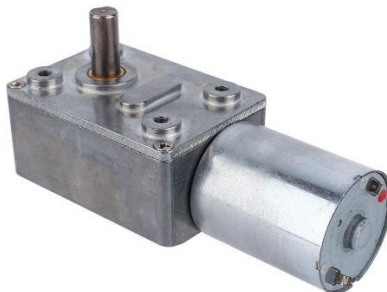


Figura 34 Motor seleccionado para el dispositivo de rehabilitación de mano.

5. FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE MANO

5.1. Fabricación de los componentes del dispositivo de rehabilitación

Para materializar la fabricación de los elementos que constituyen el dispositivo de rehabilitación de mano descritos en el capítulo 3 de este Trabajo de Fin de Máster, se ha optado por tres sistemas de fabricación diferentes, atendiendo a la complejidad, tamaño y función de cada componente. Estos tres sistemas de fabricación son:

- Mecanizado de aluminio.
- Mecanizado y unión de placas planas de nylon.
- Impresión 3D.

Los sistemas de mecanizado, bien sea de aluminio o de nylon, y unión de placas planas de nylon han sido los de fabricación seleccionados para los elementos con la geometría más sencilla, de un tamaño considerablemente grande y de poca relevancia en cuanto al movimiento del dispositivo de rehabilitación.

En cambio, la metodología de impresión 3D ha sido la opción elegida para los elementos de geometría más compleja, de un tamaño reducido y con relativa importancia en cuanto al movimiento del dispositivo de rehabilitación.

En la siguiente figura se pueden observar todos los componentes descritos en el capítulo 3 una vez fabricados.



Figura 35. Elementos del dispositivo de rehabilitación una vez fabricados.

En las siguientes figuras se muestran los resultados de las piezas fabricadas seguidos de una breve descripción de la misma.

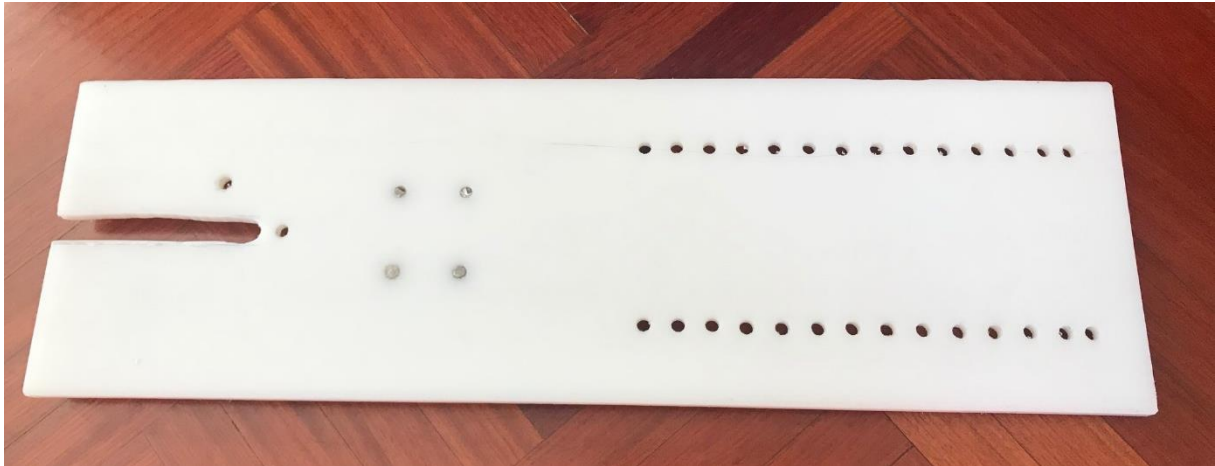


Figura 36. Pieza base real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza base. Esta pieza se ha fabricada en un taller de mecanizado, utilizando una base rectangular de nylon sobre la que se han mecanizado la ranura principal y los diferentes taladros pasantes donde se alojan las piezas F, G y H.



Figura 37. Pieza F real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza F. Esta pieza se ha fabricada en un taller de mecanizado, utilizando nylon como material principal. Para su

fabricación, se ha separado la pieza F en sus rectángulos básicos, que después se han unido mediante tornillos.



Figura 38. Pieza G real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza G. Esta pieza se ha fabricado en un taller de mecanizado, donde a partir de un prisma en bruto de aluminio han mecanizado con una fresa hasta llegar al contorno de la pieza deseado.



Figura 39. Pieza H real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza H. Esta pieza se ha fabricado en un taller de mecanizado, donde a partir de un cilindro de nylon del diámetro deseado, se ha cortado la longitud de la circunferencia requerida y después se han suavizado los bordes. Finalmente se han taladrado en la parte inferior los agujeros para alojar los ejes metálicos para unir esta pieza H a la pieza base.



Figura 40. Pieza A real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza A. Debido a la necesidad de precisión en las dimensiones de esta pieza, ya que tiene que permitir que el eje del motor se acople sin deslizar para garantizar la transmisión del giro; se ha optado por fabricarla mediante impresión 3D. Esto permite obtener una pieza muy ligera y sin perder propiedades mecánicas, resultando una pieza óptima para la tarea de manivela.



Figura 41. Pieza B real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza B. Debido a la necesidad de precisión en las dimensiones de esta pieza, debido a que debe alojar dos rodamientos (uno en cada extremo de la pieza); se ha optado por fabricarla mediante impresión 3D. Esto permite obtener una pieza muy ligera y sin perder propiedades mecánicas, resultando una pieza óptima para la tarea de biela.



Figura 42. Pieza I real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza I. Esta pieza se ha fabricado en un taller de mecanizado, dividiendo la pieza I en diferentes prismas principales a los que se les han realizado los taladros pasantes que requiere el diseño. La unión entre los diferentes prismas se ha realizado mediante tornillos, roscados directamente sobre el material; como puede observarse en el lado derecho de la figura anterior.



Figura 43. Pieza C real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza C, ya alojada el rodamiento para su unión a la pieza I. Esta pieza, debido a su geometría de perfil de revolución, resulta idónea para fabricar mediante torneado.



Figura 44. Pieza L real.

En la figura anterior se puede ver el resultado de fabricar la pieza L. Esta pieza, debido a la complejidad de su geometría, se ha fabricado mediante impresión 3D, permitiendo obtener el complejo perfil deseado.

En cuanto a los rodamientos presentes en el dispositivo de rehabilitación que realizan la función de unión con grado de libertad entre distintos componentes del dispositivo, se ha optado por un rodamiento de diámetro interior 10 mm, exterior 26 mm y anchura 8 mm; de la casa SKF, cuya denominación es SKF-6000. La ficha técnica de este componente se puede consultar en los anexos del final de este documento.

5.2. Ensamblaje de los componentes del dispositivo de rehabilitación

El ensamblaje de los componentes del dispositivo de rehabilitación se puede separar en dos fases principales: construcción de la estructura resistente (o cajón) y ensamblaje de los componentes sobre la estructura resistente.

La estructura resistente consta de un listón de madera de aglomerado de 200x600x20 mm (desde ahora se referirá a este componente como *Suelo*), realizando la función de base o suelo sobre el cual se apoyan las paredes, el motor y los componentes de control (placa de desarrollo y módulo de control del motor) y dos listones de madera aglomerado de 100x600x15 mm (desde ahora se referirá a este componente como *Pared*) que realizan la función de paredes laterales sobre las que se sustentan las piezas L (carriles) y la pieza base en su parte superior.

Para realizar la unión entre las piezas Suelo y Paredes, se recurre a un sistema de escuadras, tornillos M4 y tuercas hexagonales M4. Cada unión se realiza con conjunto formado una escuadra, 4 tornillos y 4 tuercas. La unión entre la pieza Suelo y una Pared se realiza mediante 3 conjuntos escuadra-tornillos-tuercas. Estas tres piezas (Suelo y Paredes) forman el cajón principal donde van alojadas el resto de componentes del dispositivo de rehabilitación.



Figura 45. Cajón formado por las piezas Suelo y Paredes.

En cuanto al ensamblaje del resto de elementos sobre la estructura resistente o cajón, el proceso de fabricación comienza con la instalación de las piezas L o carriles en las piezas Paredes. La unión entre las piezas L y las piezas Paredes, se realiza mediante un par de tornillos M4 y un par de tuercas hexagonales M4.

Sin embargo, una vez ensamblado todo el dispositivo, se observa que el diseño de las piezas L no es capaz de proporcionar la toda la funcionalidad deseada para el mecanismo, ya que permite demasiada holgura a los rodamientos que deslizan en su interior durante la traslación de la pieza I, provocando un ligero cabeceo de la pieza I, especialmente durante el cambio de dirección del movimiento.

Por ello, se recurre a un sistema comercial de carriles prismáticos, comprado en una tienda de bricolaje. Este sistema comercial de carriles prismáticos proporciona un deslizamiento sin apenas fricción, además de permitir mayor recorrido y de mayor precisión, siendo el elemento ideal para el dispositivo de rehabilitación de este Trabajo de

Fin de Máster. Estos carriles prismáticos tienen unas dimensiones de 45 mm de altura y 400 mm de largo. Al ser un carril prismático con 3 componentes de 400 mm, permite un desplazamiento de 800 mm, pues hay un componente fijo y dos deslizantes. La carrera máxima de la pieza I es, como se ha visto en capítulos anteriores, de 2 veces la longitud de la pieza A (manivela), es decir, $2 \times 30 \text{ mm} = 60 \text{ mm}$ de carrera. Por tanto, son válidos para desempeñar la función de carril en el dispositivo de rehabilitación.

Para unir los nuevos carriles prismáticos comerciales a las Paredes, se recurre al mismo procedimiento que con las Piezas L: un par de tornillos M4 y tuercas hexagonales M4.



Figura 46. Detalle de la unión entre los carriles prismáticos y las paredes.

Una vez montados los carriles, el siguiente paso es montar sobre los carriles la pieza I. Para ello, se aprovechan los agujeros que inicialmente tenía esta pieza en sus paredes verticales, para alojar los tornillos de unión con los carriles prismáticos.



Figura 47. Detalle de la unión entre la pieza I y los carriles prismáticos.

Después de unir la pieza I a los carriles y comprobar el perfecto deslizamiento sin apenas fricción, se procede a montar sobre la pieza Suelo el motor de 12 V que impulsa el mecanismo de biela-manivela del dispositivo de rehabilitación.

Por la geometría del motor, se decide montar el motor sobre una chapa fina con perfil de omega, sobre el que se realizan los agujeros pertinentes para que el motor pueda fijarse al perfil con los 4 agujeros roscados de M3 que tiene en origen, para poder fijar el perfil a

la pieza suelo y, fundamentalmente, para poder pasar el eje de giro de giro del motor y acoplarse al resto del mecanismo.

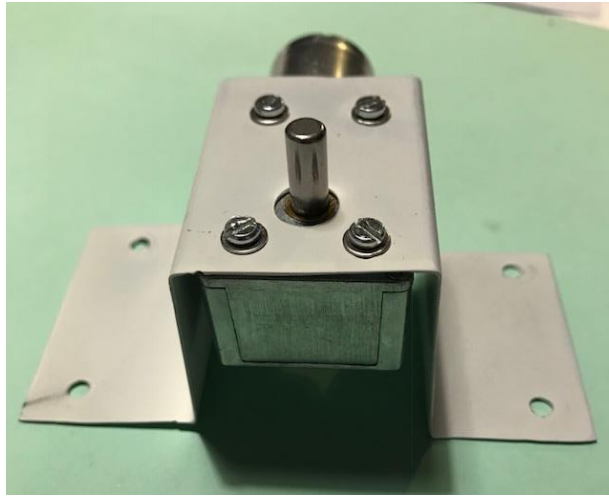


Figura 48. Motor acoplado al perfil en forma de omega.

Para facilitar la correcta ubicación del motor sobre la pieza Suelo, se recurre a un sistema de perfiles ranurados, que permiten el desplazamiento del tornillo con el que se une al perfil en forma de omega que alberga el motor. Así se obtiene gran versatilidad a la hora de realizar ajustes de posición posteriores, evitando tener que realizar más agujeros a la pieza Suelo que es de madera. En la siguiente figura se puede observar la disposición de los perfiles ranurados en el dispositivo de rehabilitación.



Figura 49. Perfiles ranurados sobre los que se sujeta el motor.

El sistema anterior, junto con unos tornillos suficientemente largos y 2 tuercas por tornillo, permite variar la altura en la que se posiciona el motor, por lo que, en caso de variación en alguna pieza del dispositivo, no es necesario cambiar el método de sujeción. En la siguiente figura se puede observar la disposición del motor sobre el sistema de fijación comentado anteriormente.

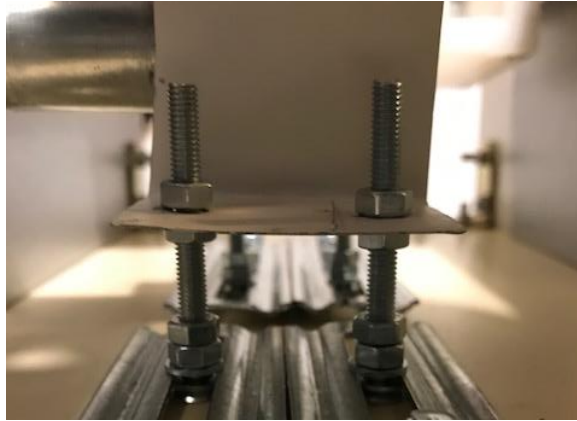


Figura 50. Detalle del sistema de fijación del motor.

Tras ubicar el motor de forma correcta, se procede a situar la pieza A (manivela) al motor. Esta unión se realiza por apriete, ya que el eje del motor y agujero que aloja dicho eje realizado en la pieza A son de las mismas dimensiones; por lo que no es necesario recurrir a ningún tipo de pegamentos o soldaduras blandas.

Una vez montadas las piezas I y A, se puede insertar la pieza B (biela), mediante dos rodamientos que permiten el giro sin fricción. Los rodamientos seleccionados (SKF 6000) tienen las dimensiones adecuadas a las piezas que unen, siendo todos de diámetro de agujero 26 mm, diámetro de eje 10 mm y anchura 8 mm. La ficha técnica de estos rodamientos se encuentra en el anexo al final de este documento.



Figura 51. Vista de la disposición del motor y piezas A, B e I del dispositivo.

La última pieza de la parte móvil del dispositivo que falta por montar es la pieza C. Para unir esta pieza a la pieza I, se recurre de nuevo al apriete entre el agujero de la pieza I, un rodamiento SKF 6000 y el eje inferior de la pieza C.



Figura 52. Disposición y montaje de las partes móviles del dispositivo de rehabilitación.

Una vez terminado el montaje de las partes móviles, se puede instalar la pieza base. Para ello, de nuevo se recurre al sistema de escuadras, tornillos M4 y tuercas hexagonales M4.

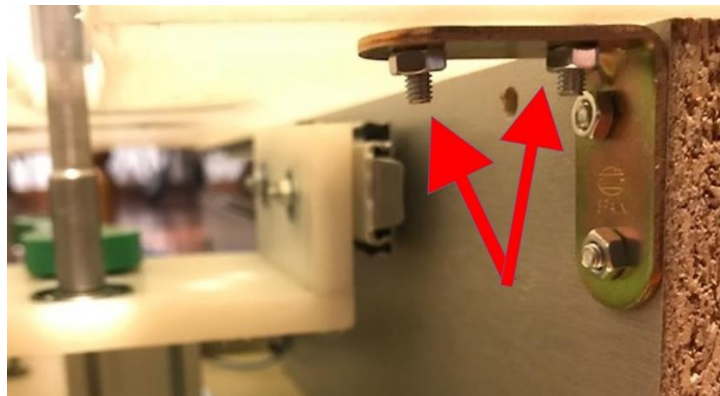


Figura 53. Detalle de la unión con escuadra de la pieza base y las Paredes

Por último, una vez bien ubicada la pieza base, se sitúan las piezas F, G, H, gracias al sistema de ejes de estas piezas y los agujeros de la pieza base, quedando ensambladas todas las piezas del dispositivo de rehabilitación, tal y como se puede observar en la siguiente figura.



Figura 54. Dispositivo de rehabilitación con todos los componentes montados.

6. CONTROL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

6.1. Elementos de control

Analizando el mecanismo, el único punto de control que puede realizarse es sobre el movimiento del motor de corriente continua, ya que es la única fuente de energía que interviene en el mismo.

Para realizar un control sobre el motor, se dispone una tarjeta de desarrollo modelo VMA101 gobernada por un microcontrolador ATmega2560 compatible con Arduino. La hoja de especificaciones técnicas de la tarjeta y el microcontrolador se encuentra disponible en un anexo al final de este documento.

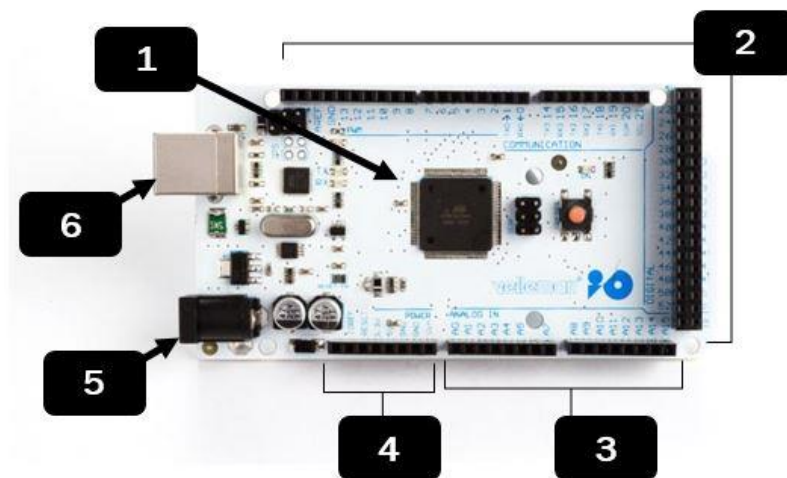


Figura 55. Tarjeta de desarrollo VMA101

En la figura anterior se pueden observar los principales componentes de la tarjeta de desarrollo VMA101:

- 1- Microcontrolador ATmega 2560.
- 2- Pines digitales de entrada y salida, en total 54. De ellos, 15 pueden ser utilizados como salida de una señal PWM. El uso de estos pines PWM se ve más adelante en este capítulo. Los 54 pines digitales de entrada y salida dependen de la configuración del usuario, siendo necesario la activación del pin y el tipo de pin (entrada o salida) a la hora de cargar el código en el microcontrolador.
- 3- Pines analógicos de entrada, en total 16.
- 4- Pines de tensión (5 V y 3,3 V de corriente continua) y de tierra (gnd), que se pueden utilizar para alimentar el dispositivo a controlar, siempre que no supere un consumo de corriente de 50 mA.
- 5- Conector de alimentación de la placa de desarrollo, entre 7 y 12 V de corriente continua. Es habitual alimentar la placa de desarrollo con este conector cuando se controla un dispositivo que demanda más corriente de la que se puede suministrar por USB.
- 6- Terminal USB: sirve tanto para alimentar la placa de desarrollo con tensión de corriente continua como de interfaz de comunicación entre la placa de desarrollo y

un ordenador. Mediante este conector se carga el código (en este en lenguaje Arduino) en el microcontrolador. Además, permite mantener una comunicación entre el PC y el microcontrolador, pudiendo intercambiar información en ambos sentidos. Esto es útil para seguir en tiempo real estados o valores de ciertas variables y para enviar información que demande el código.

En el párrafo anterior se ha comentado que la placa de desarrollo VMA101 posee ciertos pines digitales de entrada/salida compatibles con señales PWM. Una señal PWM (*Pulse Width Modulation* o Modulación de Ancho de Pulso) resulta de gran utilidad a la hora de controlar la velocidad de un motor de corriente continua, como es el caso de este dispositivo de rehabilitación de mano.

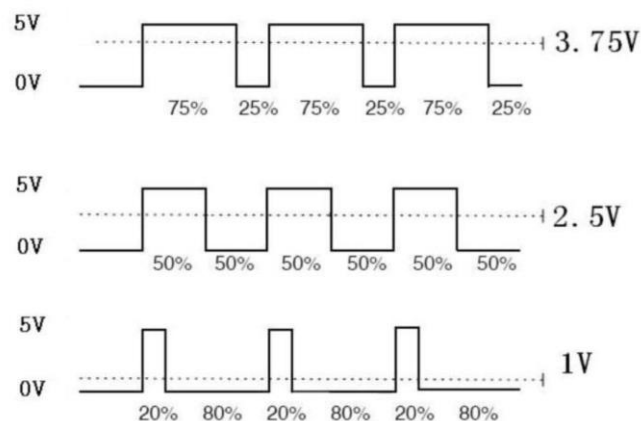


Figura 56. Gráfica de un PWM

Los parámetros básicos de un PWM son el nivel del pulso, la anchura de pulso y el ciclo. Variando la anchura o tiempo que el pulso está a alto nivel, se consigue variar la salida, de la siguiente forma:

$$V_s = \frac{\text{Tiempo alto nivel}}{\text{tiempo de pulso}} V_{\text{máx}} \quad \text{Ec.38}$$

En cuanto a las características del motor a controlar, se trata de un motor de corriente continua de 12 V, 20 rpm y desarrolla un par de 282 N-cm, llegando a necesitar una corriente máxima de 1,14 A

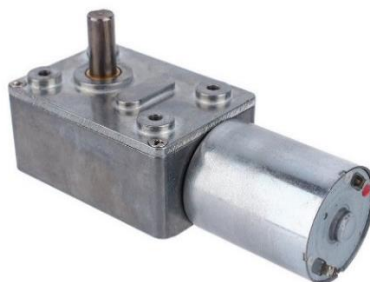


Figura 57. Motor 12 v

Con la placa de desarrollo, se puede alimentar directamente cualquier dispositivo de un máximo de 5 V (siempre corriente continua) y 50 mA. Por ello, el motor seleccionado necesita de una fuente de alimentación externa de 12 V y al menos capaz de suministrar

los 1,14 A del motor. La fuente de alimentación seleccionada suministra 12 V de corriente continua y un máximo de 20 A, por lo que es más que suficiente para la tarea encomendada.

Debido a las limitaciones de la tarjeta de desarrollo, es necesario disponer de un módulo específico para controlar el motor. En este caso, se ha seleccionado el módulo L298n, un módulo de doble puente H, ya que es capaz de controlar hasta dos dispositivos de hasta 45 V y suministrar hasta 2 A por canal. En el anexo al final de este documento se puede encontrar la ficha técnica del doble puente en H que monta el módulo L298n.

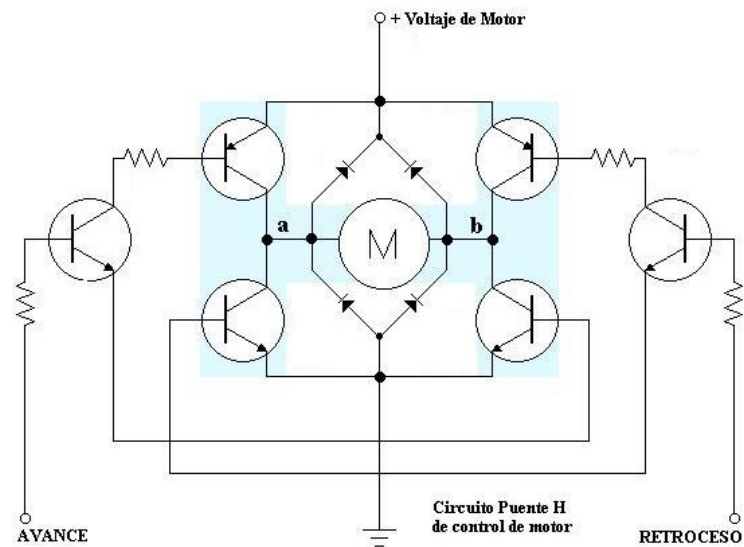


Figura 58. Circuito Puente H de control de motor

En concreto, el módulo L298n utilizado en este dispositivo está integrado en una placa específica para el control de motores. Este módulo incluye diodos de protección, filtros por condensador, un regulador de tensión para poder alimentar la parte lógica de 5 V, además de terminales que facilitan la conexión del módulo tanto al motor como a la fuente de alimentación y a la tarjeta de desarrollo.

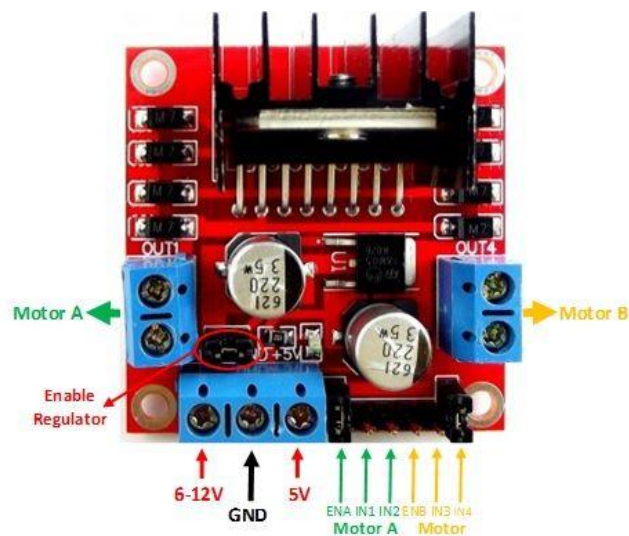


Figura 59. Módulo L298n

Para que un motor conectado a las salidas denominadas “Motor A” en la figura anterior, funcione con el módulo L298n, además de alimentarlo con la tensión correspondiente, debe conectarse un *jumper* que puentee el pin EN1, es decir, hay que habilitar dicha entrada. Para que comience el movimiento del motor, se debe proporcionar al módulo una señal de alto nivel (valor 1 lógico) y una señal de bajo nivel (valor 0 lógico) a las entradas al módulo IN1 e IN2, respectivamente. Para cambiar el sentido de giro, basta con intercambiar las señales alto/bajo de las señales de entrada al módulo IN1 e IN2. Estas señales proceden de la placa de desarrollo. Si se desea alimentar un motor conectado a la salida denominada “Motor B”, las entradas que gobiernan este puerto son IN3 e IN4, de forma equivalente a IN1 e IN2 para “Motor A”.

Si no sólo se quiere alimentar un motor, si no que se quiere controlar la velocidad del mismo, hay que quitar el *jumper* que puentee el pin ENA (*Enable motor A*) y alimentar dicho pin con una señal PWM, procedente de la placa de desarrollo. Cuanto mayor sea el ancho de pulso que suministrado por la placa de desarrollo al pin ENA, a mayor velocidad girará el motor controlado con este módulo.

Si el módulo L298n está alimentado con menos de 12 V, gracias a su regulador de tensión es capaz de suministrar 5 V a sus propios componentes lógicos. Sin embargo, si se alimenta el módulo con 12 V o más, el regulador no es capaz de controlar tanta tensión y es necesario alimentar la parte lógica del controlador mediante una fuente externa conectada a la entrada 5V. Por tanto, como el motor que mueve el mecanismo del dispositivo de rehabilitación necesita 12 V, es necesario proporcionar al módulo 12 V en el conector 12 V. Además, se debe alimentar la parte lógica del módulo, por lo que es necesario aportar 5 V en el conector 5 V, procedentes de la placa de desarrollo.

6.2. Esquema y conexiones de control del dispositivo de rehabilitación.

En la siguiente figura se puede observar la disposición esquemática de las conexiones entre los distintos componentes de control del dispositivo de rehabilitación de mano:

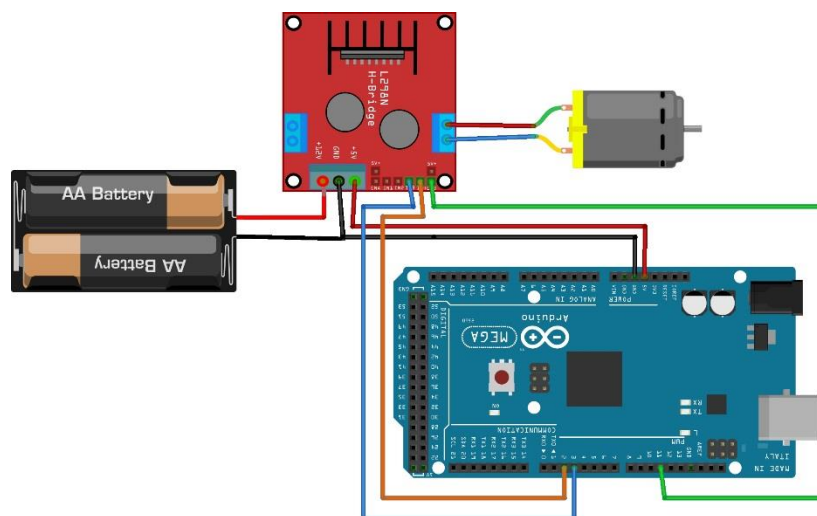


Figura 60. Esquema de conexiones eléctricas de los componentes de control del dispositivo

En la figura anterior, las pilas simbolizan la fuente de alimentación externa de 12 V que suministra tensión y corriente al módulo L298n y, en consecuencia, al motor de corriente continua.

Los cables que proporcionan tensiones de 12 y 5 V están representados de color rojo en la figura anterior.

Además, es necesario igualar los potenciales de tierra de todos los componentes, por lo que los terminales *gnd* de la fuente de alimentación, del módulo L298n y de la placa de desarrollo se unen en un mismo punto. Por comodidad constructiva, el punto de conexión equipotencial de las tierras es el terminal *gnd* del módulo L298n (cables negros de la figura anterior).

En cuanto a las conexiones de las señales de control, se conectan:

- EN3 del módulo L298n con el pin digital 2 de la placa de desarrollo (cable azul de la figura anterior).
- EN4 del módulo L298n con el pin digital 4 de la placa de desarrollo (cable marrón de la figura anterior).
- ENB del módulo L298n con el pin digital 11 de la palca de desarrollo, compatible con señales PWM (cable verde de la figura anterior).

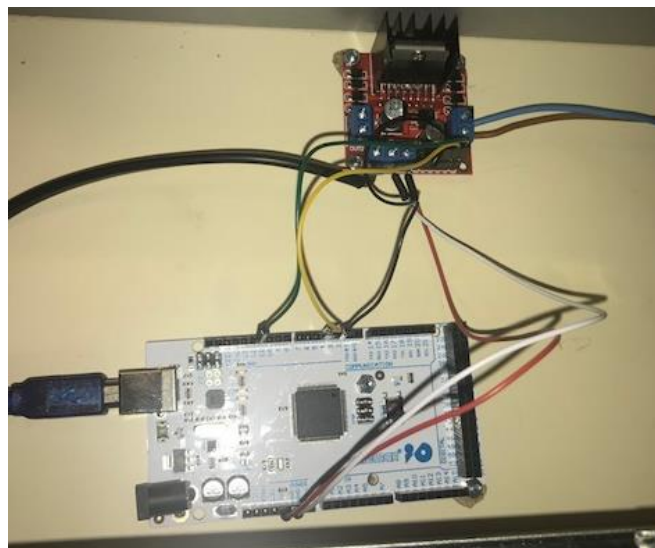


Figura 61 Elementos de control implantados en el dispositivo de rehabilitación

En la figura anterior se puede observar cómo quedan las conexiones eléctricas reales implantadas para la tarea de control del dispositivo de rehabilitación de mano.



Figura 62. Vista general de los elementos de control del dispositivo de rehabilitación.

6.3. Código en Arduino de control del dispositivo de rehabilitación.

A la hora de programar en Arduino, se distinguen claramente 3 zonas básicas diferenciadas por su funcionamiento. A continuación, se enumeran y describe brevemente su desempeño, clasificadas por orden de aparición en los códigos escritos en lenguaje Arduino.

- Zona de declaración de variables globales, situada al inicio de todo código en Arduino (y en prácticamente cualquier lenguaje de programación). En esta zona se declaran las variables que son utilizadas en todo el código.
- Zona de *setup()*, es decir, zona de configuración o preparación. En esta zona es común configurar (como entrada o salida) los puertos de la placa de desarrollo, asignándoles variables. Esta zona sólo se lee o ejecuta una vez.
- Zona *loop()*, es decir, bucle. Esta zona se ejecuta ininterrumpidamente. Es aquí donde se escriben las instrucciones de control requeridas.

A continuación, se expone y comenta el código (en cursiva en las líneas de código) utilizado para controlar el dispositivo de rehabilitación, diferenciando en bloques funcionales.

Zona de declaración de variables:

```

int ENB=11;    //Declara el pin digital 11 (válido para señales PWM) como ENB
int IN3=2;     //Declara el pin digital 2 como IN3
int IN4=4;     //Declara el pin digital 4 como IN4
int tv9AH=2390; //Tiempo a velocidad 9 para 1 vuelta AntiHoria
int tv9H=2610;  //Tiempo a velocidad 9 para 1 vuelta Horaria
int tv4AH=3490; //Tiempo a velocidad 4 para 1 vuelta Anti Horaria
int tv4H=3570;  //Tiempo a velocidad 4 para 1 vuelta Horaria
int tv7AH=2708; //Tiempo a velocidad 7 para 1 vuelta Anti Horaria
int tv7H=2960;  //Tiempo a velocidad 7 para 1 vuelta Horaria
int veces=0;

```

En el bloque anterior, se declaran todas las variables necesarias a lo largo de todo el código de control. Es necesario explicar qué sentido tienen las variables tv#A o tv#AH. Para realizar el control sobre el dispositivo de rehabilitación, se ha calculado el tiempo (en ms) que tarda el motor en girar una vuelta completa a la velocidad denominada 4, 7 y 9. Las últimas letras, A y AH indican el sentido de giro (en función de la polaridad 1-0 de los pines de control), ya que se observa que en sentido antihorario el motor gira ligeramente más rápido. Estos valores 4, 7 y 9 se utilizarán más adelante para configurar el PWM, correspondiendo a velocidades lenta (4), media (7) y rápida (9).

Zona de configuración o setup():

```

void setup()
{
  Serial.begin(9600);    //Inicia la comunicación mediante el puerto Serie USB a 9600 baudios
  Serial.println("Se necesitan los datos de inicialización del mecanismo"); //Muestra por la
                             pantalla del ordenador el mensaje
  Serial.println("Longitud del dedo meñique (cm): 6, 4 o 3 cm");
  Serial.println("Elija velocidad de trabajo, introduciendo 4 para lenta, 7 para media, y 9 para
rápida");
  Serial.println("Número de ciclos de apertura y cierre de la mano a realizar");
  Serial.println("Introducir con el formato: distancia,velocidad,ciclos");

  pinMode(IN3, OUTPUT);  //Declara el pin IN3 (pin digital 2) como SALIDA
  pinMode(IN4, OUTPUT);  //Declara el pin IN4 (pin digital 4) como SALIDA
  pinMode(ENB, OUTPUT);  //Declara el pin ENB (pin digital 11) como SALIDA
}

```

Al inicio de este bloque, se inicia la comunicación entre la placa de desarrollo y el PC, para mostrar por pantalla mensajes y resultados, y solicitar variables de trabajo. Las variables que necesita el código para funcionar correctamente son longitud del dedo meñique, velocidad de trabajo y número de ciclos de apertura y cierre de mano que se desean realizar.

Como se ha visto a lo largo de este documento, la longitud del dedo meñique de la mano del paciente a rehabilitar es un parámetro de diseño del dispositivo. Sin embargo, gracias al código de programación de la placa de desarrollo, se puede conseguir que el dispositivo de rehabilitación sirva para otras longitudes de dedo meñique, aportando

versatilidad al diseño, cuyo efecto sólo podría conseguirse cambiando de pieza A cada vez que cambie la longitud del dedo meñique del paciente.

En cuanto a la velocidad, se ha decidido establecer 3 velocidades de trabajo: lenta, media y rápida.

La velocidad lenta, correspondiente al valor 4, equivale al motor girando a 17 rpm. Atendiendo a la ecuación Ec.18 del apartado 4, esta velocidad angular en el motor equivale a una velocidad de desplazamiento de la pieza C de 5,6 cm/s, y a una velocidad de la articulación MCP de 1,79 rad/s.

$$\dot{x} \cong -r\omega \left(\sin \omega t + \frac{r}{2l} \sin 2\omega t \right) \quad \text{Ec.18}$$

La velocidad media, correspondiente al valor 7, equivale al motor girando a 22 rpm. Atendiendo a la ecuación Ec.18 del apartado 4, esta velocidad angular en el motor equivale a una velocidad de desplazamiento de la pieza C de 6,9 cm/s, y a una velocidad de la articulación MCP de 2,3 rad/s.

La velocidad rápida, correspondiente al valor 9, equivale al motor girando a 25 rpm. Atendiendo a la ecuación Ec.18 del apartado 4, esta velocidad angular en el motor equivale a una velocidad de desplazamiento de la pieza C de 8,54 cm/s, y a una velocidad de la articulación MCP de 2,6 rad/s.

En cuanto al número de ciclos, el usuario debe introducir el número de ciclos de apertura y cierre de la mano del paciente que se desean realizar, para que el dispositivo de rehabilitación se pare al completar dichos ciclos y no esté funcionando de forma indefinida hasta que se corte la alimentación de electricidad.

Finalmente, declara en este bloque `setup()` los pines de la placa de desarrollo 2, 4 y 11(PWM) como salida.

Zona de ejecución o `loop()`:

```
void loop() {

  if (Serial.available())           // Si hay algun valor en la Consola Serial
  {
    String vbles=Serial.readString(); //Recogida de datos de usuario
    char ldedo=vbles.charAt(0);
    char velocidad=vbles.charAt(1);
    char ciclos=vbles.charAt(2);
    Serial.println(vbles);           //Muestra los valores por pantalla que el usuario los compruebe
    Serial.println("Longitud del dedo meñique");
    Serial.println(ldedo);
    Serial.println("velocidad");
    Serial.println(velocidad);
    Serial.println("ciclos");
    Serial.println(ciclos);
  }
}
```



```

int veces=ciclos-'0';    //Crea la variable "veces" de tipo entero para poder operar de
                        forma adecuada con ella, en lugar de con la variable "ciclos"
                        que es de tipo char

int vel = map(velocidad,'0','9',0,255);
                        //Interpola la variable "velocidad" introducida por el usuario
                        entre 0 y 255 para adecuarla al PWM, siendo 255 el valor
                        máximo de salida del PWM

if (ciclos ==0)
{
  Serial.println("número de ciclos no válido");
}
else
{
  if (velocidad>='0' && velocidad<='9') // Si el caracter ingresado esta entre 0 y 9
  {
    if(velocidad == '9')
    {
      if(ldedo == '6')
      {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
          digitalWrite(IN3, false);
          digitalWrite(IN4, true);
          analogWrite(ENB, vel);
          delay(tv9AH);
        }
      }
      else if(ldedo == '4')
      {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
          digitalWrite(IN3, false);
          digitalWrite(IN4, true);
          analogWrite(ENB, vel);
          delay(tv9AH*0.23);
          digitalWrite(IN3, true);
          digitalWrite(IN4, false);
          delay(tv9H*0.23);
        }
      }
      else if(ldedo == '3')
      {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
          digitalWrite(IN3, false);
          digitalWrite(IN4, true);
          analogWrite(ENB, vel);
          delay(tv9AH*0.2);
          digitalWrite(IN3, true);
        }
      }
    }
  }
}

```

```

        digitalWrite(IN4, false);
        delay(tv9H*0.2);
    }
}
else if(velocidad == '7')
{
    if(ldedo == '6')
    {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
            digitalWrite(IN3, false);
            digitalWrite(IN4, true);
            analogWrite(ENB, vel);
            delay(tv7AH);
        }
    }
    else if(ldedo == '4')
    {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
            digitalWrite(IN3, false);
            digitalWrite(IN4, true);
            analogWrite(ENB, vel);
            delay(tv7AH*0.23);
            digitalWrite(IN3, true);
            digitalWrite(IN4, false);
            delay(tv7H*0.23);
        }
    }
    else if(ldedo == '3')
    {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
            digitalWrite(IN3, false);
            digitalWrite(IN4, true);
            analogWrite(ENB, vel);
            delay(tv7AH*0.2);
            digitalWrite(IN3, true);
            digitalWrite(IN4, false);
            delay(tv7H*0.2);
        }
    }
}
else if(velocidad == '4')
{
    if(ldedo == '6')
    {
        for(int i=1; i<=veces; i++)
        {
            digitalWrite(IN3, false);
            digitalWrite(IN4, true);

```

```

        analogWrite(ENB, vel);
        delay(tv4AH);
    }
}
else if(ldedo == '4')
{
    for(int i=1; i<=veces; i++)
    {
        digitalWrite(IN3, false);
        digitalWrite(IN4, true);
        analogWrite(ENB, vel);
        delay(tv4AH*0.23);
        digitalWrite(IN3, true);
        digitalWrite(IN4, false);
        delay(tv4H*0.23);
    }
}
else if(ldedo == '3')
{
    for(int i=1; i<=veces; i++)
    {
        digitalWrite(IN3, false);
        digitalWrite(IN4, true);
        analogWrite(ENB, vel);
        delay(tv4AH*0.2);
        digitalWrite(IN3, true);
        digitalWrite(IN4, false);
        delay(tv4H*0.2);
    }
}
else {
    Serial.println("Velocidad no válida");
}
}
digitalWrite(IN3, false);
digitalWrite(IN4, false);
}
}
}

```

En esta zona *loop()* bucle, destaca el uso de la función *if(condición){ }else if(condición){...}*, es decir, de condicionantes if anidados unos dentro de otros. De esta forma, se consigue ejecutar sólo la orden específica para cada longitud del meñique, velocidad y número de ciclos.

Si la longitud del dedo meñique del paciente es de 6 cm, basta con adecuar la velocidad y el número de ciclos para que el dispositivo funcione de la forma deseada. Para ello, escribe en el en la variable IN3, es decir, en el pin de salida de la tarjeta de desarrollo 2 el valor *false* o 0 lógico, y en la variable IN4 (pin 4) escribe *true* o 1 lógico, para conseguir

que el motor gire en sentido antihorario. Para adecuar la velocidad, escribe en la variable ENB (pin 11 PWM) el valor correspondiente entre 0 y 255. Debe girar en sentido antihorario, el tiempo de vuelta a la velocidad requerida (variable tv#AH) multiplicado por el número de ciclos de trabajo deseados.

Sin la longitud del dedo meñique es menor de 6 cm, es necesario realizar un cambio de sentido de giro del motor para evitar que gire una vuelta completa y alcance la carrera máxima de la pieza C de 6 cm. Para conseguirlo, se intercambian las polaridades de las variables IN3 e IN4 cuando la carrera de la pieza C ha llegado a un punto deseado, determinado mediante la ecuación Ec.17 vista en el capítulo 4.

$$x \cong l - \frac{r^2}{4l} + r \left(\cos \omega t + \frac{r}{4l} \cos 2\omega t \right) \quad \text{Ec.17}$$

Despejando el tiempo de la ecuación anterior, se puede obtener el tiempo que tiene que estar funcionando el motor antes de cambiar de polaridad. Para mayor sencillez del código, se interpola el valor del tiempo para que, en lugar de tener que calcular un tiempo para cada velocidad y para cada longitud del meñique, se obtenga un factor entre 0 y 1 para multiplicar el tiempo por vuelta a una determinada velocidad (tv#AH o tv#A) por dicho factor; donde 1 equivale a una vuelta completa, 0,5 equivale a media vuelta, es decir, 180° y 0,25 a un cuarto de vuelta, es decir, 90°.

Para que el dispositivo realice el número de ciclos de apertura y cierre deseados, se utilizan los bucles *for(iniciación, condición, incremento){...}*.

En las siguientes figuras se pueden observar las sucesivas pantallas de control del dispositivo desde el entorno de Arduino.

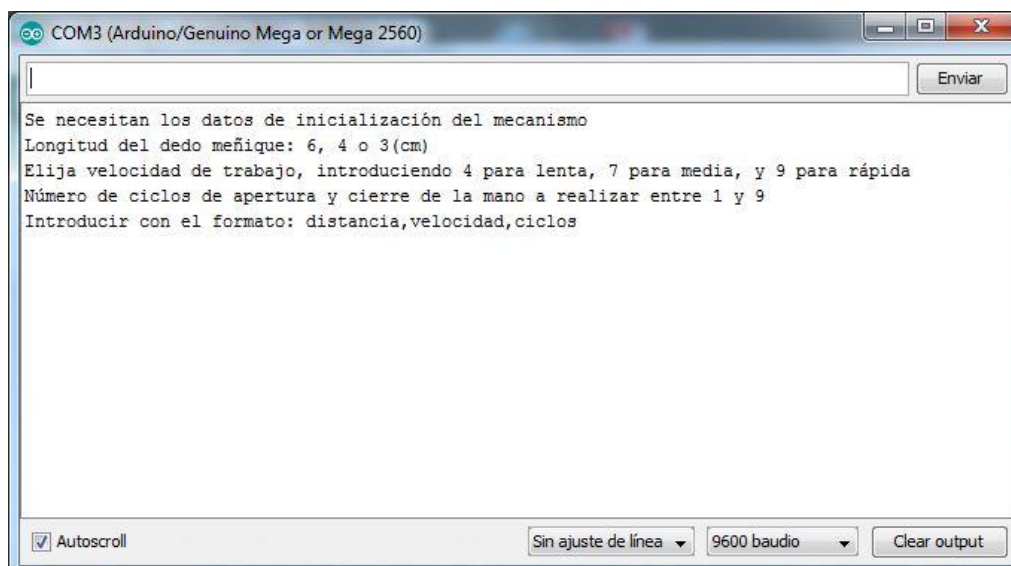


Figura 63. Pantalla de control desde el entorno de Arduino al iniciar la comunicación.

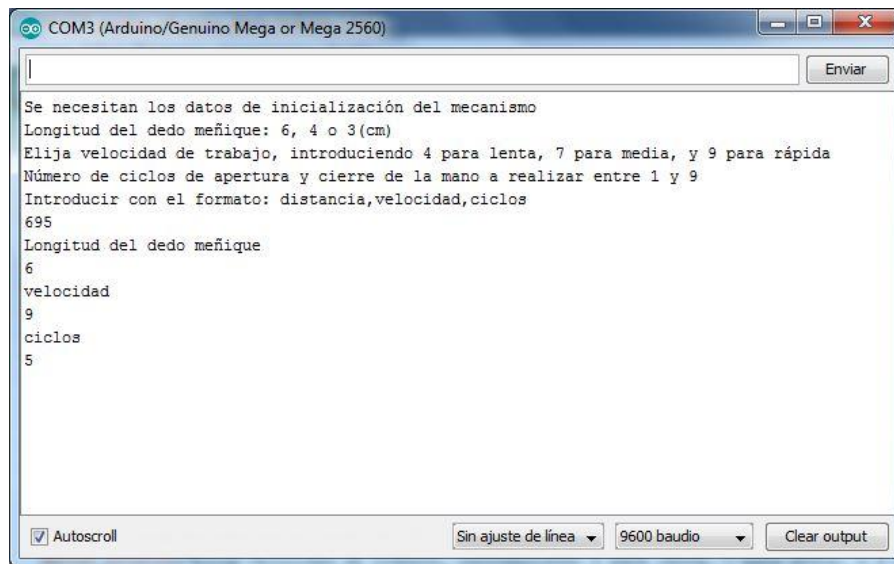


Figura 64. Pantalla de control después de introducir los datos de inicialización.

7. CONCLUSIONES

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Máster es la fabricación de un primer prototipo sencillo y económico de un dispositivo de rehabilitación de mano enfocado especialmente hacia pacientes con discapacidades neuromotoras adquiridas en las extremidades superiores.

Para conseguir la fabricación del prototipo, el primer paso ha sido realizar un análisis del estado del arte en el ámbito de los dispositivos mecatrónicos de rehabilitación de manos. En base a este análisis, se ha optado por un diseño innovador, evitando recurrir al mismo tipo de dispositivos existentes: un único elemento móvil que, en su desplazamiento, impulse la apertura y cierre de la mano del paciente durante la tarea de rehabilitación.

A la hora de realizar el diseño mecánico de los elementos que componen el dispositivo de rehabilitación, se ha optado por el software *Autodesk Inventor Professional 2017*, ya que además poder realizar el diseño CAD de los componentes y su ensamblaje en forma de mecanismo, permite además realizar simulaciones dinámicas obteniendo resultados sobre el comportamiento del mecanismo y los elementos que lo forman.

En cuanto al mecanismo funcional del dispositivo de rehabilitación, se ha optado por el mecanismo biela-manivela; un mecanismo sencillo capaz de transformar un movimiento de rotación (de un motor) en un movimiento rectilíneo de vaivén (del elemento del dispositivo de rehabilitación que impulsa el movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente). Del análisis cinemático y dinámico del mecanismo de biela-manivela, se han extraído diferentes ecuaciones de posición, velocidad, aceleración y par de torsión. Gracias a estas ecuaciones, se ha podido diseñar los diferentes elementos del dispositivo de rehabilitación en base a las características antropométricas de una mano: longitud de los dedos, ángulo girado por las articulaciones de los dedos y fuerza de agarre; con el fin de adaptar el diseño al objetivo del dispositivo de rehabilitación.

Para llevar a cabo la labor de control, se ha optado por un microcontrolador compatible con Arduino, permitiendo realizar un control muy simple sobre el comportamiento del dispositivo de rehabilitación en cuanto a velocidad, tiempo y distancia recorrida por los elementos móviles del dispositivo.

Una vez diseñado, simulado, fabricado y ensamblado el dispositivo de rehabilitación, se procede a probar el comportamiento y funcionalidad del diseño del primer prototipo sencillo y económico; para poder extraer conclusiones fundamentadas en la experiencia de prueba del dispositivo de rehabilitación de mano.



Figura 65. Vista lateral de la posición del brazo en el dispositivo de rehabilitación durante las pruebas realizadas.



Figura 66. Vista frontal de la posición del brazo en el dispositivo de rehabilitación durante las pruebas realizadas.

En primer lugar, recordar algo ya comentado en este documento: la original pieza L no resulta todo lo funcional que se esperaba, por lo que se ha sustituido por un carril prismático comercial, cumpliendo con las expectativas deseadas.

En cuanto a la concepción de las piezas, es evidente que ni el acabado ni los materiales utilizados son adecuados para un diseño final de un dispositivo de rehabilitación, pero este no es el objetivo de este TFM, si no verificar que los diseños se adaptan a la morfología de la extremidad superior; este objetivo se ha cumplido de forma satisfactoria.

Atendiendo a la funcionalidad, tras probar la idea inicial de la pieza G, no resulta tan cómoda como se esperaba para posicionar el dedo pulgar durante la tarea de rehabilitación, además de no permitir un movimiento muy suave ni natural de los dedos índice, corazón, anular y meñique, como se puede ver en la siguiente figura.



Figura 67. Vista detalle de la barrera que supone la pieza G.

Sin embargo, el diseño global sí que cumple con el objetivo principal de proporcionar a los dedos que realizan la tarea de rehabilitación un movimiento de apertura y cierre. Esto indica que el diseño de este dispositivo de rehabilitación de mano puede suponer un punto de partida para futuros estudios más exhaustivos en el campo de los dispositivos mecatrónicos de rehabilitación enfocados a pacientes con discapacidades neuromotoras adquiridas

7.1. Líneas futuras

Como se ha comentado anteriormente, este Trabajo de Fin de Máster proporciona una nueva vía de estudio relativa a los dispositivos de rehabilitación. A continuación, se proponen algunas líneas futuras para continuar con el trabajo iniciado en este documento:

El principal punto de mejora del prototipo se sitúa en la parte del control. El prototipo de este Trabajo de Fin de Máster supone una versión inicial muy económica de prueba de concepto. Para realizar un mejor control, se puede cambiar el motor de corriente continua de 12 V actual por un motor paso a paso, capaz de proporcionar mayor precisión en cuanto a velocidad y ángulo girado y, por tanto, mayor control sobre el elemento impulsa el movimiento de apertura y cierre de la mano del paciente durante la tarea de rehabilitación.

Otro punto de mejora para trabajos futuros es implementar un control mediante un sistema diferente a Arduino. Arduino es una vía de acceso al ámbito del control de sistemas que permite realizar tareas sencillas, pero tiene ciertas limitaciones. Utilizando sistemas más complejos (como LabView, Matlab, etc.), se puede obtener un control más preciso del dispositivo, mejorando las prestaciones finales tanto del motor como del prototipo de rehabilitación.

En cuanto al diseño general, este prototipo se ha enfocado a la rehabilitación de la mano derecha, para unas características antropométricas de la mano determinadas. Realizar un diseño más versátil, que permita adaptar el dispositivo de rehabilitación a la mano izquierda y a diferentes tamaños dedos, supondría una mejora notable y una vía de trabajo interesante para futuros estudios.

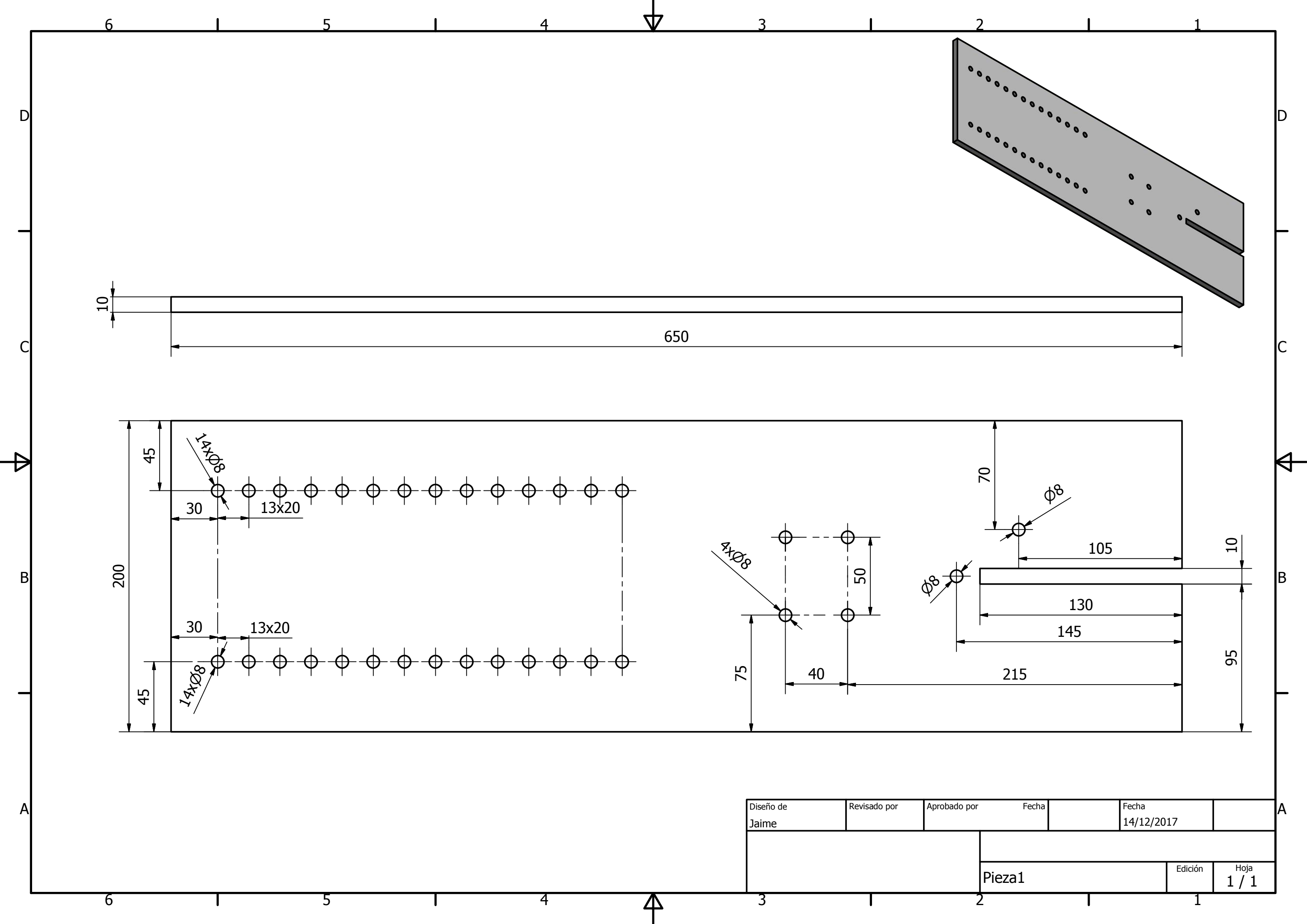
8. REFERENCIAS

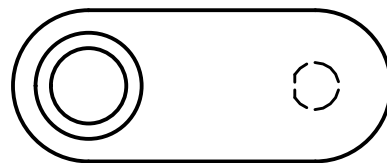
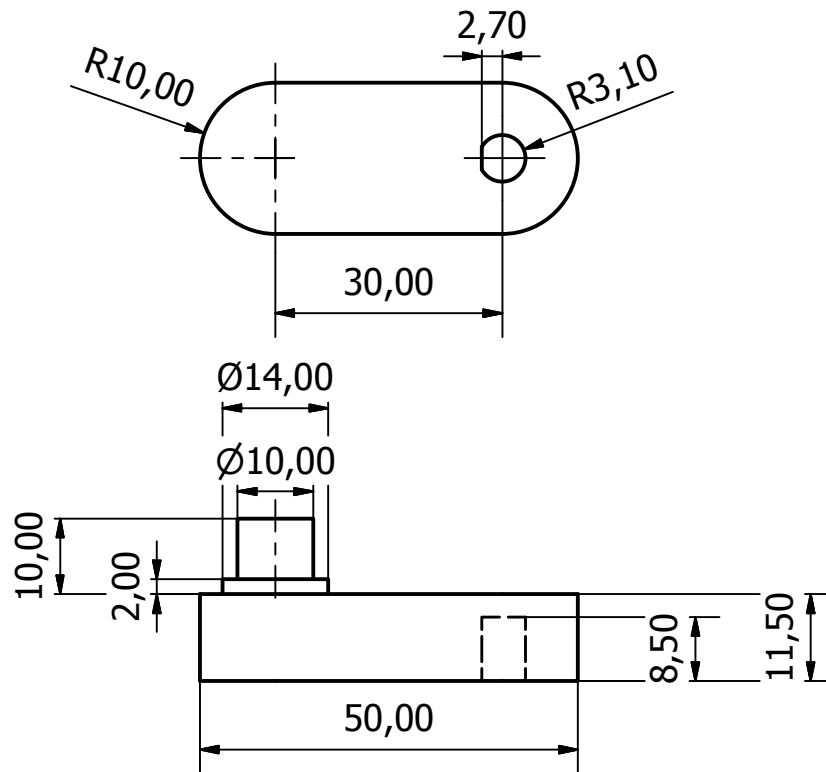
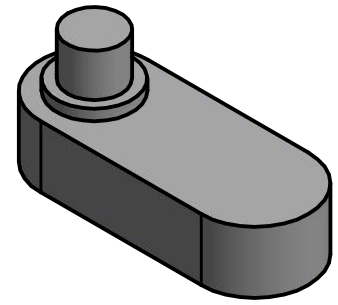
- [1] V. L. Feigin *et al.*, "Global and regional burden of stroke during 1990-2010: Findings from the Global Burden of Disease Study 2010," *Lancet*, vol. 383, no. 9913, pp. 245–255, 2014.
- [2] J. M. Veerbeek, G. Kwakkel, E. E. H. Van Wegen, J. C. F. Ket, and M. W. Heymans, "Early prediction of outcome of activities of daily living after stroke: A systematic review," *Stroke*, vol. 42, no. 5, pp. 1482–1488, 2011.
- [3] N. Takeuchi and S. I. Izumi, "Maladaptive plasticity for motor recovery after stroke: Mechanisms and approaches," *Neural Plast.*, vol. 2012, 2012.
- [4] S. E. Fasoli, H. I. Krebs, M. Ferraro, N. Hogan, and B. T. Volpe, "Does Shorter Rehabilitation Limit Potential Recovery Poststroke?," *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 18, no. 2, pp. 88–94, Jun. 2004.
- [5] G. Kwakkel, J. M. Veerbeek, E. E. H. van Wegen, and S. L. Wolf, "Constraint-induced movement therapy after stroke," *Lancet Neurol.*, vol. 14, no. 2, pp. 224–234, 2015.
- [6] J. Mehrholz and M. Pohl, "Electromechanical-assisted gait training after stroke: A systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices," *J. Rehabil. Med.*, vol. 44, no. 3, pp. 193–199, 2012.
- [7] "Tyromotion web page." [Online]. Available: <http://tyromotion.com/en/products/amadeo>. [Accessed: 01-Dec-2017].
- [8] F. Orihuela-Espina *et al.*, "Robot training for hand motor recovery in subacute stroke patients: A randomized controlled trial," *J. Hand Ther.*, vol. 29, no. 1, pp. 51–57, 2016.
- [9] X. Huang, F. Naghdy, G. Naghdy, H. Du, and C. Todd, "The Combined Effects of Adaptive Control and Virtual Reality on Robot-Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Chronic Stroke Patients: A Case Study," *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.*, pp. 1–8, 2017.
- [10] E. Gezgin, P. H. Chang, and A. F. Akhan, "Synthesis of a Watt II six-bar linkage in the design of a hand rehabilitation robot," *Mech. Mach. Theory*, vol. 104, pp. 177–189, 2016.
- [11] J. Diez, F. J. Badesa, and J. M. Sabater, "Sistema robotico de tipo exoesqueleto para rehabilitacion de la mano," *Actas las XXXV Jornadas Automática*, pp. 3–5, 2014.
- [12] J. Iqbal, H. Khan, N. G. Tsagarakis, and D. G. Caldwell, "A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation - Conceptualization to prototyping," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 2, pp. 79–89, 2014.
- [13] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley, and P. S. Lum, "Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 7, no. 1, p. 36, 2010.
- [14] J. Lin, Y. Wu, and T. S. Huang, "Modeling the constraints of human hand motion," in *Proceedings Workshop on Human Motion*, 2000, pp. 121–126.
- [15] J. Garrett, "Anthropometry of the hands of male air force flight personnel," 1970.
- [16] W. G. Darling and K. J. Cole, "Muscle activation patterns and kinetics of human index finger movements," *J. Neurophysiol.*, vol. 63, no. 5, pp. 1098–1108, May 1990.

- [17] C. M. Günther, A. Bürger, M. Rickert, A. Crispin, and C. U. Schulz, "Grip Strength in Healthy Caucasian Adults: Reference Values," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 33, no. 4, pp. 558–565, 2008.
- [18] A. Sunderland, "Arm function after stroke. An evaluation of grip strength," *Management*, pp. 1267–1272, 1989.
- [19] R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria*. 2009.
- [20] W. Younis, *Up and Running with Autodesk Inventor Simulation 2011 (Second Edition)*. 2010.

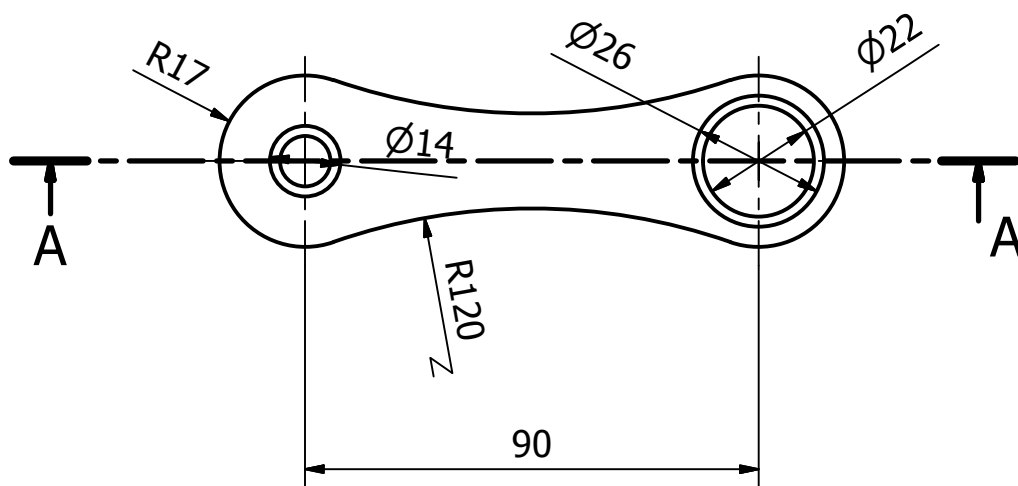
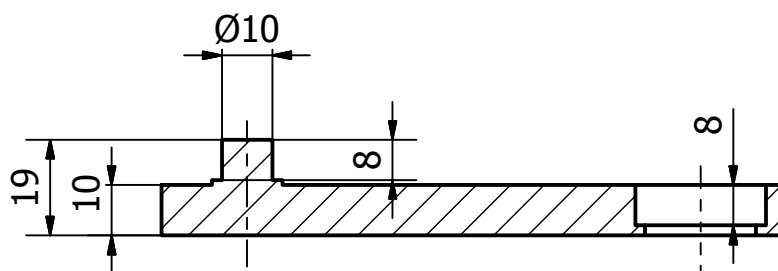
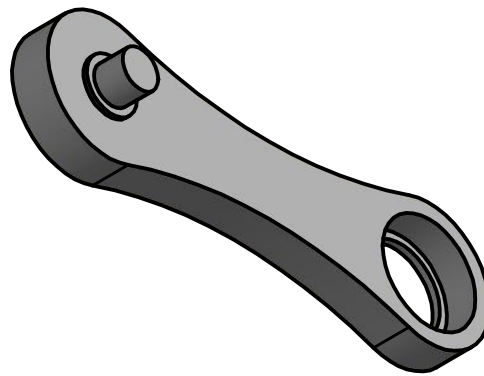
ANEXOS

- 1- Planos de los componentes del dispositivo de rehabilitación
- 2- Manual de usuario y hoja de especificaciones VMA101
- 3- Hoja de especificaciones módulo L298n
- 4- Hoja de especificaciones rodamientos SKF-6000

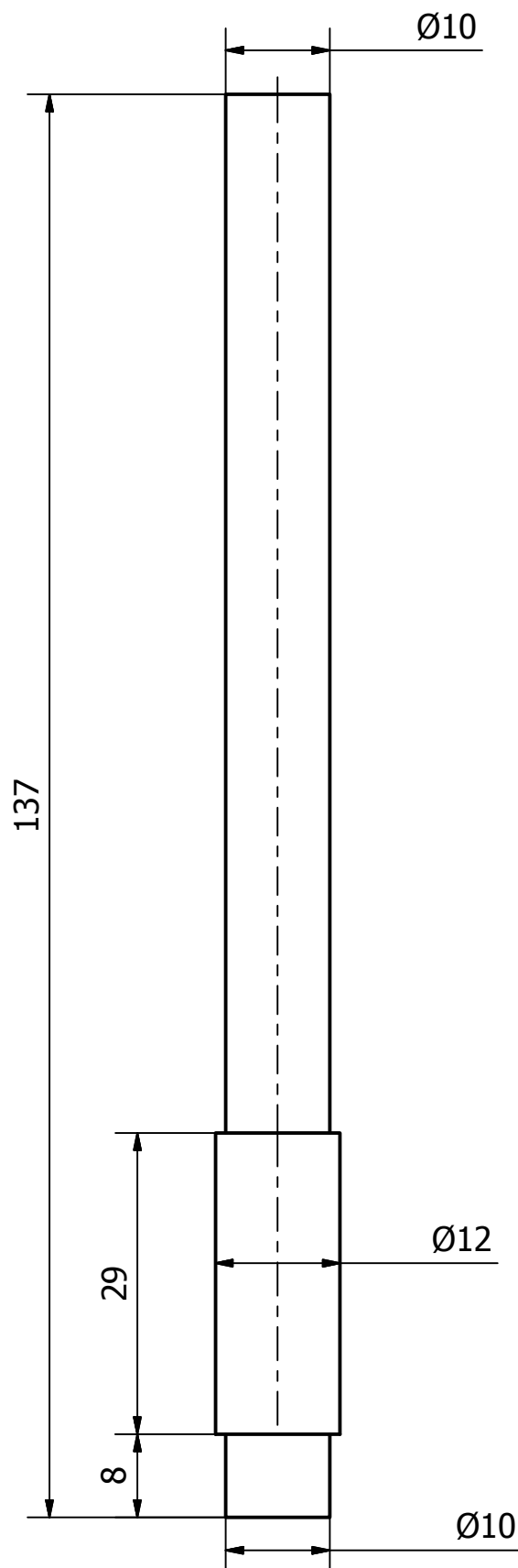




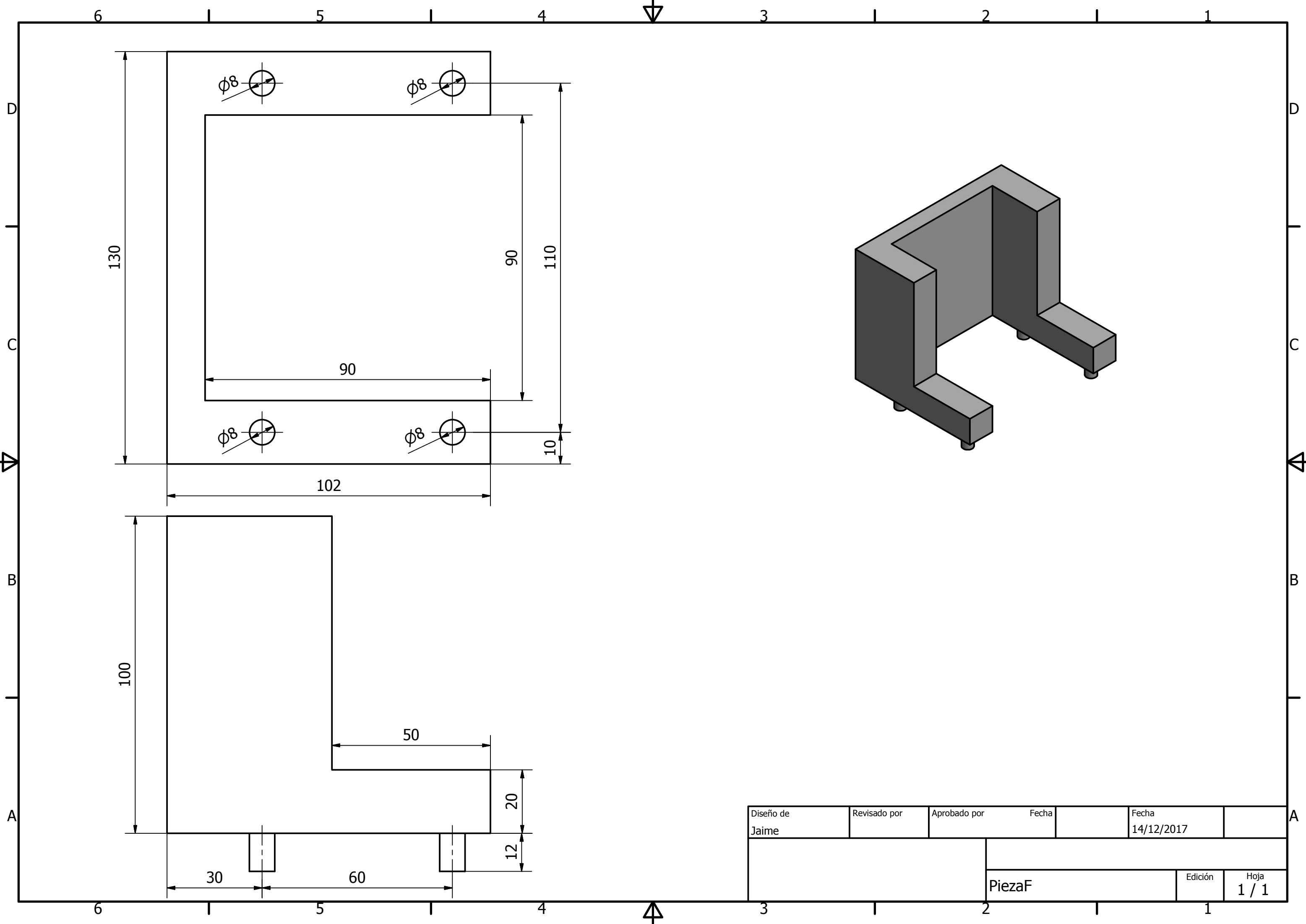
Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha	25/01/2018	
			PiezaA.3		
			Edición	Hoja 1 / 1	



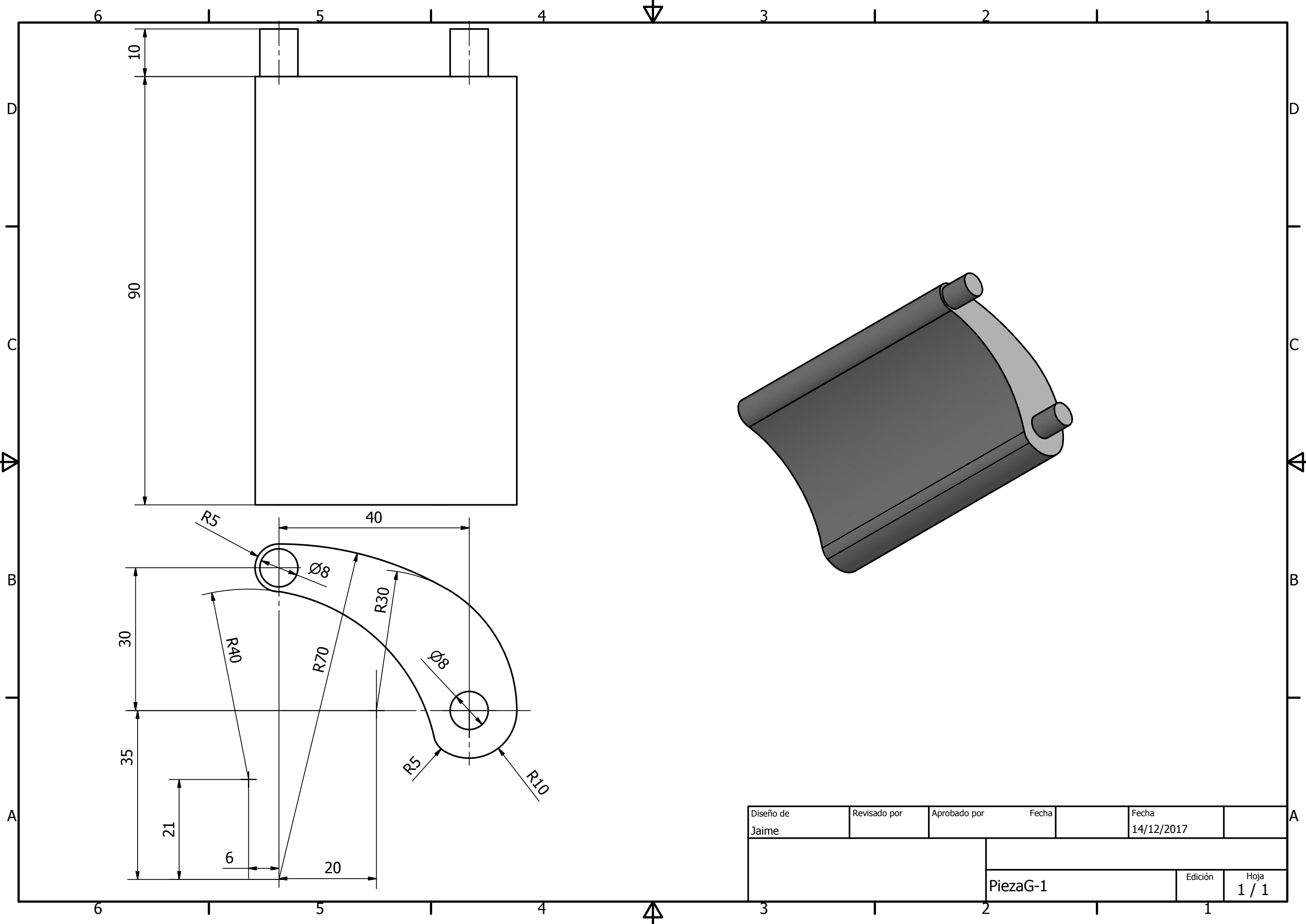
Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 15/02/2018	
			Pieza_B-1	Edición	Hoja 1 / 1



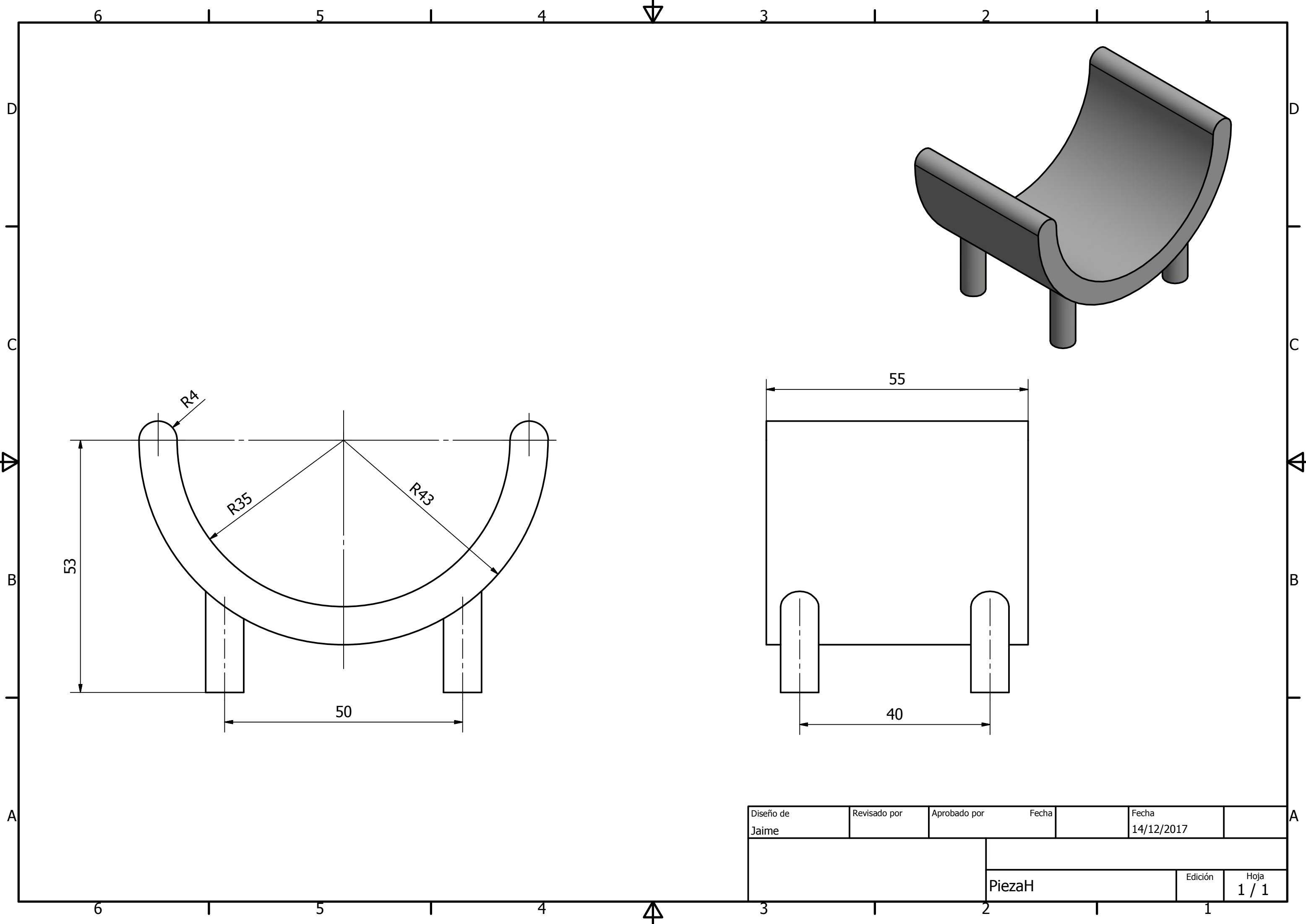
Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 14/12/2017	
			PiezaC		
			Edición	Hoja 1 / 1	

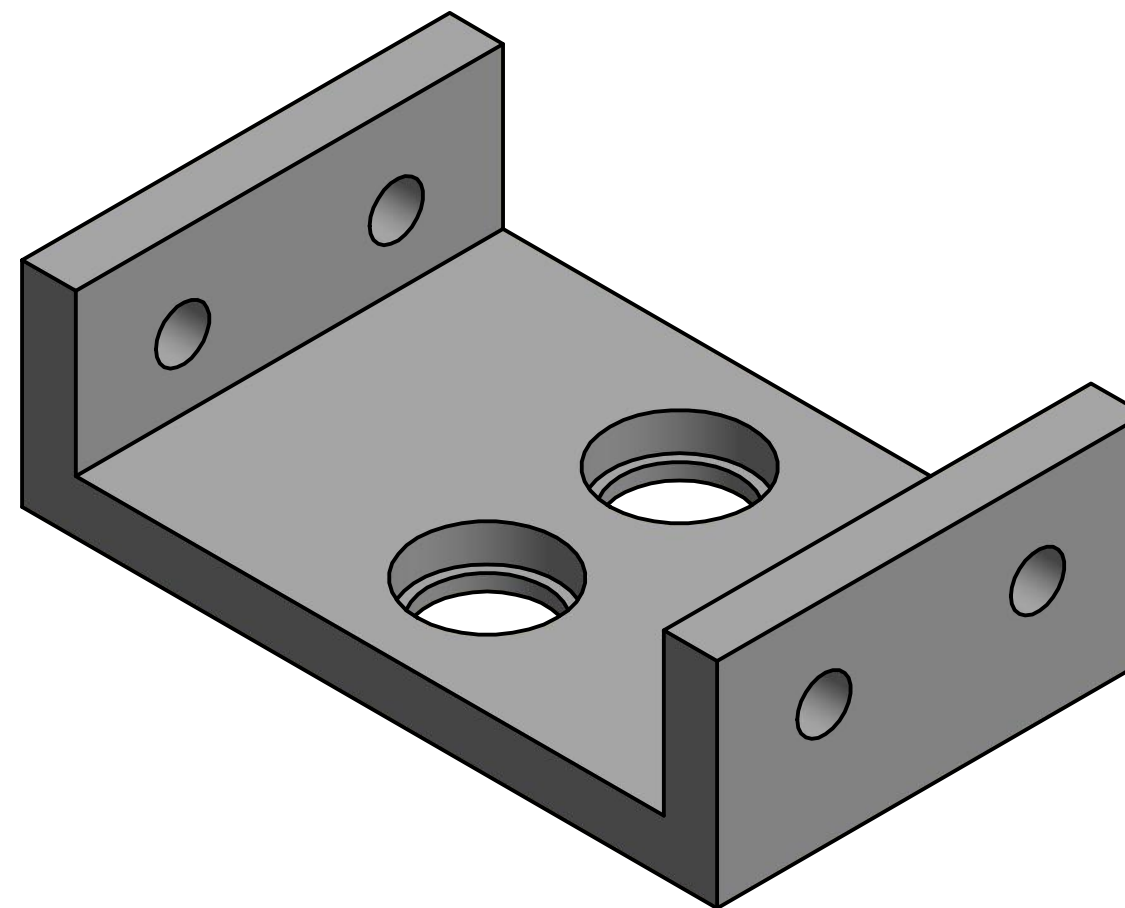
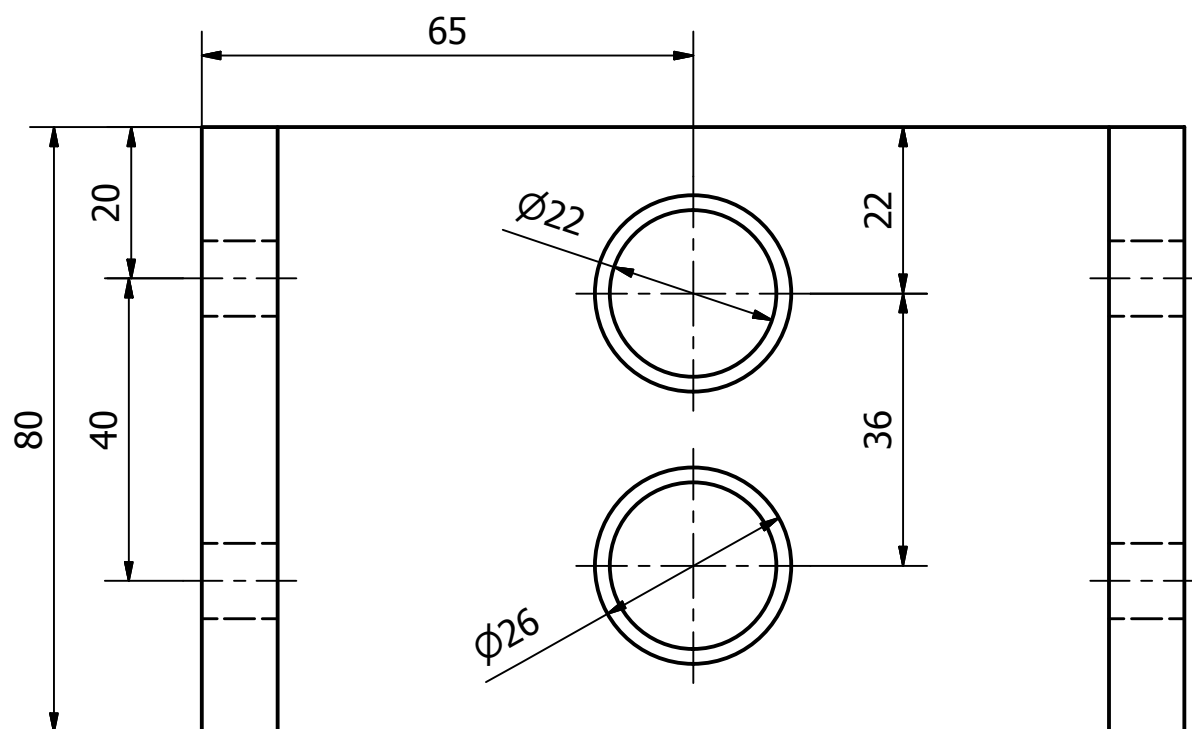
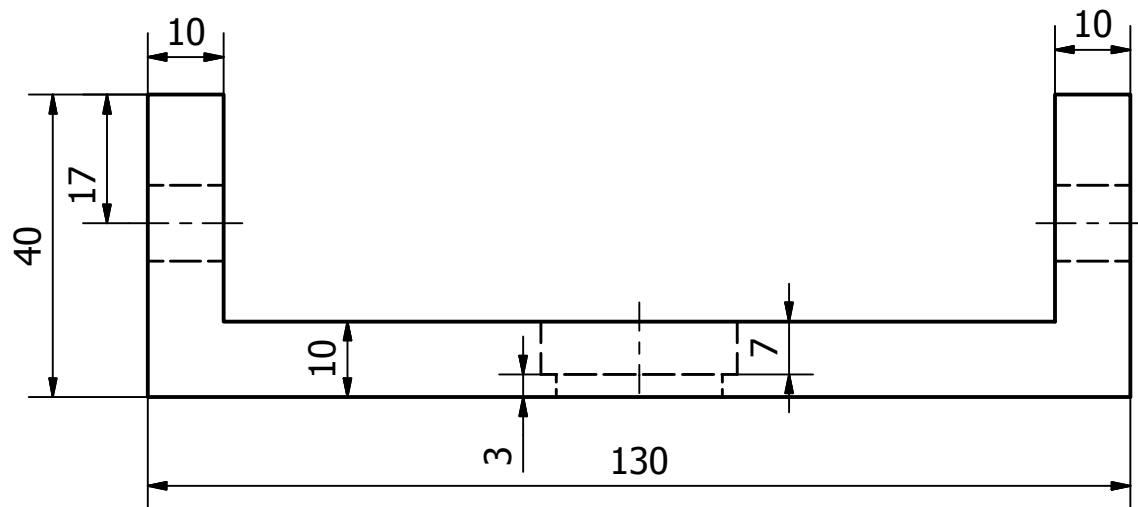


Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha		Fecha	
					14/12/2017	
			PiezaF			
			Edición		Hoja	
			1		1 / 1	

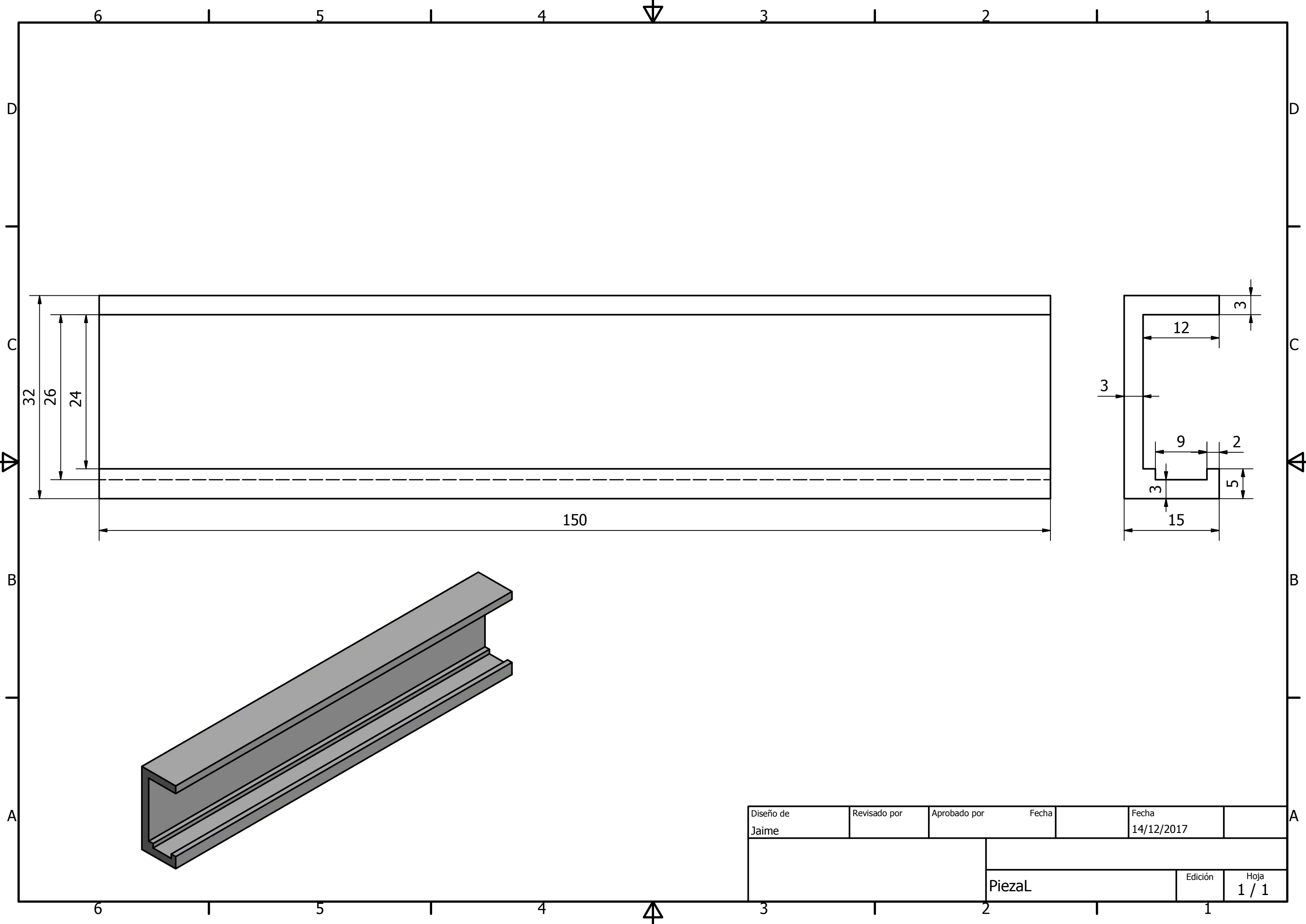


Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha		Fecha	
					14/12/2017	
			PiezaG-1			
			Edición		Hoja	
			1		1 / 1	





Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha		Fecha	
					14/12/2017	
			PiezaI		Edición	Hoja 1 / 1

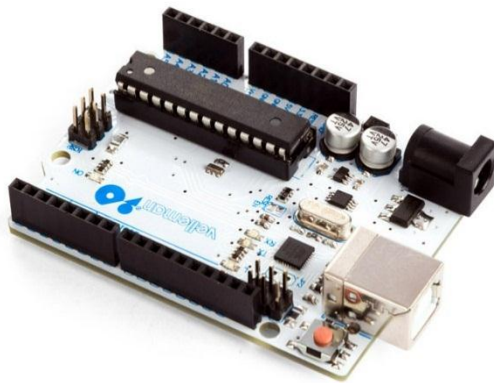


Diseño de Jaime	Revisado por	Aprobado por	Fecha		Fecha 14/12/2017	
			PiezaL			
			Edición		Hoja 1 / 1	

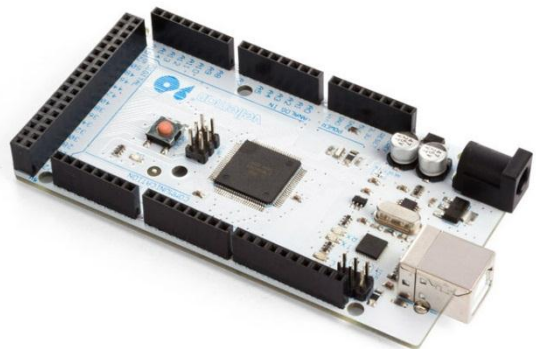


VMA100/VMA101/VMA102/VMA103

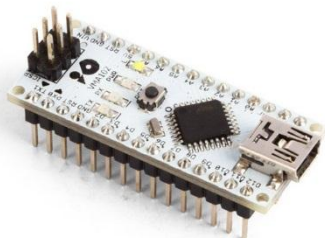
DEVELOPMENT BOARD



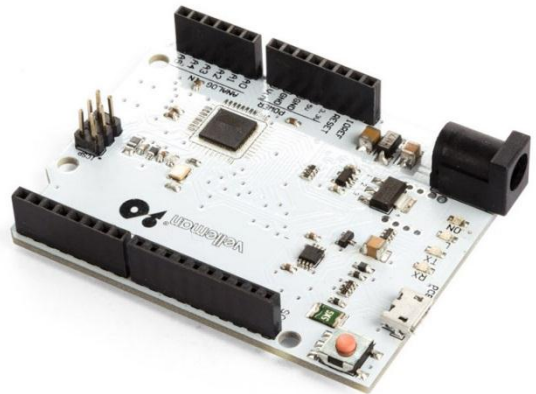
VMA100



VMA101



VMA102



VMA103

USER MANUAL

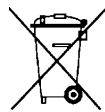


USER MANUAL

1. Introduction

To all residents of the European Union

Important environmental information about this product



This symbol on the device or the package indicates that disposal of the device after its lifecycle could harm the environment. Do not dispose of the unit (or batteries) as unsorted municipal waste; it should be taken to a specialized company for recycling. This device should be returned to your distributor or to a local recycling service. Respect the local environmental rules.

■ If in doubt, contact your local waste disposal authorities.

Thank you for choosing Velleman®! Please read the manual thoroughly before bringing this device into service. If the device was damaged in transit, do not install or use it and contact your dealer.

2. Safety Instructions



- This device can be used by children aged from 8 years and above, and persons with reduced physical, sensory or mental capabilities or lack of experience and knowledge if they have been given supervision or instruction concerning the use of the device in a safe way and understand the hazards involved. Children shall not play with the device. Cleaning and user maintenance shall not be made by children without supervision.



- Indoor use only.
Keep away from rain, moisture, splashing and dripping liquids.

3. General Guidelines



- Refer to the Velleman® Service and Quality Warranty on the last pages of this manual.
- Familiarise yourself with the functions of the device before actually using it.
- All modifications of the device are forbidden for safety reasons. Damage caused by user modifications to the device is not covered by the warranty.
- Only use the device for its intended purpose. Using the device in an unauthorised way will void the warranty.
- Damage caused by disregard of certain guidelines in this manual is not covered by the warranty and the dealer will not accept responsibility for any ensuing defects or problems.
- Nor Velleman nv nor its dealers can be held responsible for any damage (extraordinary, incidental or indirect) – of any nature (financial, physical...) arising from the possession, use or failure of this product.
- Due to constant product improvements, the actual product appearance might differ from the shown images.
- Product images are for illustrative purposes only.
- Do not switch the device on immediately after it has been exposed to changes in temperature. Protect the device against damage by leaving it switched off until it has reached room temperature.
- Keep this manual for future reference.

4. What is Arduino®

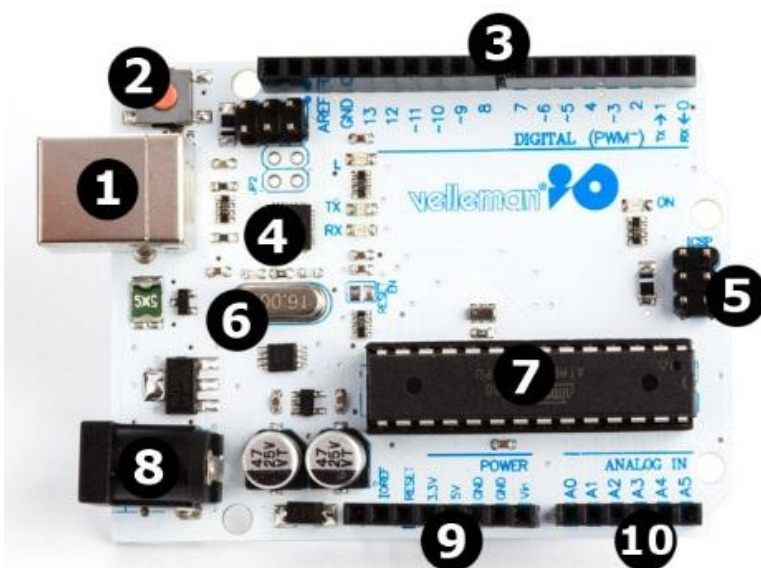
Arduino® is an open-source prototyping platform based in easy-to-use hardware and software. Arduino® boards are able to read inputs – light-on sensor, a finger on a button or a Twitter message – and turn it into an output – activating of a motor, turning on an LED, publishing something online. You can tell your board what to do by sending a set of instructions to the microcontroller on the board. To do so, you use the Arduino programming language (based on Wiring) and the Arduino® software IDE (based on Processing).

Surf to www.arduino.cc and www.arduino.org for more information.

5. Overview

VMA100

The VMA100 (Arduino® Uno compatible) is a microcontroller board based on the ATmega328. It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analogue inputs, a 16 MHz ceramic resonator, a USB connection, a power jack, an ICSP header and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller. Connect it to a computer with a USB cable or power it with an AC-to-DC adapter or battery to get started.

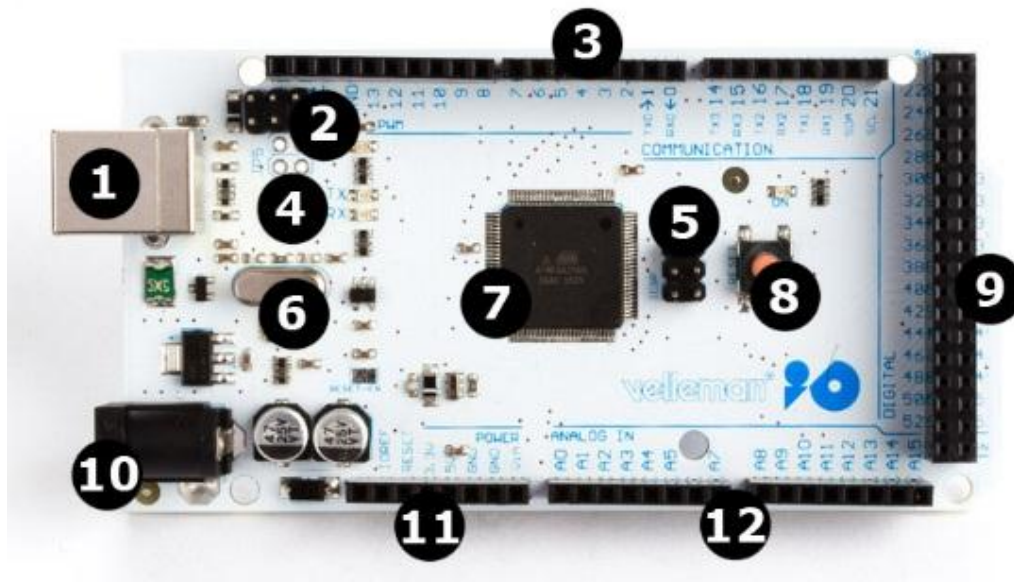


1	USB interface	6	16 MHz clock
2	reset button	7	Atmel mega328p (DIL)
3	digital I/O	8	7-12 VDC power input
4	Atmel mega16U2	9	power and ground pins
5	ICSP	10	analogue input pins

microcontroller	ATmega328
operating voltage.....	5 VDC
input voltage (recommended)	7-12 VDC
input voltage (limits)	6-20 VDC
digital I/O pins	14 (of which 6 provide PWM output)
analogue input pins.....	6
DC current per I/O pin.....	40 mA
DC current for 3.3 V pin.....	50 mA
flash memory	32 kB (ATmega328) of which 0.5 kB used by bootloader
SRAM	2 kB (ATmega328)
EEPROM.....	1 kB (ATmega328)
clock speed	16 MHz
dimensions	
length	68.6 mm
width	53.4 mm
weight	25 g

VMA101

The VMA101 (Arduino® compatible) Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560. It has 54 digital input/output pins (of which 15 can be used as PWM outputs), 16 analogue inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller. Connect it to a computer with a USB cable or power it with an AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino® Duemilanove or Diecimila.



1	USB interface
2	ICSP for 16U2
3	digital I/O
4	Atmel mega16U2
5	ICSP for mega2560
6	16 MHz clock
7	Atmel mega2560
8	reset button
9	digital I/O
10	7-12 VDC power input
11	power and ground pins
12	analogue input pins

microcontroller ATmega2560

operating voltage..... 5 VDC

input voltage (recommended) 7-12 VDC

input voltage (limits) 6-20 VDC

digital I/O pins 54 (of which 15 provide PWM output)

analogue input pins..... 16

DC current per I/O pin..... 40 mA

DC current for 3.3 V pin..... 50 mA

flash memory 256 kB of which 8 kB used by bootloader

SRAM 8 kB

EEPROM..... 4 kB

clock speed 16 MHz

dimensions

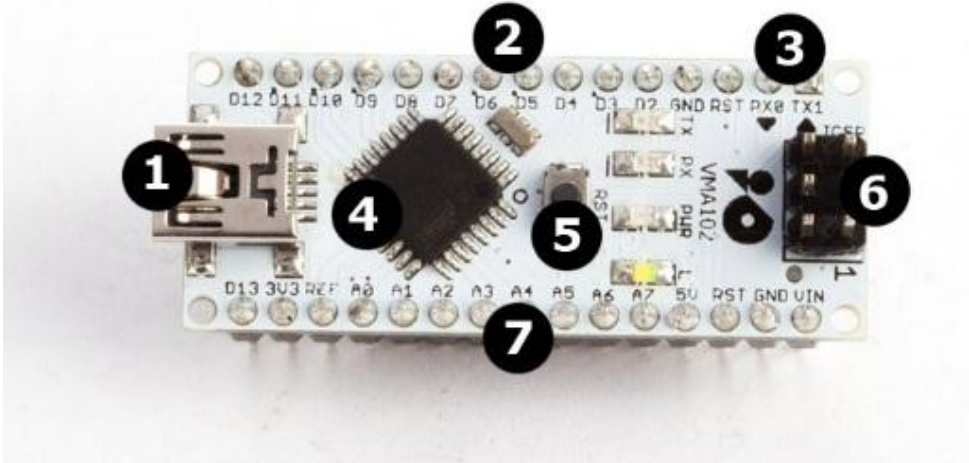
length 112 mm

width 55 mm

weight 62 g

VMA102

The VMA102 (Arduino® compatible Nano 3.0) is a small, complete, and breadboard-friendly board based on the ATmega328 (Arduino Nano 3.x) or ATmega168 (Arduino® Nano 2.x). It has more or less the same functionality of the Arduino® Duemilanove, but in a different package. It lacks only a DC power jack, and works with a mini-B USB cable instead of a standard one.



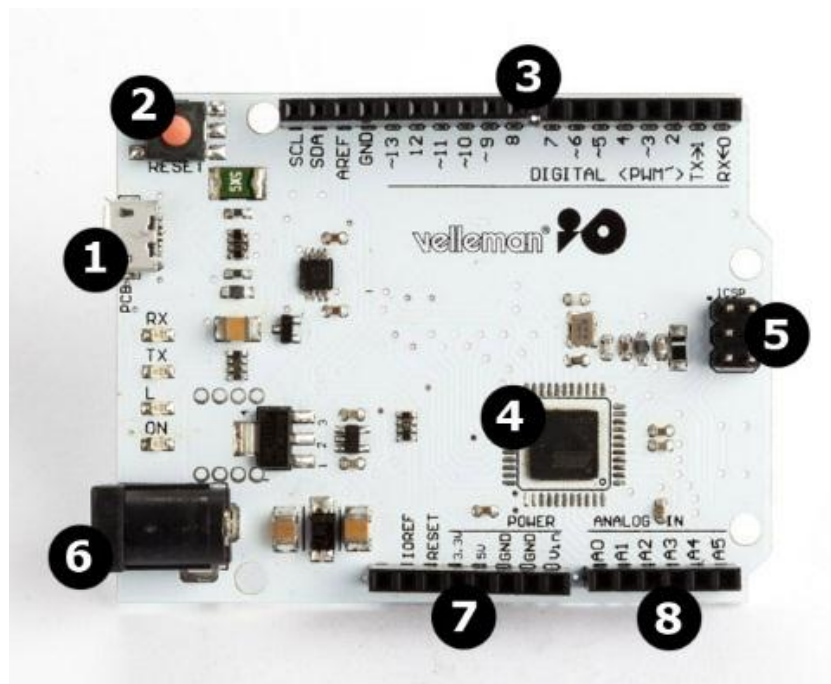
1	mini USB interface
2	digital I/O
3	serial communication pins
4	Atmel mega328p

5	reset button
6	ICSP
7	analogue input pins

microcontroller	Atmel ATmega168 or ATmega328
operating voltage.....	5 VDC
input voltage (recommended)	7-12 VDC
input voltage (limits)	6-20 VDC
digital I/O pins	14 (of which 6 provide PWM output)
analogue input pins.....	8
DC current per I/O pin.....	40 mA
flash memory	16 kB (ATmega168) or 32 kB (ATmega328)
SRAM	1 kB (ATmega168) or 2 kB (ATmega328)
EEPROM.....	512 bytes (ATmega168) or 1 kB (ATmega328)
clock speed	16 MHz
dimensions	
length	45 mm
width	18 mm
weight	5 g

VMA103

The VMA103 (Arduino® compatible Leonardo) is a microcontroller board based on the ATmega32u4. It has 20 digital input/output pins (of which 7 can be used as PWM outputs and 12 as analogue inputs), a 16 MHz crystal oscillator, a micro USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller. Connect it to a computer with a USB cable or power it with an AC-to-DC adapter or battery to get started.



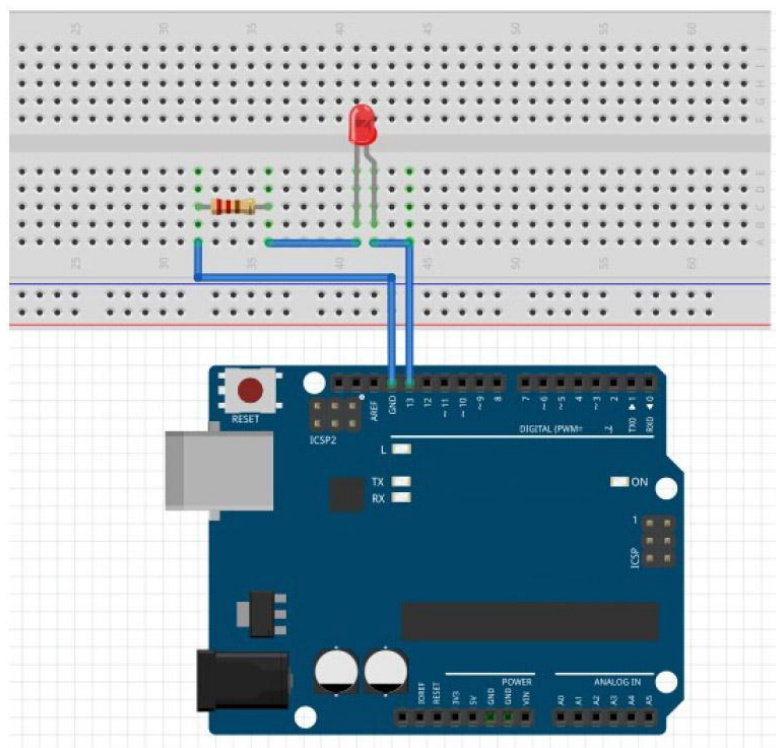
1	USB interface
2	reset button
3	digital I/O
4	Atmel mega32U4

5	ICSP
6	7-12 VDC power input
7	power and ground pins
8	analogue input pins

microcontroller	ATmega32u4
operating voltage.....	5 VDC
input voltage (recommended)	7-12 VDC
input voltage (limits).....	6-20 VDC
digital I/O pins	20
analogue input pins.....	12
DC current per I/O pin.....	40 mA
DC current for 3.3 V pin.....	50 mA
flash memory	32 kB (ATmega32u4) of which 4 kB used by bootloader
SRAM	2.5 kB (ATmega32u4)
EEPROM.....	1 kB (ATmega32u4)
clock speed	16 MHz
dimensions	
length	68.6 mm
width	53.3 mm
weight	20 g

6. How to Use

In the example below, we use the VMA100 to make an LED blink.

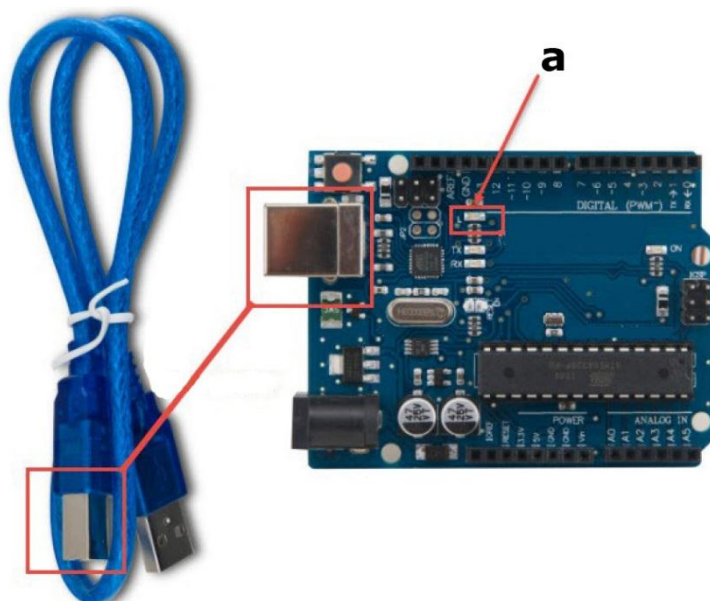


Connection.

First, download the latest Arduino® Integrated Development Environment (IDE) from the Arduino® page.

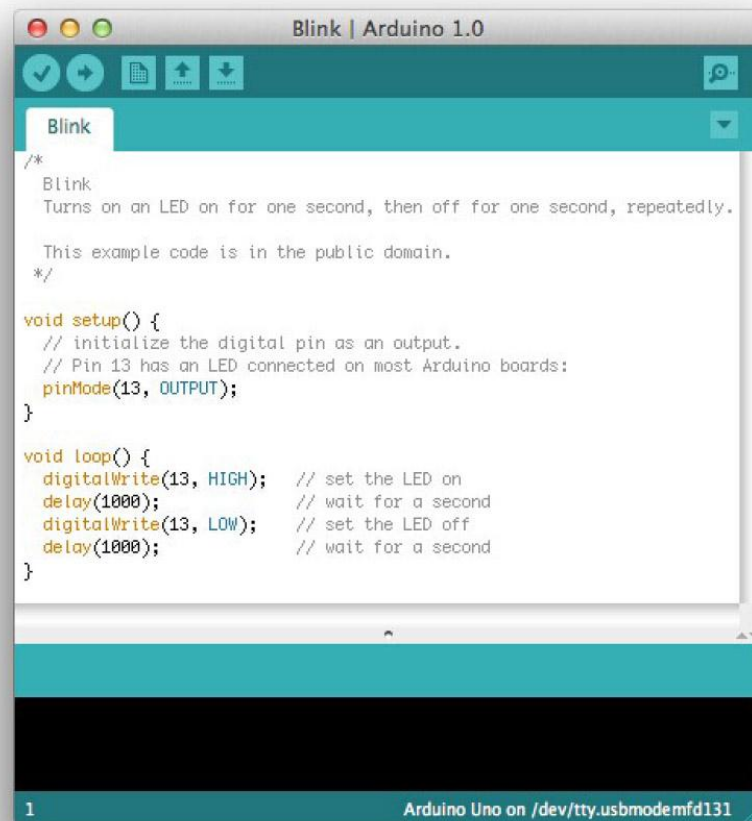
<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>

Install the software and use a USB cable to connect your VMA board to your computer.

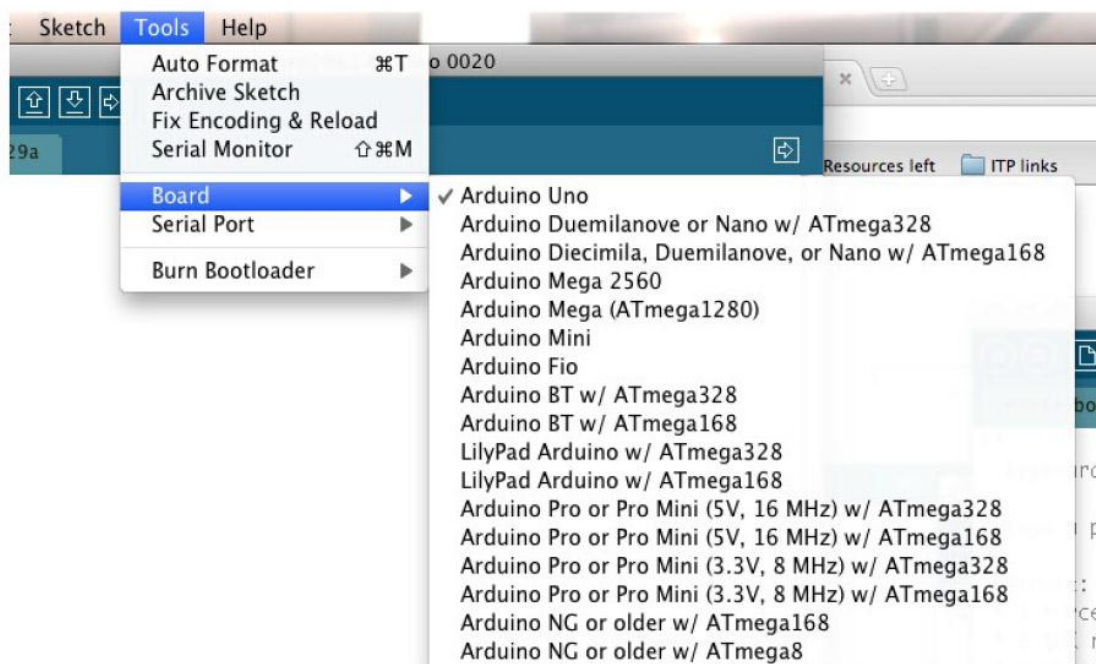


a. LED13 will blink.

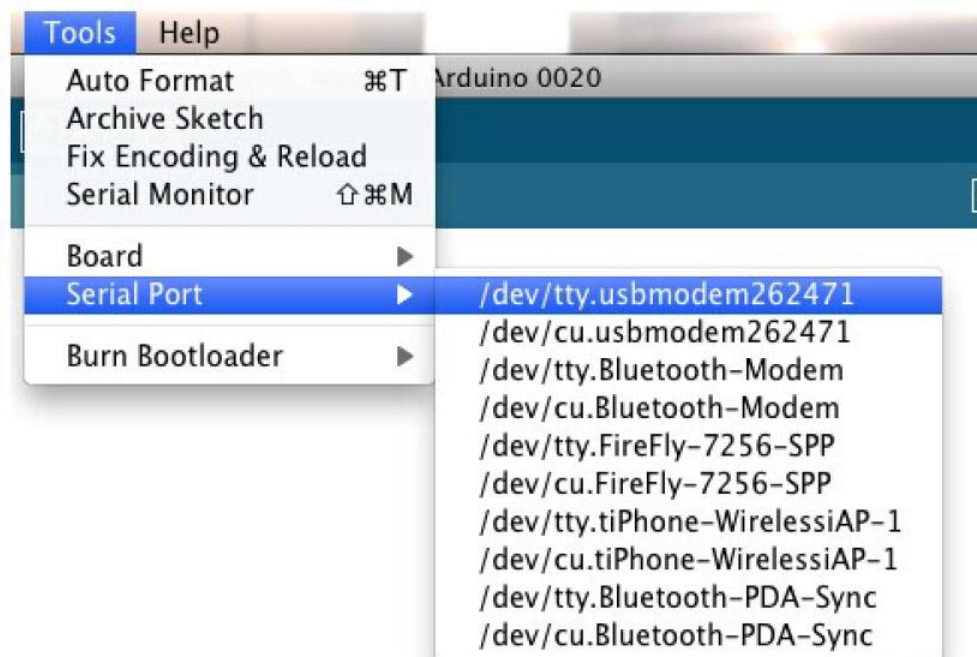
Next, launch the Arduino® application and click File > Examples > 01. Basics > Blink.



You will need to select the used board. To do so, click Tools > Board.



Select the serial device of the Arduino board. To do so, click Tools > Serial Port.



The LED should now be blinking.

Use this device with original accessories only. Velleman nv cannot be held responsible in the event of damage or injury resulting from (incorrect) use of this device. For more info concerning this product and the latest version of this manual, please visit our website www.velleman.eu. The information in this manual is subject to change without prior notice.

© COPYRIGHT NOTICE

The copyright to this manual is owned by Velleman nv. All worldwide rights reserved. No part of this manual may be copied, reproduced, translated or reduced to any electronic medium or otherwise without the prior written consent of the copyright holder.

Velleman® Service and Quality Warranty

Since its foundation in 1972, Velleman® acquired extensive experience in the electronics world and currently distributes its products in over 85 countries.

All our products fulfil strict quality requirements and legal stipulations in the EU. In order to ensure the quality, our products regularly go through an extra quality check, both by an internal quality department and by specialized external organisations. If, all precautionary measures notwithstanding, problems should occur, please make appeal to our warranty (see guarantee conditions).

General Warranty Conditions Concerning Consumer Products (for EU):

- All consumer products are subject to a 24-month warranty on production flaws and defective material as from the original date of purchase.
- Velleman® can decide to replace an article with an equivalent article, or to refund the retail value totally or partially when the complaint is valid and a free repair or replacement of the article is impossible, or if the expenses are out of proportion.

You will be delivered a replacing article or a refund at the value of 100% of the purchase price in case of a flaw occurred in the first year after the date of purchase and delivery, or a replacing article at 50% of the purchase price or a refund at the value of 50% of the retail value in case of a flaw occurred in the second year after the date of purchase and delivery.

• Not covered by warranty:

- all direct or indirect damage caused after delivery to the article (e.g. by oxidation, shocks, falls, dust, dirt, humidity...), and by the article, as well as its contents (e.g. data loss), compensation for loss of profits;
- consumable goods, parts or accessories that are subject to an aging process during normal use, such as batteries (rechargeable, non-rechargeable, built-in or replaceable), lamps, rubber parts, drive belts... (unlimited list);
- flaws resulting from fire, water damage, lightning, accident, natural disaster, etc....;
- flaws caused deliberately, negligently or resulting from improper handling, negligent maintenance, abusive use or use contrary to the manufacturer's instructions;
- damage caused by a commercial, professional or collective use of the article (the warranty validity will be reduced to six (6) months when the article is used professionally);
- damage resulting from an inappropriate packing and shipping of the article;
- all damage caused by modification, repair or alteration performed by a third party without written permission by Velleman®.
- Articles to be repaired must be delivered to your Velleman® dealer, solidly packed (preferably in the original packaging), and be completed with the original receipt of purchase and a clear flaw description.
- Hint: In order to save on cost and time, please reread the manual and check if the flaw is caused by obvious causes prior to presenting the article for repair. Note that returning a non-defective article can also involve handling costs.
- Repairs occurring after warranty expiration are subject to shipping costs.
- The above conditions are without prejudice to all commercial warranties.

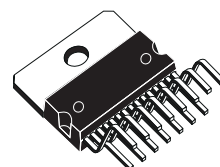
The above enumeration is subject to modification according to the article (see article's manual).

DUAL FULL-BRIDGE DRIVER

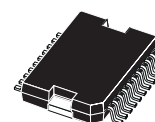
- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 46 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the con-



Multiwatt15

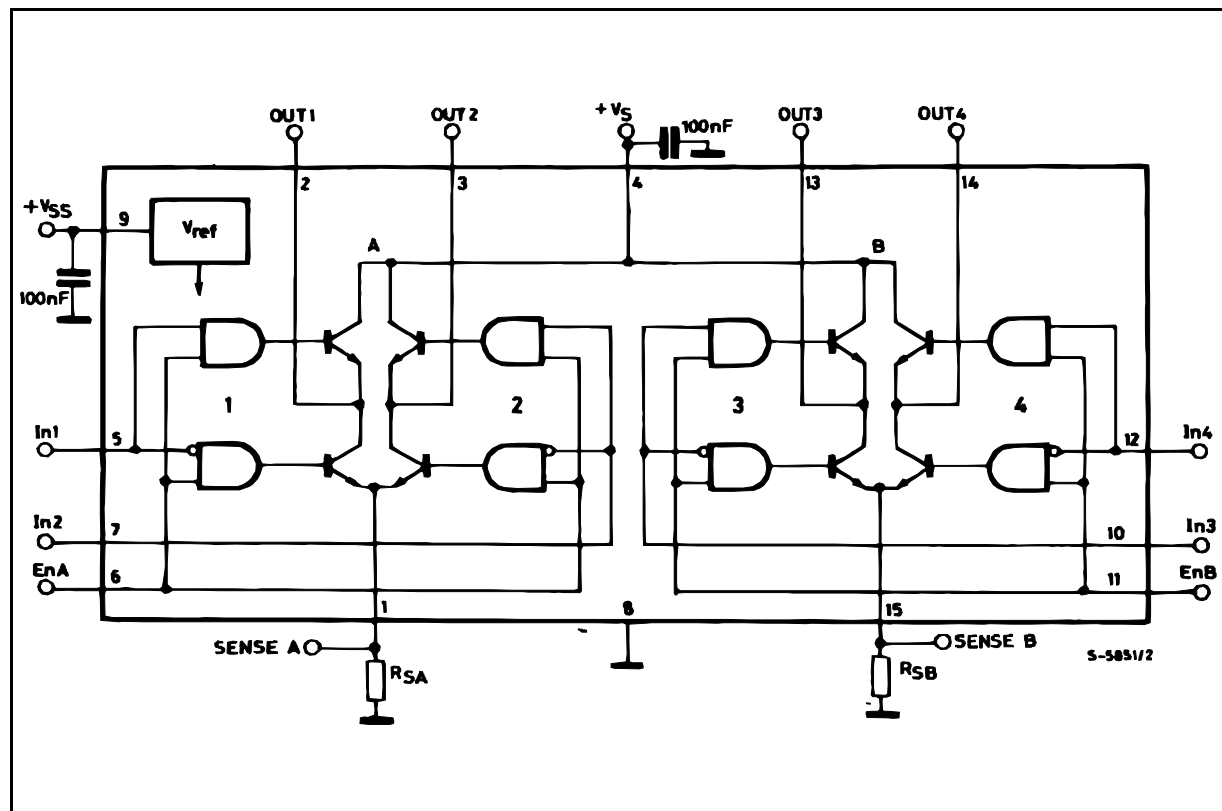


PowerSO20

ORDERING NUMBERS : L298N (Multiwatt Vert.)
L298HN (Multiwatt Horiz.)
L298P (PowerSO20)

nection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.

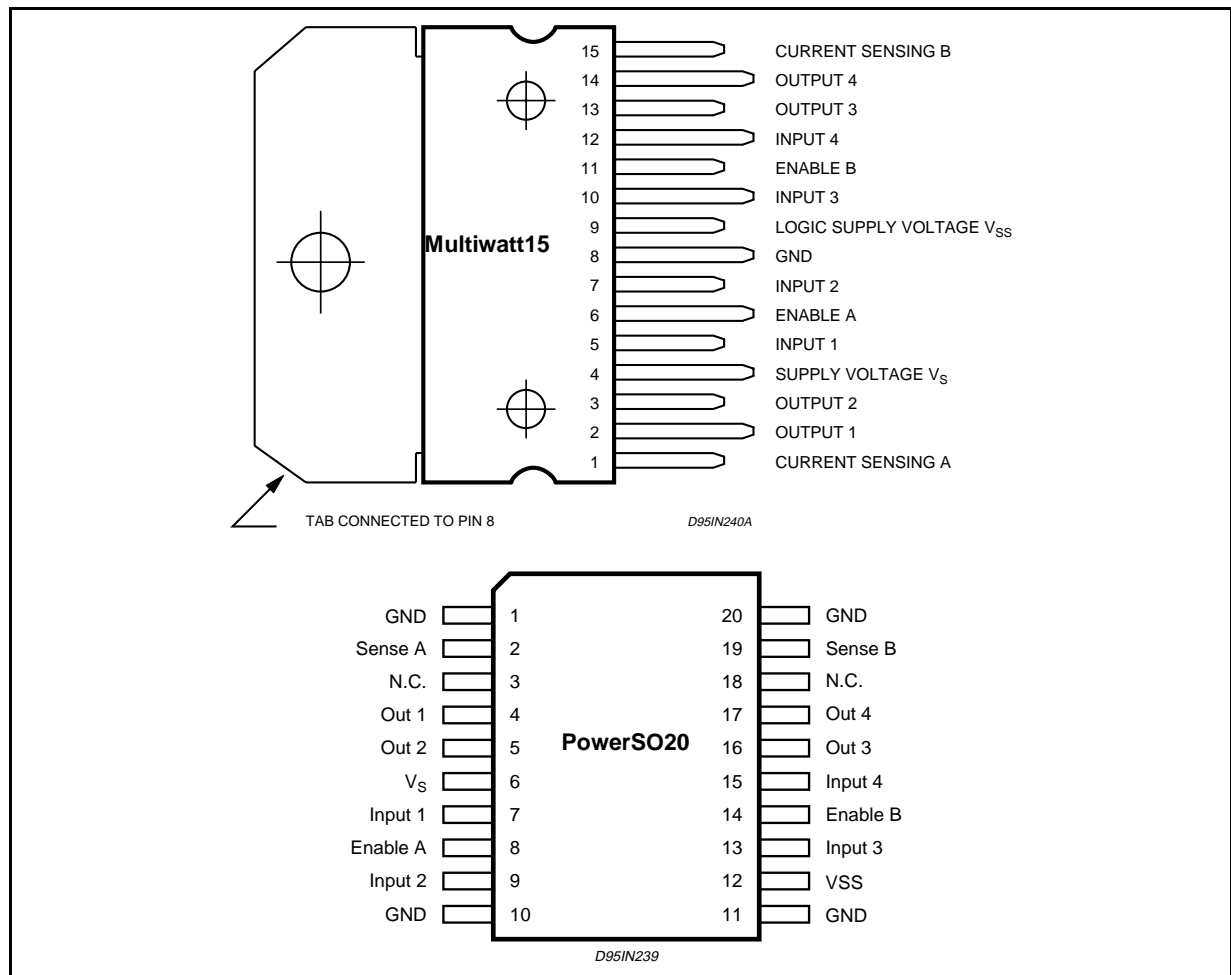
BLOCK DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_S	Power Supply	50	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage	7	V
V_I, V_{en}	Input and Enable Voltage	-0.3 to 7	V
I_O	Peak Output Current (each Channel)		
	– Non Repetitive ($t = 100\mu s$)	3	A
	– Repetitive (80% on –20% off; $t_{on} = 10ms$)	2.5	A
	– DC Operation	2	A
V_{sens}	Sensing Voltage	-1 to 2.3	V
P_{tot}	Total Power Dissipation ($T_{case} = 75^\circ C$)	25	W
T_{op}	Junction Operating Temperature	-25 to 130	$^\circ C$
T_{stg}, T_j	Storage and Junction Temperature	-40 to 150	$^\circ C$

PIN CONNECTIONS (top view)



THERMAL DATA

Symbol	Parameter		PowerSO20	Multiwatt15	Unit
$R_{th\ j-case}$	Thermal Resistance Junction-case	Max.	–	3	$^\circ C/W$
$R_{th\ j-amb}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max.	13 (*)	35	$^\circ C/W$

(*) Mounted on aluminum substrate

PIN FUNCTIONS (refer to the block diagram)

MW.15	PowerSO	Name	Function
1;15	2;19	Sense A; Sense B	Between this pin and ground is connected the sense resistor to control the current of the load.
2;3	4;5	Out 1; Out 2	Outputs of the Bridge A; the current that flows through the load connected between these two pins is monitored at pin 1.
4	6	V _S	Supply Voltage for the Power Output Stages. A non-inductive 100nF capacitor must be connected between this pin and ground.
5;7	7;9	Input 1; Input 2	TTL Compatible Inputs of the Bridge A.
6;11	8;14	Enable A; Enable B	TTL Compatible Enable Input: the L state disables the bridge A (enable A) and/or the bridge B (enable B).
8	1,10,11,20	GND	Ground.
9	12	V _{SS}	Supply Voltage for the Logic Blocks. A100nF capacitor must be connected between this pin and ground.
10; 12	13;15	Input 3; Input 4	TTL Compatible Inputs of the Bridge B.
13; 14	16;17	Out 3; Out 4	Outputs of the Bridge B. The current that flows through the load connected between these two pins is monitored at pin 15.
–	3;18	N.C.	Not Connected

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = 42V; V_{SS} = 5V, T_j = 25°C; unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V _S	Supply Voltage (pin 4)	Operative Condition	V _{IH} +2.5		46	V
V _{SS}	Logic Supply Voltage (pin 9)		4.5	5	7	V
I _S	Quiescent Supply Current (pin 4)	V _{en} = H; I _L = 0 V _i = L		13	22	mA
		V _i = H		50	70	mA
I _{SS}	Quiescent Current from V _{SS} (pin 9)	V _{en} = L V _i = X			4	mA
		V _{en} = H; I _L = 0 V _i = L		24	36	mA
		V _i = H		7	12	mA
		V _{en} = L V _i = X			6	mA
V _{iL}	Input Low Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		–0.3		1.5	V
V _{iH}	Input High Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		2.3		V _{SS}	V
I _{iL}	Low Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	V _i = L			–10	μA
I _{iH}	High Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	V _i = H ≤ V _{SS} –0.6V		30	100	μA
V _{en} = L	Enable Low Voltage (pins 6, 11)		–0.3		1.5	V
V _{en} = H	Enable High Voltage (pins 6, 11)		2.3		V _{SS}	V
I _{en} = L	Low Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V _{en} = L			–10	μA
I _{en} = H	High Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V _{en} = H ≤ V _{SS} –0.6V		30	100	μA
V _{CEsat} (H)	Source Saturation Voltage	I _L = 1A	0.95	1.35	1.7	V
		I _L = 2A		2	2.7	V
V _{CEsat} (L)	Sink Saturation Voltage	I _L = 1A (5)	0.85	1.2	1.6	V
		I _L = 2A (5)		1.7	2.3	V
V _{CEsat}	Total Drop	I _L = 1A (5)	1.80		3.2	V
		I _L = 2A (5)			4.9	V
V _{sens}	Sensing Voltage (pins 1, 15)		–1 (1)		2	V

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
$T_1 (V_i)$	Source Current Turn-off Delay	$0.5 V_i$ to $0.9 I_L$ (2); (4)		1.5		μs
$T_2 (V_i)$	Source Current Fall Time	$0.9 I_L$ to $0.1 I_L$ (2); (4)		0.2		μs
$T_3 (V_i)$	Source Current Turn-on Delay	$0.5 V_i$ to $0.1 I_L$ (2); (4)		2		μs
$T_4 (V_i)$	Source Current Rise Time	$0.1 I_L$ to $0.9 I_L$ (2); (4)		0.7		μs
$T_5 (V_i)$	Sink Current Turn-off Delay	$0.5 V_i$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		0.7		μs
$T_6 (V_i)$	Sink Current Fall Time	$0.9 I_L$ to $0.1 I_L$ (3); (4)		0.25		μs
$T_7 (V_i)$	Sink Current Turn-on Delay	$0.5 V_i$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		1.6		μs
$T_8 (V_i)$	Sink Current Rise Time	$0.1 I_L$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		0.2		μs
$f_c (V_i)$	Commutation Frequency	$I_L = 2A$		25	40	KHz
$T_1 (V_{en})$	Source Current Turn-off Delay	$0.5 V_{en}$ to $0.9 I_L$ (2); (4)		3		μs
$T_2 (V_{en})$	Source Current Fall Time	$0.9 I_L$ to $0.1 I_L$ (2); (4)		1		μs
$T_3 (V_{en})$	Source Current Turn-on Delay	$0.5 V_{en}$ to $0.1 I_L$ (2); (4)		0.3		μs
$T_4 (V_{en})$	Source Current Rise Time	$0.1 I_L$ to $0.9 I_L$ (2); (4)		0.4		μs
$T_5 (V_{en})$	Sink Current Turn-off Delay	$0.5 V_{en}$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		2.2		μs
$T_6 (V_{en})$	Sink Current Fall Time	$0.9 I_L$ to $0.1 I_L$ (3); (4)		0.35		μs
$T_7 (V_{en})$	Sink Current Turn-on Delay	$0.5 V_{en}$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		0.25		μs
$T_8 (V_{en})$	Sink Current Rise Time	$0.1 I_L$ to $0.9 I_L$ (3); (4)		0.1		μs

1) Sensing voltage can be $-1 V$ for $t \leq 50 \mu s$; in steady state $V_{sens} \min \geq -0.5 V$.

2) See fig. 2.

3) See fig. 4.

4) The load must be a pure resistor.

Figure 1 : Typical Saturation Voltage vs. Output Current.

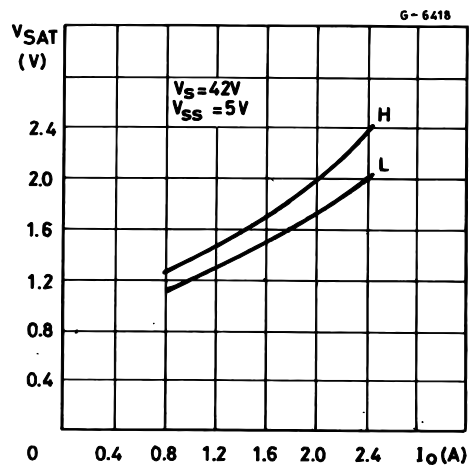
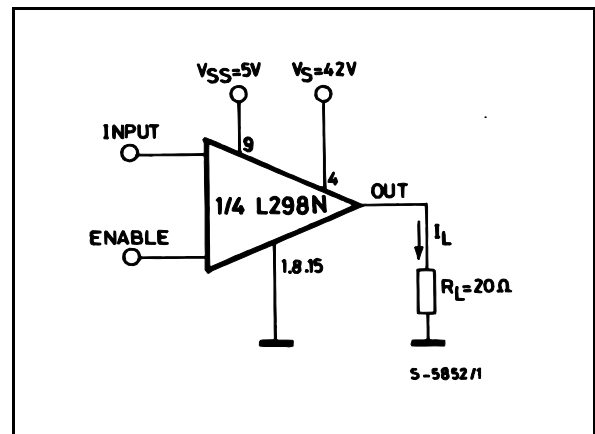
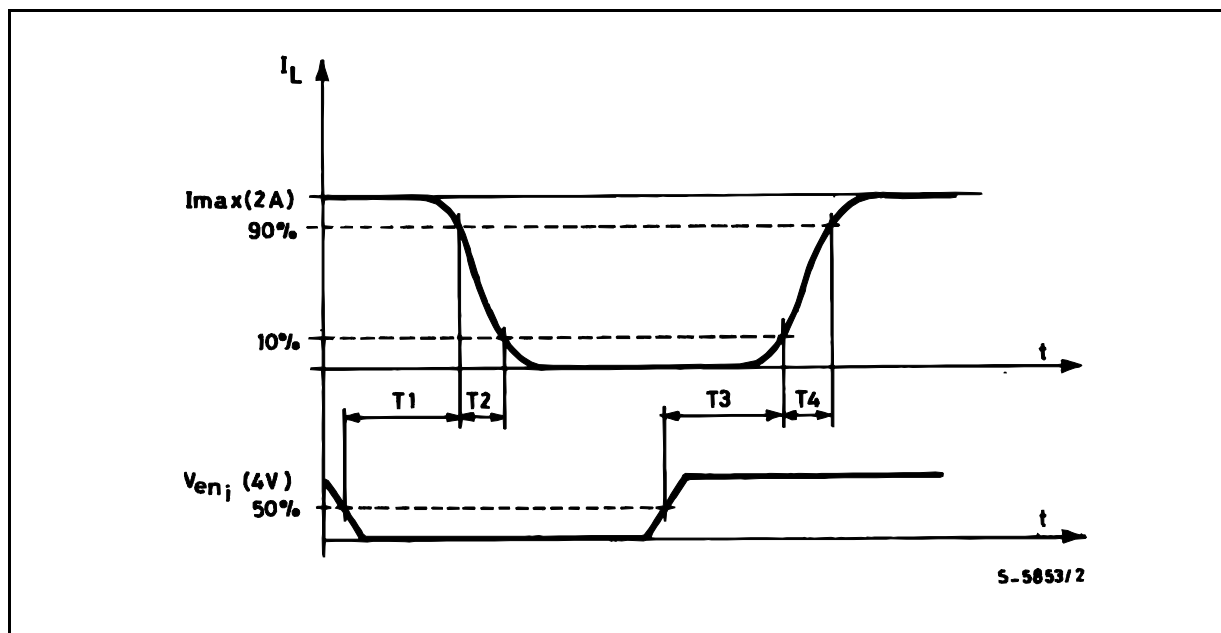
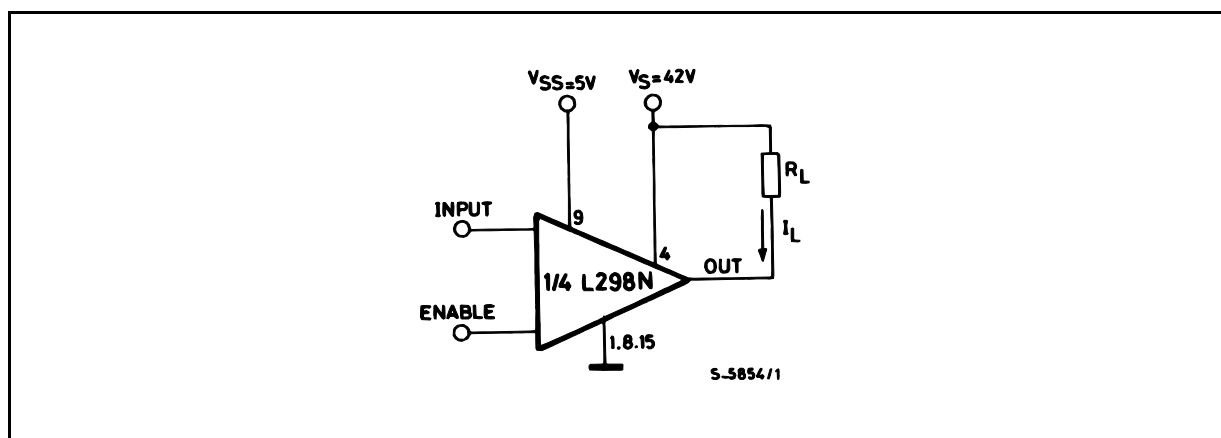


Figure 2 : Switching Times Test Circuits.



Note : For INPUT Switching, set EN = H
For ENABLE Switching, set IN = H

Figure 3 : Source Current Delay Times vs. Input or Enable Switching.**Figure 4 :** Switching Times Test Circuits.

Note : For INPUT Switching, set EN = H
 For ENABLE Switching, set IN = L

Figure 5 : Sink Current Delay Times vs. Input 0 V Enable Switching.

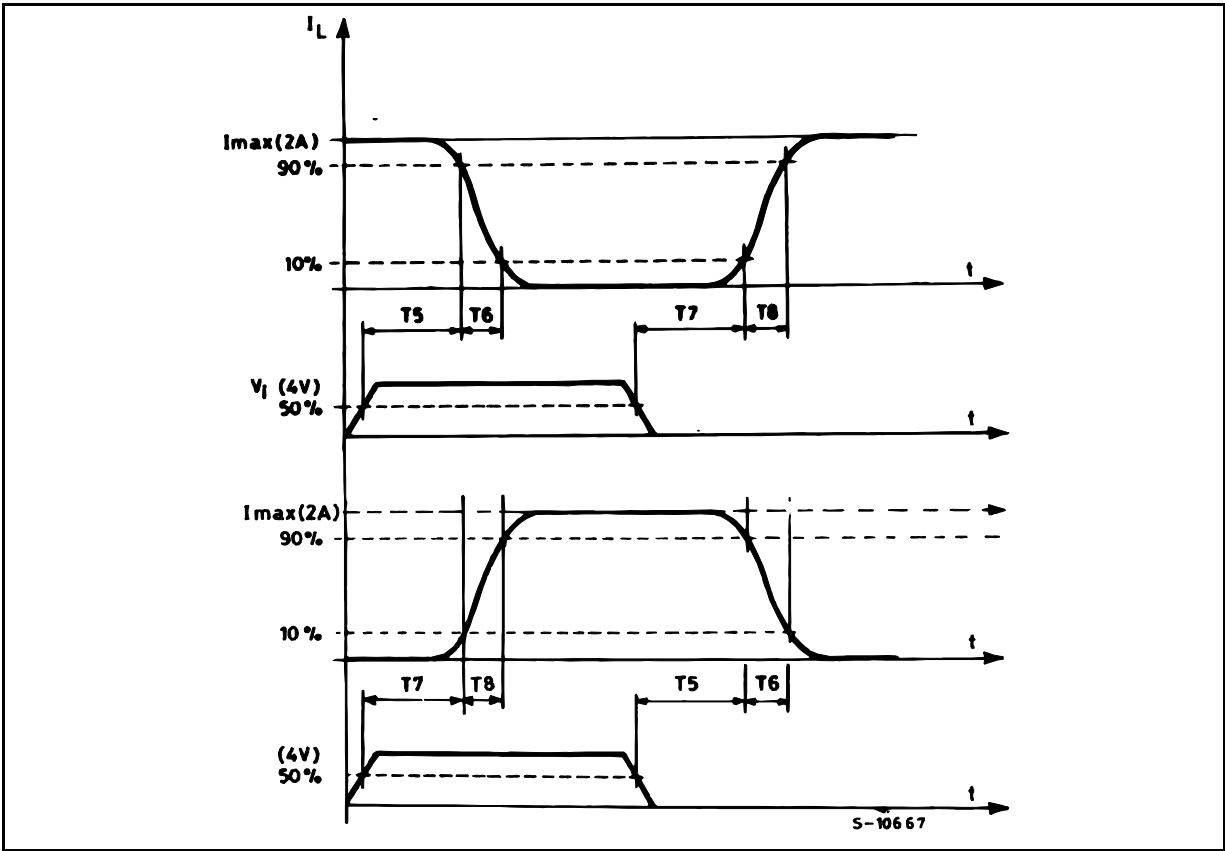


Figure 6 : Bidirectional DC Motor Control.

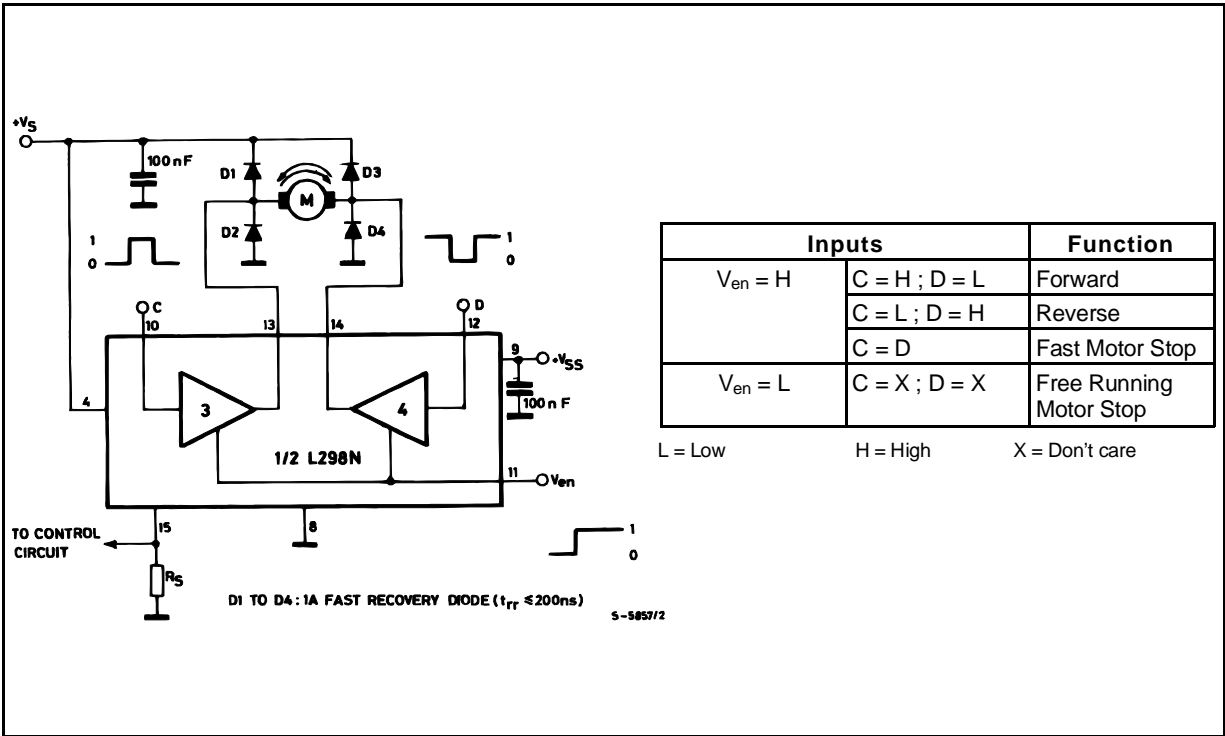
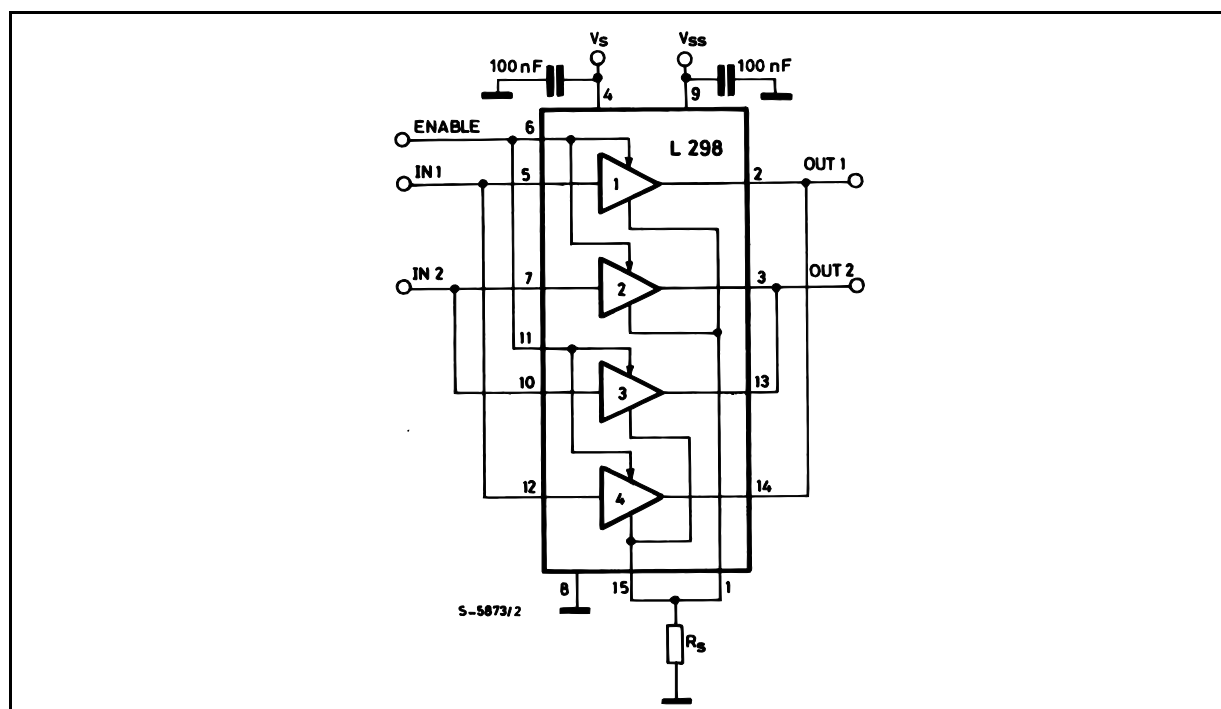


Figure 7 : For higher currents, outputs can be paralleled. Take care to parallel channel 1 with channel 4 and channel 2 with channel 3.



APPLICATION INFORMATION (Refer to the block diagram)

1.1. POWER OUTPUT STAGE

The L298 integrates two power output stages (A ; B). The power output stage is a bridge configuration and its outputs can drive an inductive load in common or differenzial mode, depending on the state of the inputs. The current that flows through the load comes out from the bridge at the sense output : an external resistor (R_{SA} ; R_{SB} .) allows to detect the intensity of this current.

1.2. INPUT STAGE

Each bridge is driven by means of four gates the input of which are $In1$; $In2$; EnA and $In3$; $In4$; EnB . The In inputs set the bridge state when The En input is high ; a low state of the En input inhibits the bridge. All the inputs are TTL compatible.

2. SUGGESTIONS

A non inductive capacitor, usually of 100 nF, must be foreseen between both V_S and V_{SS} , to ground, as near as possible to GND pin. When the large capacitor of the power supply is too far from the IC, a second smaller one must be foreseen near the L298.

The sense resistor, not of a wire wound type, must be grounded near the negative pole of V_S that must be near the GND pin of the I.C.

Each input must be connected to the source of the driving signals by means of a very short path.

Turn-On and Turn-Off : Before to Turn-ON the Supply Voltage and before to Turn it OFF, the Enable input must be driven to the Low state.

3. APPLICATIONS

Fig 6 shows a bidirectional DC motor control Schematic Diagram for which only one bridge is needed. The external bridge of diodes $D1$ to $D4$ is made by four fast recovery elements ($trr \leq 200$ nsec) that must be chosen of a V_F as low as possible at the worst case of the load current.

The sense output voltage can be used to control the current amplitude by chopping the inputs, or to provide overcurrent protection by switching low the enable input.

The brake function (Fast motor stop) requires that the Absolute Maximum Rating of 2 Amps must never be overcome.

When the repetitive peak current needed from the load is higher than 2 Amps, a paralleled configuration can be chosen (See Fig.7).

An external bridge of diodes are required when inductive loads are driven and when the inputs of the IC are chopped ; Schottky diodes would be preferred.

This solution can drive until 3 Amps In DC operation and until 3.5 Amps of a repetitive peak current.

On Fig 8 it is shown the driving of a two phase bipolar stepper motor ; the needed signals to drive the inputs of the L298 are generated, in this example, from the IC L297.

Fig 9 shows an example of P.C.B. designed for the application of Fig 8.

Figure 8 : Two Phase Bipolar Stepper Motor Circuit.

This circuit drives bipolar stepper motors with winding currents up to 2 A. The diodes are fast 2 A types.

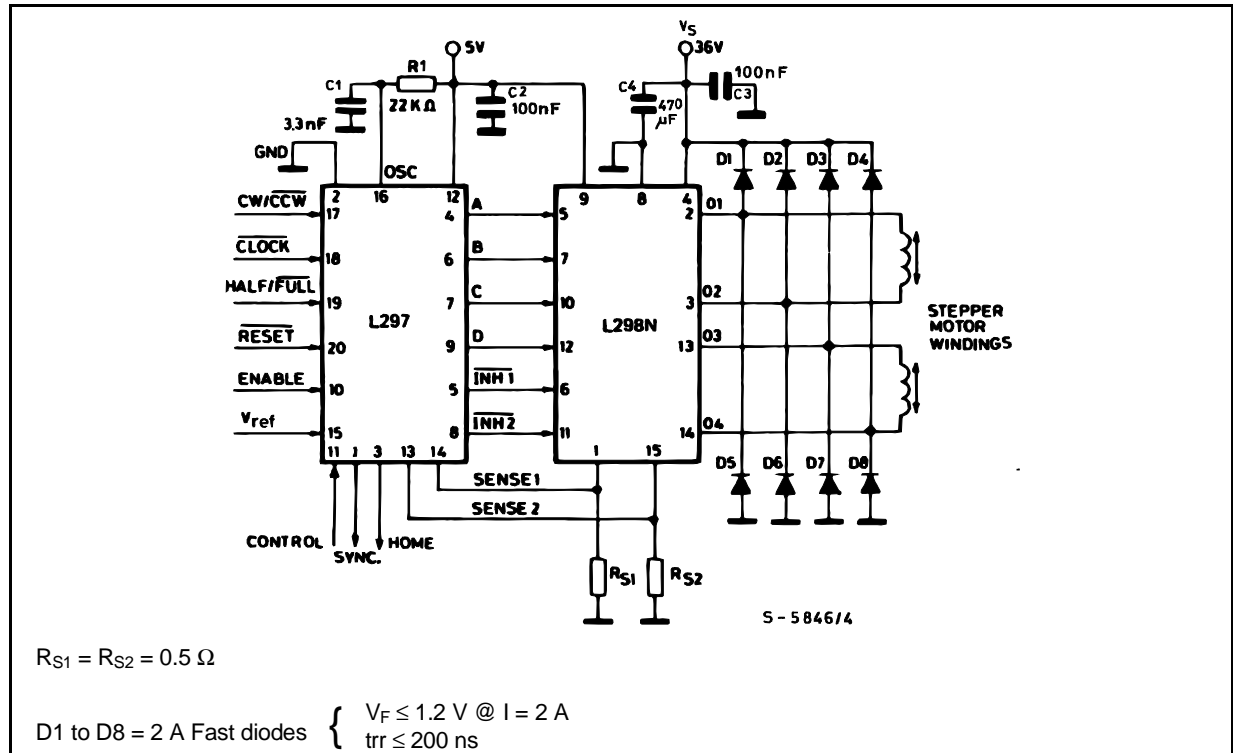


Fig 10 shows a second two phase bipolar stepper motor control circuit where the current is controlled by the I.C. L6506.

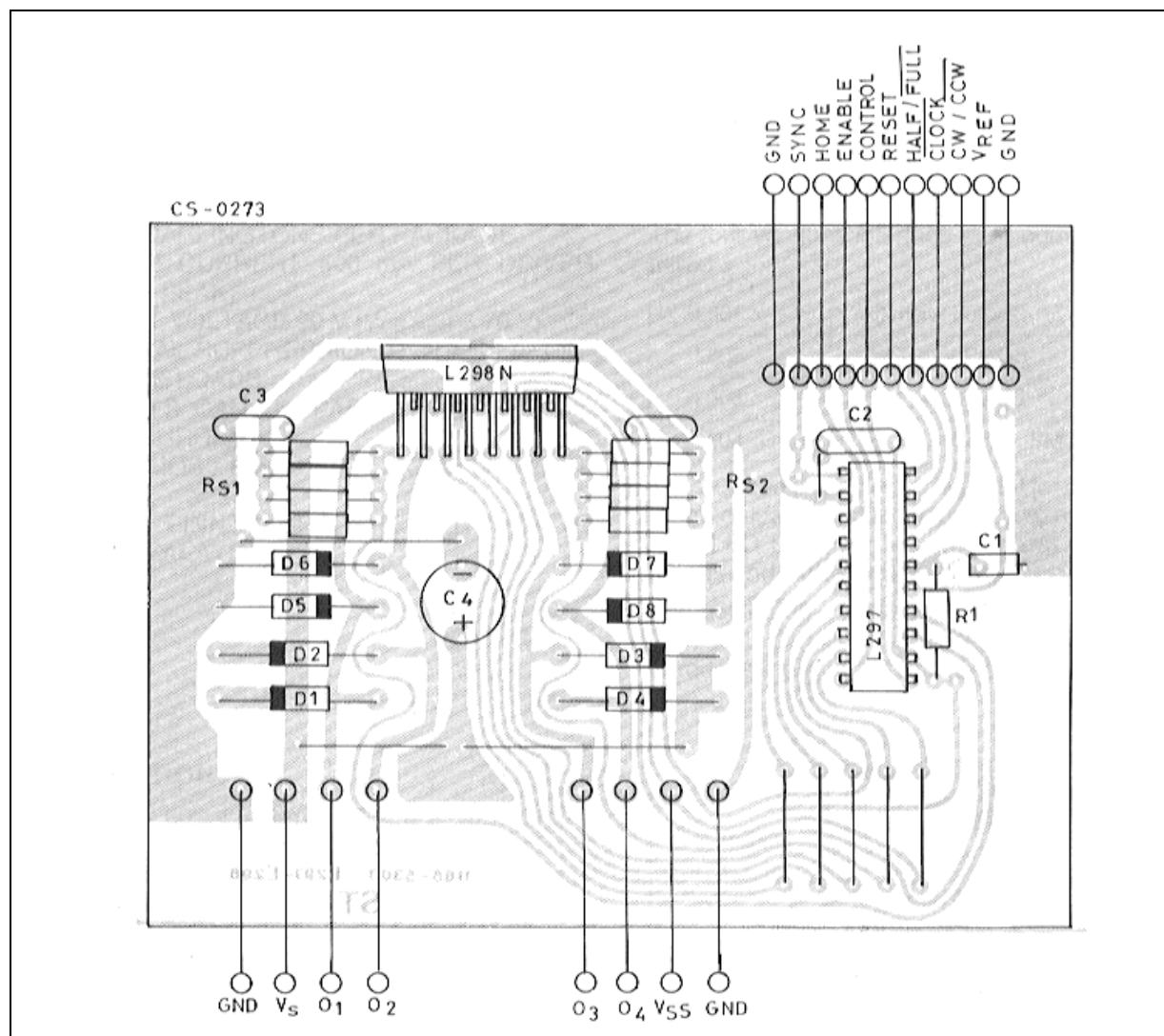
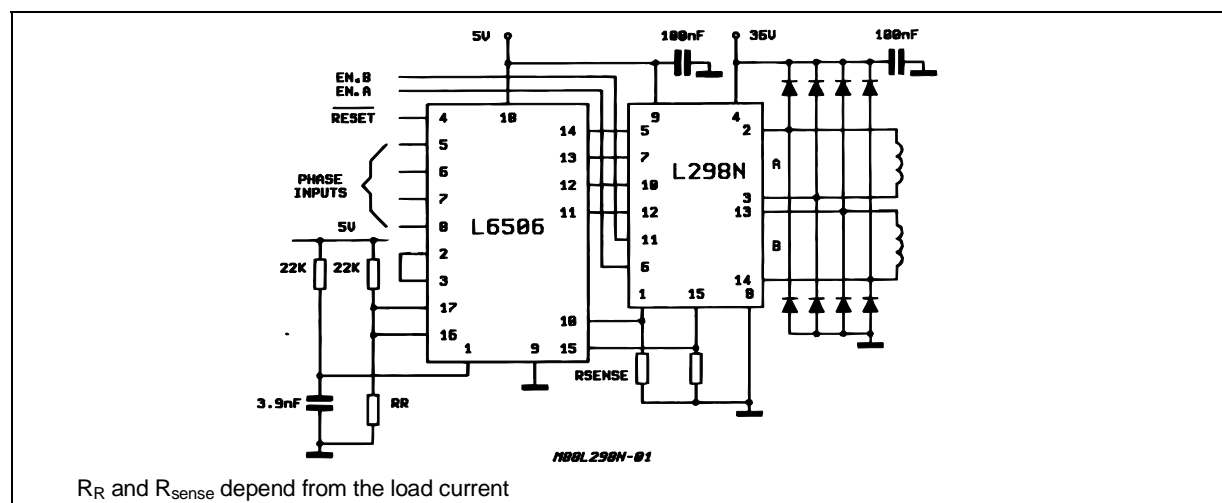
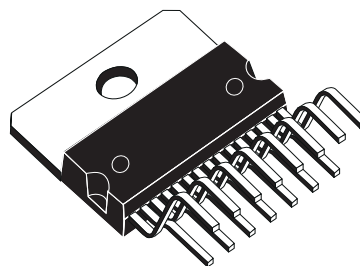


Figure 10 : Two Phase Bipolar Stepper Motor Control Circuit by Using the Current Controller L6506.

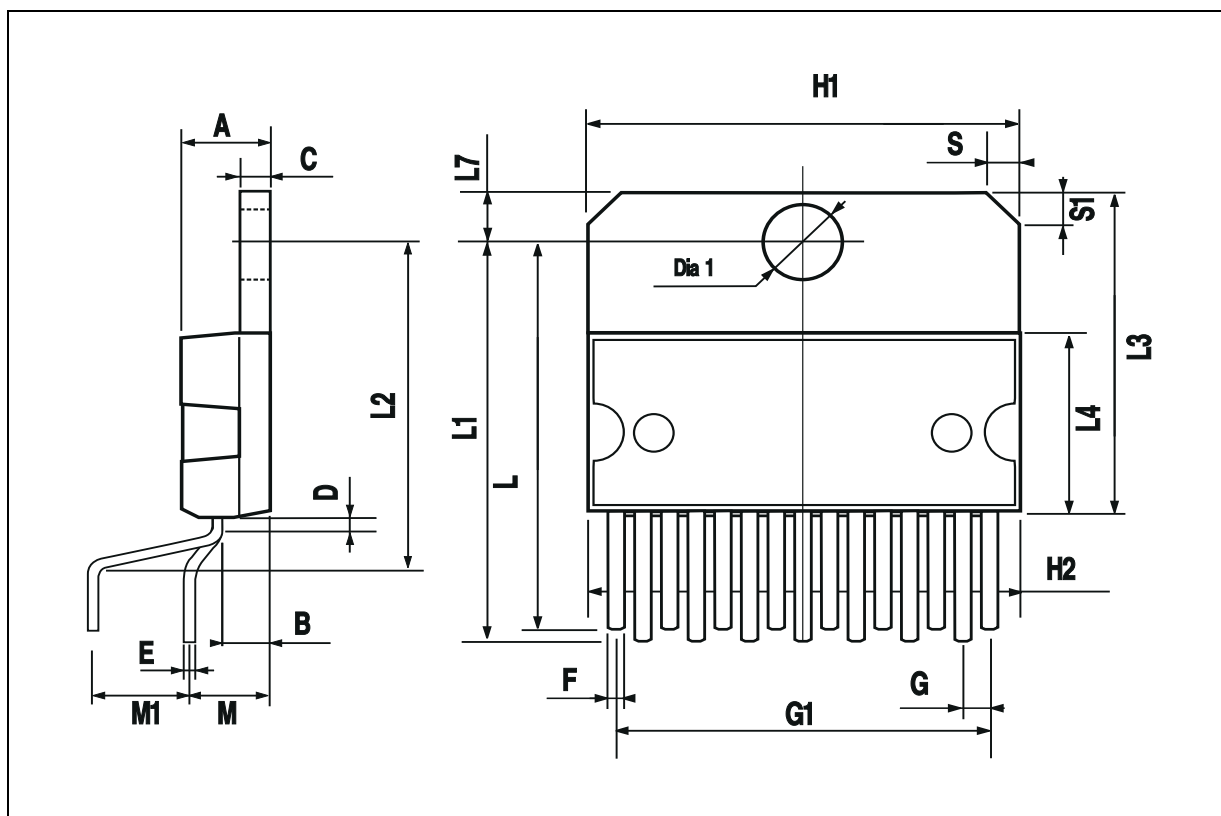


DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			5			0.197
B			2.65			0.104
C			1.6			0.063
D		1			0.039	
E	0.49		0.55	0.019		0.022
F	0.66		0.75	0.026		0.030
G	1.02	1.27	1.52	0.040	0.050	0.060
G1	17.53	17.78	18.03	0.690	0.700	0.710
H1	19.6			0.772		
H2			20.2			0.795
L	21.9	22.2	22.5	0.862	0.874	0.886
L1	21.7	22.1	22.5	0.854	0.870	0.886
L2	17.65		18.1	0.695		0.713
L3	17.25	17.5	17.75	0.679	0.689	0.699
L4	10.3	10.7	10.9	0.406	0.421	0.429
L7	2.65		2.9	0.104		0.114
M	4.25	4.55	4.85	0.167	0.179	0.191
M1	4.63	5.08	5.53	0.182	0.200	0.218
S	1.9		2.6	0.075		0.102
S1	1.9		2.6	0.075		0.102
Dia1	3.65		3.85	0.144		0.152

OUTLINE AND MECHANICAL DATA

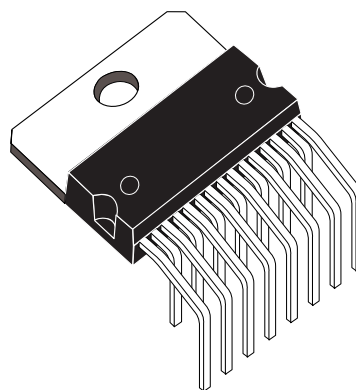


Multiwatt15 V

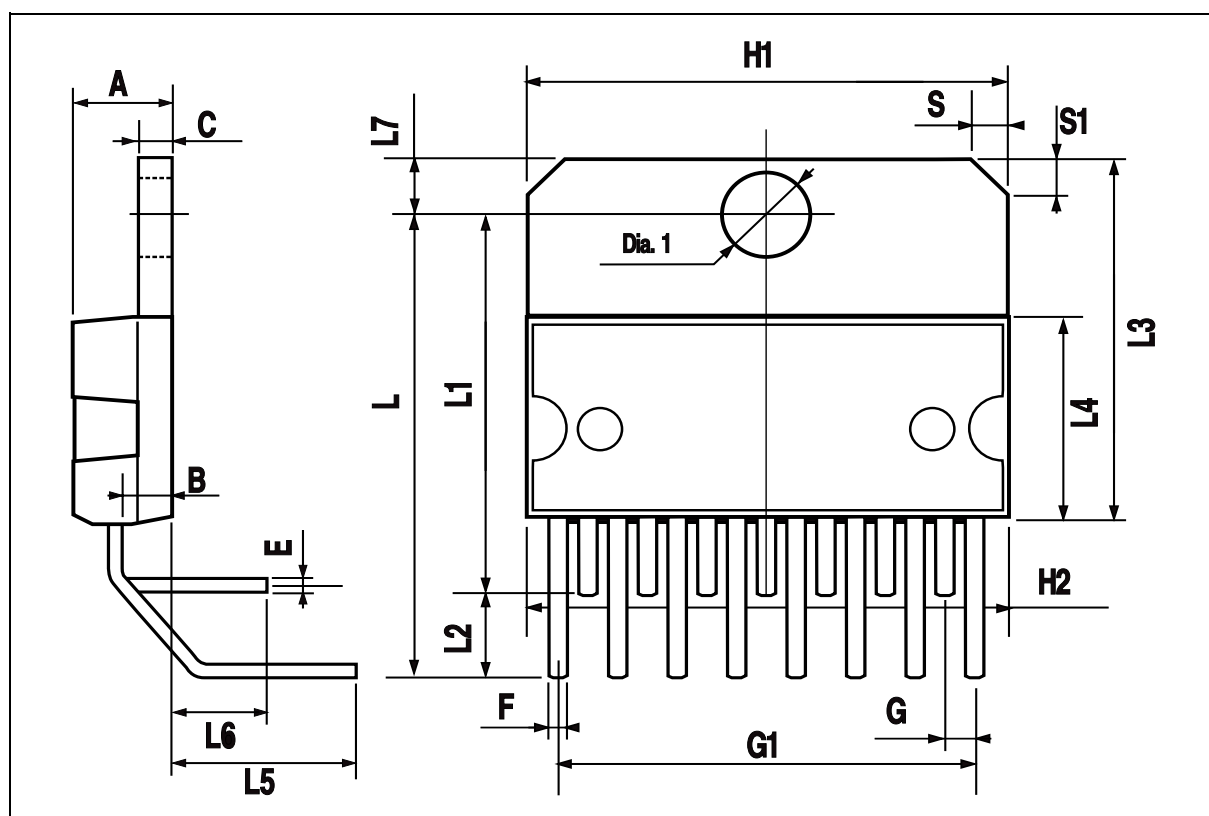


DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			5			0.197
B			2.65			0.104
C			1.6			0.063
E	0.49		0.55	0.019		0.022
F	0.66		0.75	0.026		0.030
G	1.14	1.27	1.4	0.045	0.050	0.055
G1	17.57	17.78	17.91	0.692	0.700	0.705
H1	19.6			0.772		
H2			20.2			0.795
L		20.57			0.810	
L1		18.03			0.710	
L2		2.54			0.100	
L3	17.25	17.5	17.75	0.679	0.689	0.699
L4	10.3	10.7	10.9	0.406	0.421	0.429
L5		5.28			0.208	
L6		2.38			0.094	
L7	2.65		2.9	0.104		0.114
S	1.9		2.6	0.075		0.102
S1	1.9		2.6	0.075		0.102
Dia1	3.65		3.85	0.144		0.152

OUTLINE AND MECHANICAL DATA



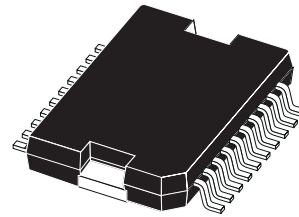
Multiwatt15 H



DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A			3.6			0.142
a1	0.1		0.3	0.004		0.012
a2			3.3			0.130
a3	0		0.1	0.000		0.004
b	0.4		0.53	0.016		0.021
c	0.23		0.32	0.009		0.013
D (1)	15.8		16	0.622		0.630
D1	9.4		9.8	0.370		0.386
E	13.9		14.5	0.547		0.570
e		1.27			0.050	
e3		11.43			0.450	
E1 (1)	10.9		11.1	0.429		0.437
E2			2.9			0.114
E3	5.8		6.2	0.228		0.244
G	0		0.1	0.000		0.004
H	15.5		15.9	0.610		0.626
h			1.1			0.043
L	0.8		1.1	0.031		0.043
N	10° (max.)					
S	8° (max.)					
T		10			0.394	

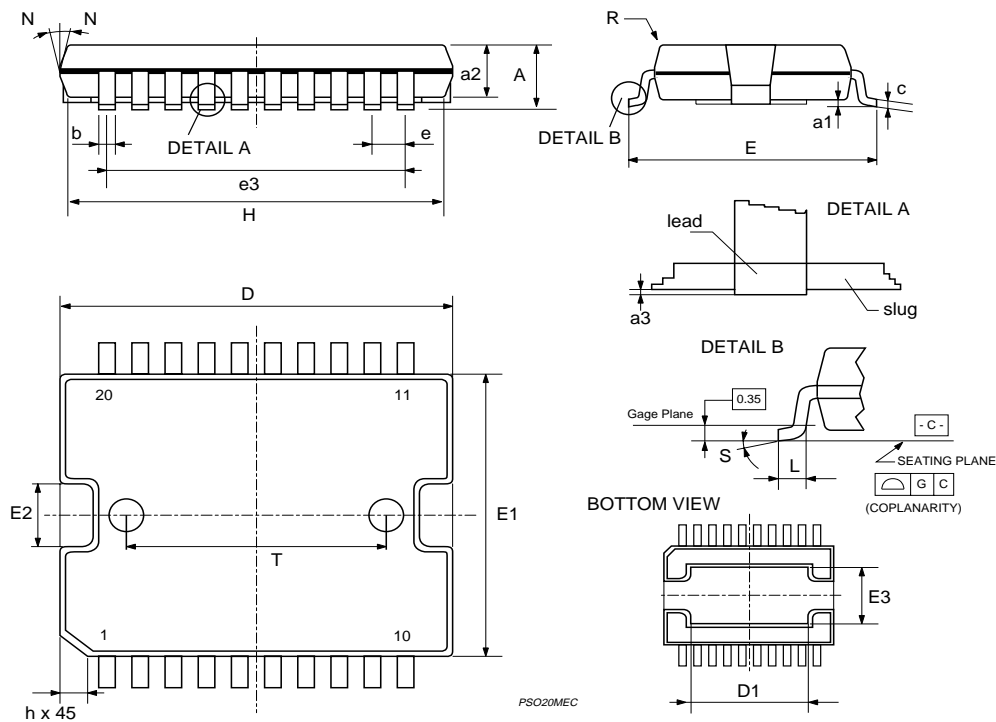
(1) "D and F" do not include mold flash or protrusions.
- Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15 mm (0.006").
- Critical dimensions: "E", "G" and "a3"

OUTLINE AND MECHANICAL DATA



JEDEC MO-166

PowerSO20



Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specification mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics
© 2000 STMicroelectronics – Printed in Italy – All Rights Reserved
STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

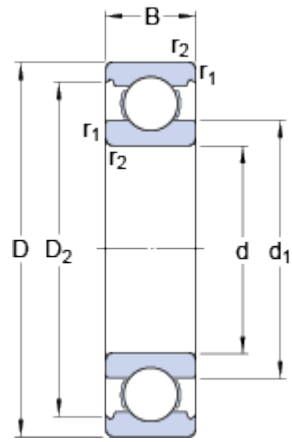
Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco -
Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - U.S.A.

<http://www.st.com>

6000

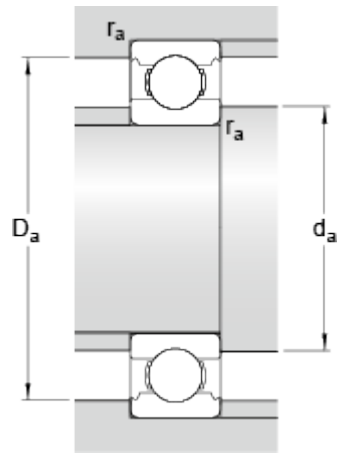
SKF Explorer

Dimensiones



d	10	mm
D	26	mm
B	8	mm
d ₁	≈ 14.8	mm
D ₂	≈ 22.6	mm
r _{1,2}	min. 0.3	mm

Dimensiones de los resaltes



d _a	min. 12	mm
D _a	max. 24	mm
r _a	max. 0.3	mm

Datos del cálculo

Capacidad de carga dinámica básica	C	4.75	kN
Capacidad de carga estática básica	C ₀	1.96	kN
Carga límite de fatiga	P _u	0.083	kN
Velocidad de referencia		67000	r/min
Velocidad límite		40000	r/min
Factor de cálculo	k _r	0.025	
Factor de cálculo	f ₀	12	

Masa

Rodamiento de masa	0.018	kg
--------------------	-------	----