

---

---

# Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

---

---

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES  
TRABAJO FIN DE GRADO

**Autor:**

Jose Antonio Figuerola Palacios

**Tutor:**

Jesús Manuel Gómez de Gabriel

**Co-tutor:**

Juan Manuel Gandarias Palacios



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática  
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

SEPTIEMBRE 2019



## DECLARACIÓN DE AUTORÍA

**Y**o, Jose Antonio Figuerola Palacios, con DNI 44666708-H, estudiante del Grado en Ingenierías en Tecnologías Industriales en la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Málaga, en relación con este Trabajo de Fin de Grado, titulado: “Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots”, declaro que asumo la originalidad de dicho trabajo, entendida en el sentido de que no se han utilizado fuentes sin citarlas debidamente.

FIRMADO: ..... FECHA: .....



## RESUMEN

**E**n este trabajo se describe el diseño de un prototipo básico de brazo humano en el que las articulaciones se desarrollan con tecnología de impresión 3D y se diseñan de forma que sus movimientos sean similares a los que puede realizar una extremidad humana. Además, se utilizan potenciómetros rotatorios como sensores de posición angular conectados a una placa *Arduino UNO* que permite comunicarse a través del puerto serie con un ordenador para almacenar dichos datos. Con el fin de conocer la posición del brazo en cada instante se desarrolla el Modelo Cinemático Directo (MCD) siguiendo de la metodología de *Denavit-Hartenberg* que nos permite conocer la posición y orientación del codo y la muñeca en coordenadas de la tarea (cartesianas) en base a las variables articulares. Con ayuda de la herramienta *AppDesigner* de *MatLab* se ha desarrollado una aplicación de escritorio que permite la realización de experimentos en tiempo real así como la calibración del dispositivo.



## ÍNDICE GENERAL

<b>Declaración de Autoría</b>	<b>i</b>
	<b>Página</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>vii</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>ix</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Motivación y Justificación . . . . .	1
1.2 Trabajos Relacionados . . . . .	2
1.3 Objetivos . . . . .	3
1.4 Estructura de la Memoria . . . . .	4
<b>2 Diseño Mecánico</b>	<b>5</b>
2.1 Modelo de Brazo Humano . . . . .	5
2.2 Prototipo del Hombro . . . . .	7
2.3 Prototipo del Codo . . . . .	8
2.4 Colocación de los Potenciómetros . . . . .	9
2.5 Ensamblaje final . . . . .	11
<b>3 Modelo Cinemático Directo</b>	<b>13</b>
3.1 Obtención de los parámetros de <i>Denavit-Hartenberg</i> . . . . .	14
3.2 Obtención de las Matrices de Transformación . . . . .	15
<b>4 Implementación Software</b>	<b>17</b>
4.1 Arduino . . . . .	17
4.2 App Designer . . . . .	19
4.3 <i>MatLab</i> : Tratamiento de los datos . . . . .	22
<b>5 Conclusiones y Trabajos Futuros</b>	<b>25</b>
<b>Referencias</b>	<b>27</b>

**Anexo I: PLANOS**

**29**



## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA	Página
1.1 Esquema geométrico de un brazo de 3 GDL (Fuente: [1]). . . . .	3
2.1 Grados de libertad del modelo de un brazo humano (Fuente: elaboración propia basada en [2]) . . . . .	6
2.2 Diseño de las piezas que conforman el hombro del prototipo. En (a) la pieza que irá fija y sobre la que rotará el brazo. En (b), una pieza intermedia en la que se cortarán los dos ejes de giro. Finalmente en (c) apreciamos la pieza que irá fija al modelo de antebrazo. . . . .	7
2.3 Ensamblaje del prototipo de la articulación del hombro . . . . .	8
2.4 Diseño de las piezas que conforman el prototipo del codo. . . . .	8
2.5 Ensamblaje del prototipo de la articulación del codo . . . . .	9
2.6 Esquema eléctrico de un potenciómetro . . . . .	10
2.7 Potenciómetro lineal RV0931 B103 . . . . .	10
2.8 Diseño de la pieza que sujetará el eje del potenciómetro . . . . .	11
2.9 En (a) se muestra la pieza que fijará la base del potenciómetro. En (b) se muestra el ensamblaje del conjunto. La pieza con tono rojizo representa el potenciómetro. . . . .	11
2.10 (a) Esquema final del prototipo ensamblado. (b) Comparativa con dibujo de brazo humano. . . . .	12
2.11 Ensamble final. . . . .	12
3.1 Esquema cinemático del prototipo. . . . .	14
3.2 Ejes de rotación de las variables articulares y sistemas de referencias según metodología <i>DH-1</i> . . . . .	14
4.1 Placa Arduino Uno R3 (Fuente: [3]) . . . . .	17
4.2 IDE de Arduino. . . . .	18
4.3 Esquema de conexión de un potenciómetro con Arduino UNO [Fuente:Propia] . . . . .	19
4.4 Entorno de la herramienta <i>App Designer</i> de <i>MatLab</i> . . . . .	20
4.5 Gráfica de representación de la posición en tiempo real aproximado del brazo durante un experimento. . . . .	20

4.6	Interfaz gráfica desarrollada con la herramienta <i>AppDesigner</i> . . . . .	21
4.7	Comparativa de velocidad discretizada y filtrada. . . . .	22
4.8	Representación de posición y velocidad angular de la articulación del codo en un experimento de 3000 muestras. . . . .	23

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>TABLA</b>	<b>Página</b>
2.1 Nombres de las rotaciones que permiten las articulaciones del hombro y el codo [4]. .	5
3.1 Tabla de parámetros de Denavit-Hartenberg (DH-1) . . . . .	15





## INTRODUCCIÓN

### 1.1 Motivación y Justificación

El uso de robots en el ámbito industrial se ha convertido en una práctica habitual en los últimos tiempos. Los robots colaborativos, también denominados *cobots*, se están comenzando a imponer debido a su tamaño reducido, su flexibilidad y su precio asequible, además de permitir la cooperación directa con humanos en un espacio de trabajo compartido sin necesidad de la instalación de vallas de seguridad [5].

Dejando a un lado el ámbito industrial, la robótica se ha abierto camino en diversos campos en los últimos años. Uno de estos campos ha sido la medicina, en el cual el avance se ha visto ralentizado debido a ciertas capacidades necesarias como la manipulación mecánica con alto número de grados de libertad, la adaptación a situaciones o la toma de decisiones [6]. Debido a esto, nace la necesidad de desarrollar métodos que nos permitan experimentar con manipuladores en ámbitos médicos sin poner en peligro a ningún paciente.

Con carácter general, la interacción humano-robot (HRI) se limita a la aproximación de objetos a personas, tal y como podemos ver en [7]. En el caso de interacción física (pHRI), frecuentemente es el humano el que toma la iniciativa del contacto. Existen entornos de cooperación en los que es el humano quien guía al robot y no es común que sea el robot el que tenga la iniciativa de contacto. Sin embargo, existen aplicaciones en las que el usuario posea falta de capacidades físicas o mentales en las que deberá ser el robot el que tome el control de la tarea (sujetando, por ejemplo, el brazo de una persona).

En esencia, un manipulador cuya finalidad fuese la de interactuar con extremidades del

cuerpo humano y, por tanto, tener un contacto directo con los mismos, debe ser sometido a exhaustivas pruebas que verifiquen el correcto comportamiento del robot. Debe tenerse en cuenta que hoy por hoy no existe una solución que permita un contacto físico por parte del robot de forma intencionada y que supone un alto riesgo realizar pruebas con personas, aun cumpliendo la norma ISO/TS 15066:2016<sup>1</sup>, que especifica los requisitos de seguridad para los sistemas de robot industrial colaborativos. Por ello, se busca construir un brazo mecánico que emule el comportamiento de un brazo humano y sensorizarlo de forma que puedan estudiarse las posiciones y movimientos que experimenta el modelo ante la interacción con el robot.

### 1.2 Trabajos Relacionados

Existen varios trabajos relacionados tanto con el diseño de brazos bioinspirados mediante impresión 3D como de la medición de ángulos mediante potenciómetros. En [8] se estudia la posibilidad de transmitir el ángulo girado en la articulación de un exoesqueleto a un robot de 5 grados de libertad. Por otro lado, en [9] se expone el desarrollo de prótesis articulares mediante tecnologías de impresión 3D. Se debe tener en cuenta que la gran mayoría de brazos artificiales 'bioinspirados' se basan en exoesqueletos, los cuales generalmente se basan en algún sistema de actuación a parte de la que aporta el propio usuario. En nuestro caso, tenemos un brazo de carácter pasivo, sin ningún tipo de actuación.

En lo que respecta al análisis cinemático de las extremidades humanas, en [10] se puede ver un estudio intensivo de las extremidades superiores del cuerpo humano así como de su cinemática. Sin embargo, dicho trabajo tiene diferentes fines y nuestro estudio se realizará con un menor número de grados de libertad que permitirán un movimiento similar al humano facilitando a su vez la medición de los ángulos girados.

Haciendo referencia a la medición de variaciones de posición angular mediante el uso de sensores basados en la variación de resistencia (potenciómetros) y la comunicación Arduino-Matlab, existen multitud de trabajos. Un ejemplo de ello se puede apreciar en [11], donde se realiza un control para las mediciones Goniométricas.

En [1] se detalla el diseño e implementación de un sistema robótico dedicado a la rehabilitación médica y, por tanto a la interacción con extremidades humanas (Figura 1.1). Por otro lado, en [12], se expone el diseño de un exoesqueleto robótico del miembro superior que trata de corregir temblores patológicos en pacientes.

---

<sup>1</sup>[aenor.com/normas-y-libros/buscador-de-normas/iso/?c=062996](http://aenor.com/normas-y-libros/buscador-de-normas/iso/?c=062996)

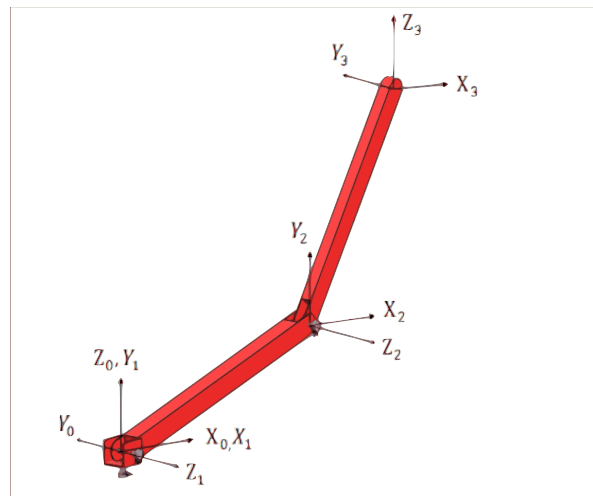


Figura 1.1: Esquema geométrico de un brazo de 3 GDL (Fuente: [1]).

El Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad de Málaga tiene abiertas líneas de investigación en el campo de sistemas robóticos de asistencia a la cirugía mínimamente invasiva que, de igual forma, colaboran codo con codo con humanos [13, 14].

### 1.3 Objetivos

Tras lo expuesto en el punto anterior, nace la necesidad de desarrollar algún tipo de sistema que permita al manipulador interactuar con él. Este Trabajo de Fin de Grado (TFG) presenta como meta el diseño de un prototipo de un brazo artificial bioinspirado en un brazo humano, así como su sensorización y el desarrollo de una aplicación que nos permite obtener datos experimentales de la interacción robot-modelo .

Por tanto, para conseguir el objetivo último de este trabajo, se presentan los siguientes objetivos parciales:

- Modelar y diseñar un prototipo de las articulaciones del codo y del hombro mediante la herramienta *SOLIDWORKS*.
- Impresión 3D de las piezas y ensamblaje del prototipo.
- Sensorización en tiempo real del prototipo para caracterizar el movimiento.
- Desarrollo del modelo cinemático que permita obtener las relaciones entre las variables articulares y cartesianas. Se deja para posibles futuros trabajos un estudio dinámico que tenga en cuenta las fuerzas.

- Desarrollo de una aplicación con la herramienta *AppDesigner* de *MatLab* que sirva de interfaz para el usuario y comunicación entre la placa *Arduino UNO* y *MatLab* mediante puerto serie.

### 1.4 Estructura de la Memoria

Se define a continuación cómo se encuentra estructurada la memoria. Se comienza estableciendo los criterios de diseño mecánico y describiendo el funcionamiento del prototipo en el Capítulo 2. Por otro lado, en el Capítulo 3 se establece el modelo cinemático directo del prototipo, siguiendo la metodología de Denavit-Hartenberg.

Se aprecia en el Capítulo 4 la construcción de la aplicación desarrollada con ayuda de la herramienta *AppDesigner*, así como los programas elaborados en Arduino y MatLab para la toma y el procesamiento de los datos. Por último, en el Capítulo 5 se expondrán una serie de posibles trabajos y líneas de investigaciones futuras.





## DISEÑO MECÁNICO

En esta sección se detallan los aspectos de diseño de nuestro prototipo y las características que tendrán cada una de las piezas. Las piezas que se diseñan van fijadas a perfiles de aluminio, de sección cuadrada, huecos de 30x30mm que simulan el brazo y el antebrazo. Se han escogido este tipo de perfiles debido a que este trabajo se centra en el estudio cinemático y no se van a detallar aspectos dinámicos.

### 2.1 Modelo de Brazo Humano

Se debe tener en cuenta que el brazo humano (sin incluir la muñeca) consta hasta de diez posibles rotaciones (Ver Tabla 2.1.1):

<b>HOMBRO</b>	Abducción
	Aducción
	Extensión
	Flexión
	Rotación interna
	Rotación externa
<b>CODO</b>	Flexión
	Extensión
	Supinación
	Pronación

Tabla 2.1: Nombres de las rotaciones que permiten las articulaciones del hombro y el codo [4].

Sin embargo, dados los objetivos del presente trabajo, se modelará con un total de 3 rotaciones

## 2. DISEÑO MECÁNICO

---

articulares (dos en la articulación del hombro y uno en la articulación del codo que, además, coincide con el Ángulo de Flexión). Estas rotaciones han sido escogidas de forma que permitan el movimiento a lo largo del espacio de forma similar al movimiento del brazo humano. Tal y como se ha comentado en el apartado 1.3 del presente trabajo, las medidas se tomarán por medio de potenciómetros, que deberán estar colocados en los ejes de giro.

Las articulaciones del cuerpo humano son mecanismos complejos. En [15] se detalla que el hombro humano está formado por dos grupos articulares que conforman un complejo articular de un total de 5 articulaciones que dotan a nuestro brazo de múltiples posibles movimientos. Dado que los objetivos de nuestro prototipo no son más que asemejar los movimientos a los reales y sensorizarlos, se simplificarán estas características a una articulación con 2 GDL, que, junto con el radio fijo del brazo, permiten posicionar el codo en cualquier punto de una semiesfera, como veremos más adelante.

Por otro lado, tal y como se puede observar en la Figura 2.1, el codo permite la rotación con respecto a dos ejes ( $q_4$  y  $q_5$ ). El segundo de éstos permite un giro que no influye en la posición donde se encontraría la muñeca, sino que únicamente proporcionaría una modificación de la orientación, y por tanto, tampoco se tendrá en cuenta.

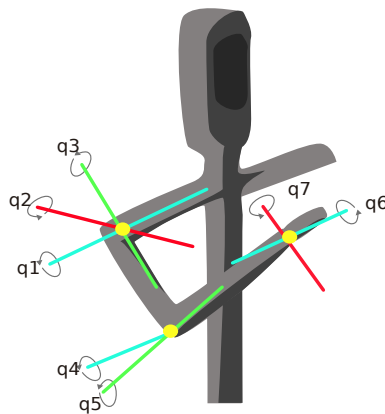


Figura 2.1: Grados de libertad del modelo de un brazo humano (Fuente: elaboración propia basada en [2])

Resumiendo, de acuerdo a la figura 2.1, las articulaciones escogidas para el prototipo son  $q_1$  y  $q_2$  para el hombro y  $q_4$  para el codo. Se debe aclarar que en el presente trabajo no se realiza un estudio de la muñeca, debido a que se prevé como primera aproximación, que el robot manipule el prototipo desde el antebrazo.

Por otro lado, en [16] se establece que unos parámetros estadísticos acerca de las longitudes de brazo y antebrazo son de entre 29 a 40 centímetros de brazo y entre 21 y 30 centímetros de antebrazo. Con el fin de estandarizar el prototipo y teniendo en cuenta que los perfiles utilizados para simular dichas partes son estandarizados y fácilmente reemplazables, se ha escogido una longitud de 25 centímetros para cada parte. A esto se le debe añadir la longitud de las propias articulaciones.

## 2.2 Prototipo del Hombro

El hombro es una de las articulaciones más complejas de nuestro cuerpo y permite los siguientes movimientos: Abducción y aducción del hombro, flexión y extensión del hombro y rotación interna y externa del húmero [17]. Teniendo en cuenta lo expuesto, la forma más común que se podría utilizar para modelar el hombro sería una articulación esférica o de rótula, sin embargo, esta podría dificultarnos la medición de los ángulos mediante el uso de potenciómetros y, por tanto, se ha decidido descartar esta primera opción. En la Figura 2.2 podemos apreciar el diseño de las tres piezas que constituirán la articulación del hombro.

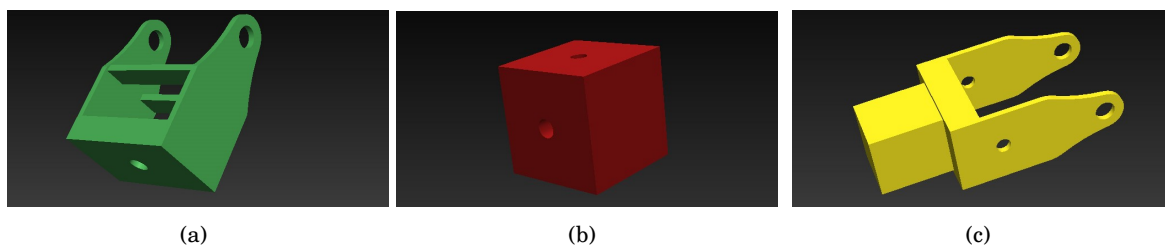


Figura 2.2: Diseño de las piezas que conforman el hombro del prototipo. En (a) la pieza que irá fija y sobre la que rotará el brazo. En (b), una pieza intermedia en la que se cortarán los dos ejes de giro. Finalmente en (c) apreciamos la pieza que irá fija al modelo de antebrazo.

Para el prototipo se han diseñado 3 piezas, que ensamblarán formando los dos ejes de rotación. En la Figura 2.3 se puede observar cómo se realiza el ensamblaje. Se debe tener en cuenta que la pieza 2.2(a) se encuentra fijada y que los tornillos se encuentran coincidentes con los dos ejes de rotación. Con la composición de estos dos giros podremos alcanzar cualquier posición en una semiesfera.

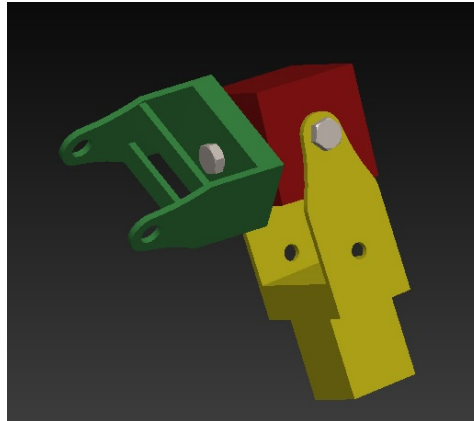


Figura 2.3: Ensamblaje del prototipo de la articulación del hombro

Cabe destacar que los dos movimientos que permite el prototipo del codo corresponden con los de flexión-extensión y abducción ( $q_1$  y  $q_2$  en la Figura 2.1). El primero de ellos tiene una limitación física en el cuerpo humano de entre  $-20^\circ$  y  $+185^\circ$  aproximadamente, pudiendo variar en función de la persona y tomando como referencia la posición de reposo. Con respecto a la abducción, tiene un límite de  $180^\circ$  de rotación aproximadamente [18].

### 2.3 Prototipo del Codo

El codo está compuesto por dos articulaciones con diferente diseño anatómico pero, a pesar de ello, su movimiento principal es la flexo-extensión. En [19] podemos observar que existe un segundo grado de movimiento denominado pronación-supinación. Sin embargo, este segundo movimiento, por el momento, carece de interés para nuestro estudio, ya que no afectará a la posición de la muñeca sino a su orientación y, por tanto, excede los ámbitos de este trabajo. Es por esto que dicha articulación va a ser modelada como un único eje de giro y estará compuesta por 2 piezas que podemos ver en la figura 2.4.

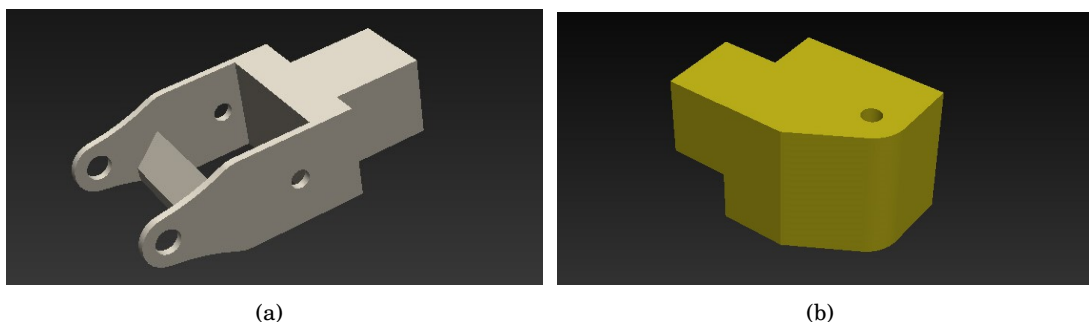


Figura 2.4: Diseño de las piezas que conforman el prototipo del codo.

En este caso, se ha optado por limitar el movimiento de la articulación. Como se ha comentado, se trata de el ángulo de flexión del codo, el cuál tiene un ángulo máximo medio de unos  $110 - 145^\circ$  (varía dependiendo de la masa muscular [19]). Por esto, se ha establecido una limitación con un ángulo de  $120^\circ$ . Por otro lado, en su posición de extensión formará un ángulo de  $0^\circ$  (en algunos casos puede observarse una pequeña hiperextensión, aunque no suele superar los  $-10^\circ$ ). Es por esto que se ha decidido establecer dos límites mecánicos en el modelo que impedirán el movimiento fuera de un rango establecido.

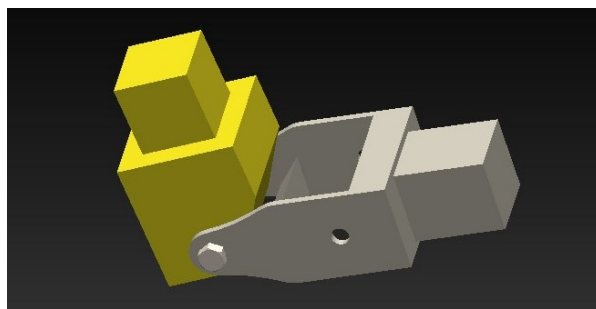


Figura 2.5: Ensamblaje del prototipo de la articulación del codo

## 2.4 Colocación de los Potenciómetros

Como se ha comentado al comienzo de esta sección, será necesario prever la colocación de los sensores que vamos a utilizar para medir los ángulos de giro de cada articulación (potenciómetros).

Un potenciómetro es, en esencia, una resistencia variable que proporciona una tensión de salida en función del voltaje de entrada y la posición de una "escobilla". Dicha escobilla dividirá la resistencia total del potenciómetro en dos, una superior ( $R_1$ ) y otra inferior ( $R_2$ ), tal y como se puede observar en la Figura 2.6. En la ecuación 2.1 podemos observar como se calcula la tensión de salida.

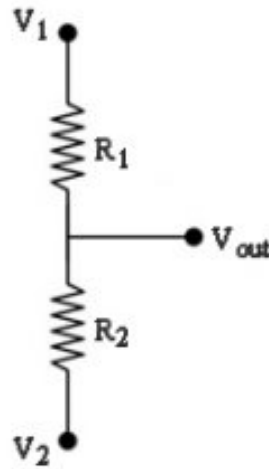


Figura 2.6: Esquema eléctrico de un potenciómetro

$$(2.1) \quad V_{out} = \frac{R_2 V_1}{R_1 + R_2}$$

En nuestro caso se utilizarán potenciómetros rotativos, en los que el voltaje de salida se obtendrá en función de la posición angular de un eje. De esta forma, fijando la base del potenciómetro a una de las piezas y el eje a la siguiente, obtendremos un voltaje que variará en función del ángulo que formen las piezas entre sí. Para simplificarlo aún más, se ha decidido utilizar potenciómetros lineales de  $10\text{ k}\Omega$  como el que se aprecia en la Figura 2.7<sup>1</sup>.



Figura 2.7: Potenciómetro lineal RV0931 B103

Para que todo esto sea posible se han diseñado dos nuevas piezas que también serán impresas en 3D y que servirán para fijar los aparatos de sensores. La primera de ellas consiste en una "funda" para tornillos de cabeza hexagonal de métrica 6 en uno de sus lados y por el otro consistirá en un hueco donde se alojará el eje del potenciómetro (Figura 2.8). De esta forma, el eje del sensor girará solidariamente con los tornillos, que como hemos comentado anteriormente, coinciden con los ejes de rotación.

---

<sup>1</sup><https://es.rs-online.com/web/p/potenciometros/7377815/>



Figura 2.8: Diseño de la pieza que sujetará el eje del potenciómetro

Una vez definido cómo irá sujeto el eje, solo nos queda detallar cómo se va a fijar la base del potenciómetro. Para esto, se ha diseñado una pieza "puente" que conseguirá que el sensor no se mueva respecto a la pieza anterior.

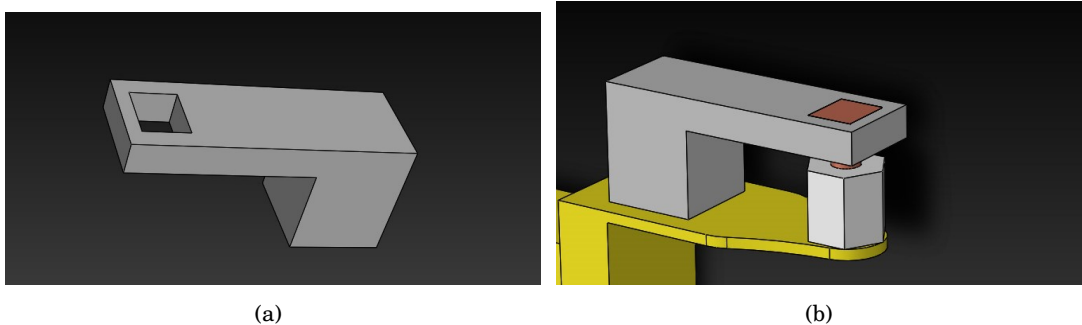


Figura 2.9: En (a) se muestra la pieza que fijará la base del potenciómetro. En (b) se muestra el ensamblaje del conjunto. La pieza con tono rojizo representa el potenciómetro.

En la Figura 2.9(b) apreciamos cómo se realiza el montaje sobre las respectivas piezas.

## 2.5 Ensamblaje final

Por último, en la Figura 2.10(a) se aprecia como se verá el ensamblaje final, mientras que en la Figura 2.10(b) apreciamos una comparativa con un dibujo de un brazo que ayudará a comprender las partes del prototipo.

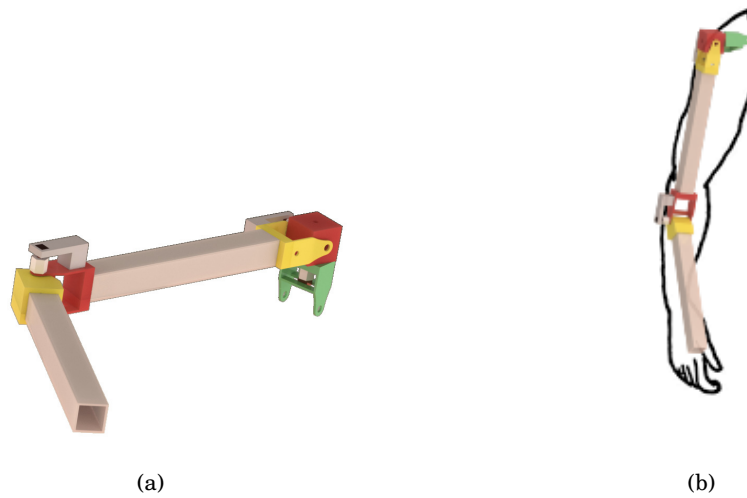


Figura 2.10: (a) Esquema final del prototipo ensamblado. (b) Comparativa con dibujo de brazo humano.

Por último, en la Figura 2.11 se muestra el ensamblaje finalizado tras la impresión de las piezas.

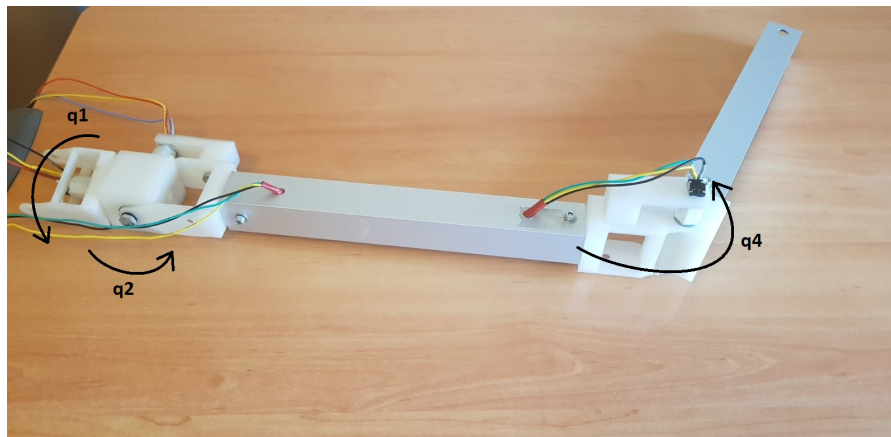


Figura 2.11: Ensamble final.

Los diseños 3D desarrollados mediante la herramienta *SolidWorks* se adjuntan en el CD correspondiente a este TFG.





## MODELO CINEMÁTICO DIRECTO

**P**ara el desarrollo de este trabajo, será necesaria la elaboración de un modelo cinemático directo por la metodología de *Denavit-Hartenberg* que nos proporcionará los parámetros necesarios para la construcción de las matrices de transformación. En [20] se detallan tanto las herramientas como el algoritmo a utilizar para la obtención del modelo. Las matrices de transformación estarán compuestas por una submatriz que establecerá la orientación de los sistemas de referencia y otra que nos proporcionará la posición de los mismos. Se ha de destacar que, dados los objetivos principales de este trabajo, únicamente será necesario un estudio de cinemática directa y no inversa, ya que se trata de articulaciones de carácter pasivo y no es necesario el cálculo de las variables articulares para establecer una determinada posición de la muñeca. En la Figura 3.1 vemos representado el esquema cinemático de nuestro prototipo, desde el cual partiremos para situar los ejes de rotación y colocar los sistemas de referencia. Como se ha comentado en secciones anteriores, nuestras variables articulares corresponden con las denominadas  $q_1$ ,  $q_2$  y  $q_4$  en la Figura 2.1 que se vió en el Capítulo 2. De aquí en adelante nos referiremos a ellas como  $\theta_1, \theta_2$  y  $\theta_3$ .

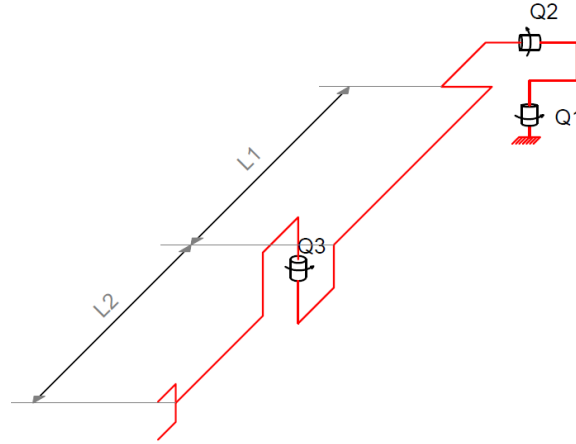


Figura 3.1: Esquema cinemático del prototipo.

### 3.1 Obtención de los parámetros de *Denavit-Hartenberg*

A partir del esquema cinemático utilizaremos la metodología *DH-1* para la elección de los sistemas de referencia que definirán el prototipo y que podemos apreciar en la Figura 3.2. Con ayuda de esto podremos obtener los parámetros de *Denavit-Hartenberg*, que se muestran en la Tabla 3.1.

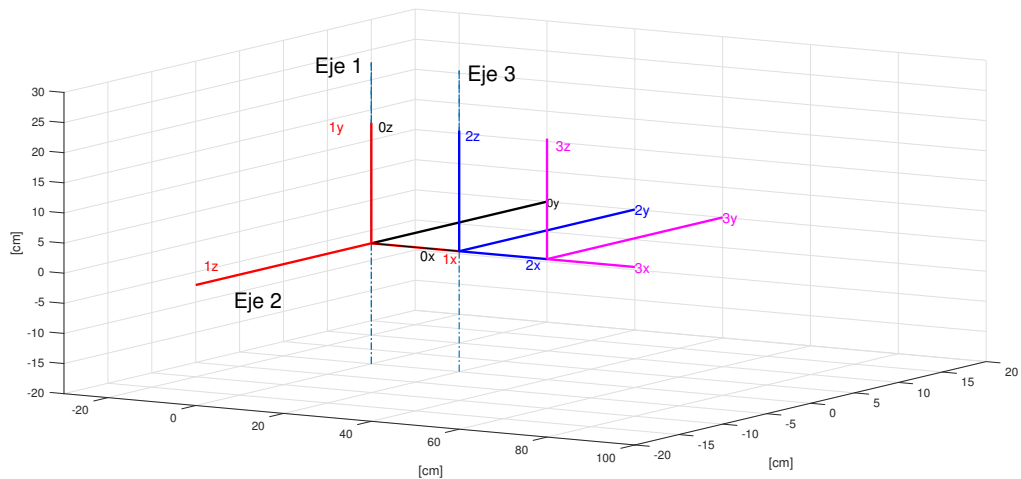


Figura 3.2: Ejes de rotación de las variables articulares y sistemas de referencias según metodología *DH-1*

i	$\alpha_i$	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$\pi/2$	0	0	$\theta_1$
2	$-\pi/2$	$L_1$	0	$\theta_2$
3	0	$L_2$	0	$\theta_3$

Tabla 3.1: Tabla de parámetros de Denavit-Hartenberg (DH-1)

### 3.2 Obtención de las Matrices de Transformación

Partiendo de la tabla de parámetros y con ayuda de la Ecuación 3.1 obtendremos cada una de las matrices de transformación relativas a los sistemas de referencia. En ella, la letra  $R$  representa una rotación al rededor del eje de su subíndice y la letra  $D$  representa un desplazamiento a lo largo de su eje.

$$(3.1) \quad {}^{i-1}T_i = D_Z(d_i) \cdot R_Z(\theta_i) \cdot D_X(a_i) \cdot R_X(\alpha_i)$$

Se exponen a continuación las matrices:

$$(3.2) \quad {}^0T_1 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & 0 & \sin(\theta_1) & 0 \\ \sin(\theta_1) & 0 & -\cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$(3.3) \quad {}^1T_2 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_2) & 0 & -\sin(\theta_2) & L_1 \cdot \cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & 0 & \cos(\theta_2) & L_1 \cdot \sin(\theta_2) \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$(3.4) \quad {}^2T_3 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & L_2 \cdot \cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & L_2 \cdot \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Sin embargo, dado que lo que necesitamos son las coordenadas cartesianas de los puntos del 'codo' y la 'muñeca' medidas desde el hombro (sistema de referencia 0 en la Figura 3.2) deberemos encontrar las matrices  ${}^0T_2$  y  ${}^0T_3$  de la siguiente forma:

$$(3.5) \quad {}^0T_2 = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2$$

$$(3.6) \quad {}^0T_3 = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3$$

Una vez obtenidas las matrices de transformación, extraemos las tres primeras filas de la última columna que corresponderán a las coordenadas cartesianas 'x', 'y' y 'z' respectivamente. Cabe destacar que en las Ecuaciones 3.7 y 3.8 las notaciones  $c_i$  y  $s_i$  corresponden a los términos  $\cos(\theta_i)$  y  $\sin(\theta_i)$  respectivamente.

$$(3.7) \quad {}^0T_2 = \begin{pmatrix} c_1 \cdot c_2 & -s_1 & -c_1 \cdot s_2 & L_1 \cdot c_1 \cdot c_2 \\ c_2 \cdot s_1 & c_1 & -s_1 \cdot s_2 & L_1 \cdot c_2 \cdot s_1 \\ s_2 & 0 & c_2 & L_1 \cdot s_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$(3.8) \quad {}^1T_2 = \begin{pmatrix} c_1 \cdot c_2 \cdot c_3 - s_1 \cdot s_3 & -c_3 \cdot s_1 - c_1 \cdot c_2 \cdot s_3 & -c_1 \cdot s_2 & L_1 \cdot c_1 \cdot c_2 + L_2 \cdot s_1 \cdot s_3 + L_2 \cdot c_1 \cdot c_2 \cdot c_3 \\ c_1 \cdot s_3 + c_2 \cdot c_3 \cdot s_1 & c_1 \cdot c_3 - c_2 \cdot s_1 \cdot s_3 & -s_1 \cdot s_2 & L_1 \cdot c_2 \cdot s_1 + L_2 \cdot c_1 \cdot s_3 + L_2 \cdot c_2 \cdot c_3 \cdot s_1 \\ c_3 \cdot s_2 & -s_2 \cdot s_3 & c_2 & s_2 \cdot (L_1 + L_2 \cdot c_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

- **Posición del codo**

$$- {}^xP_1 = L_1 \cdot \cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_2)$$

$$- {}^yP_1 = L_1 \cdot \cos(\theta_2) \cdot \sin(\theta_1)$$

$$- {}^zP_1 = L_1 \cdot \sin(\theta_2)$$

- **Posición de la muñeca**

$$- {}^xP_2 = {}^xP_1 + L_2 \cdot \sin(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3) + L_2 \cdot \cos(\theta_1) \cdot \cos(\theta_2) \cdot \cos(\theta_3)$$

$$- {}^yP_2 = {}^yP_1 + L_2 \cdot \cos(\theta_1) \cdot \sin(\theta_3) + L_2 \cdot \cos(\theta_2) \cdot \cos(\theta_3) \cdot \sin(\theta_1)$$

$$- {}^zP_1 = {}^zP_1 + L_2 \cdot \sin(\theta_2) \cdot \cos(\theta_3)$$

# 4

## IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE

**E**n este apartado se detallan las herramientas informáticas utilizadas así como los programas desarrollados para la ejecución de este trabajo. Tal y como se ha comentado con anterioridad, además de *SolidWorks* se han hecho uso de diferentes herramientas de apoyo informático tales como la plataforma *Arduino* o el entorno *MatLab*. Todos los programas desarrollados en esta sección se adjuntan en el CD correspondiente al presente trabajo.

### 4.1 Arduino

Arduino es una empresa de Software y Hardware de código abierto. Para la sensorización de los ángulos que definirán la posición del prototipo, además de los potenciómetros descritos en la Sección 2.4, se hará uso de un microcontrolador *Arduino UNO R3* como la que se observa en la Figura 4.1.

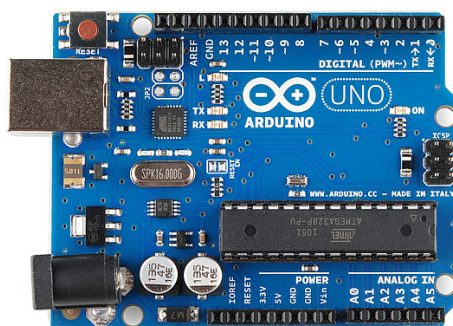


Figura 4.1: Placa Arduino Uno R3 (Fuente: [3])

#### 4. IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE

---

Por otro lado, también se utilizará el propio IDE (**I**ntegrated **D**evelopment **E**nvironment) de *Arduino* en el que se trabaja con los lenguajes *C* y *C++*. En la Figura 4.2 podemos apreciar la apariencia predeterminada al abrir el entorno IDE de *Arduino*.

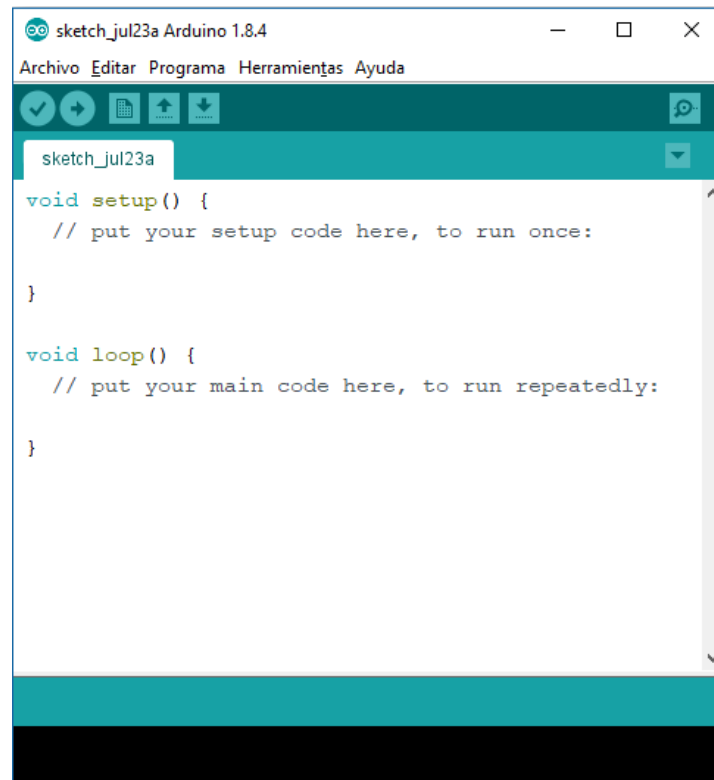


Figura 4.2: IDE de *Arduino*.

En este entorno se programará un código que se cargará en la memoria de la propia placa *Arduino UNO* y que se ejecutará cíclicamente. Una de las ventajas de estos componentes es que, al tener incorporado su propio microchip ATmega328P, podrá ejecutar el programa contando únicamente con una fuente de alimentación.

El programa que desarrollaremos en este entorno será de relativa simplicidad. Además de inicializar el puerto serie (necesario para la comunicación Ordenador-Arduino), únicamente se leerá la información adquirida de los pines 'A0', 'A1' y 'A2', correspondientes a los potenciómetros 1, 2 y 3, y se escribirá mediante la función '*Serial.print*', de forma que más adelante pueda ser recepcionada por la aplicación de *MatLab*. De la misma forma, se enviará el tiempo transcurrido desde que se lanzó la aplicación por medio de la función '*millis()*', que nos los proporcionará en milisegundos. Por otro lado, se deberá tener en cuenta que la lectura de los potenciómetros no se proporciona en voltaje, sino que será una señal (*S<sub>ref</sub>*) entre 0 y 1023 debido al conversor analógico de 10 bits de *arduino*, por lo que posteriormente deberá ser convertida a voltaje (*V*,

entre 0 y 280 V dadas las características del sensor) según la ecuación 4.1. En la figura 4.3 apreciamos como se realiza la conexión de un potenciómetro con la placa Arduino Uno.

$$(4.1) \quad V = \frac{S_{ref} \cdot 280}{1023}$$

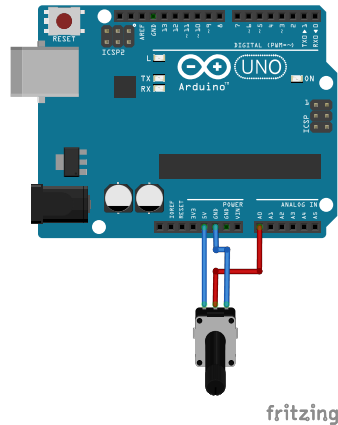


Figura 4.3: Esquema de conexión de un potenciómetro con Arduino UNO [Fuente:Propia]

## 4.2 App Designer

Como se ha comentado anteriormente, el entorno *MatLab* posee una herramienta para el desarrollo de aplicaciones de escritorio llamada *App Designer*. En la Figura 4.4 apreciamos la interfaz de esta herramienta. Como se puede observar, se dispone de una ventana gráfica, en la que se podrán arrastrar utensilios interactivos tales como botones, cuadros de texto, paneles, medidores etc. y a su vez, de un entorno de código en el cual se podrá programar lo que ocurre con cada una de estas herramientas.

En este entorno, el usuario podrá detallar la longitud con la que se quiere que se aprecie tanto el brazo como el antebrazo, permitiendo así que se puedan modificar los perfiles de aluminio conforme a la anatomía del cuerpo humano. De igual forma, se permitirá escoger cuántas muestras se desean tomar en el experimento, teniendo en cuenta que 1000 muestras (valor preestablecido) toman 10 segundos de simulación, obteniendo de esta forma un tiempo de muestreo de 0.01 segundos. Se ofrece también la posibilidad de guardar los datos del experimento (posiciones, velocidades y tiempo) en ficheros de tipo matriz dentro de la propia carpeta de la aplicación. Esta opción permitirá, como veremos más adelante, tratar estos datos en *MatLab* y extraer las conclusiones.

## 4. IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE

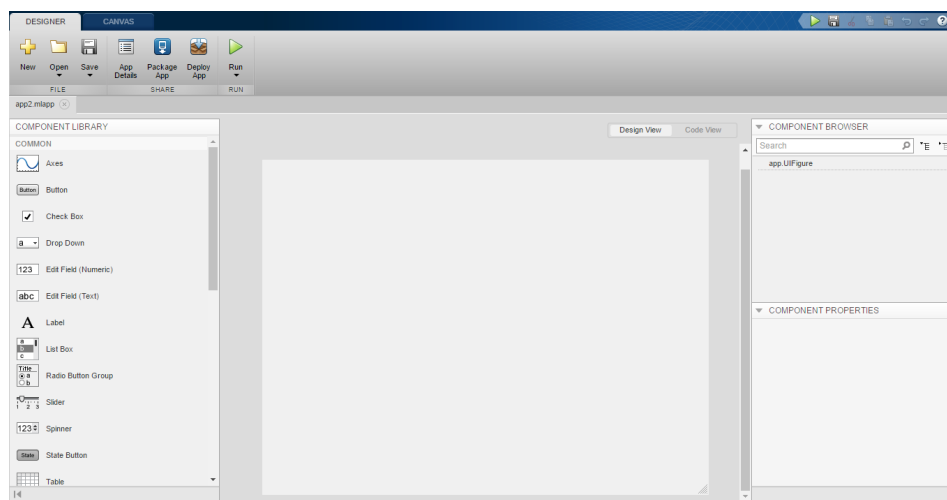


Figura 4.4: Entorno de la herramienta *App Designer* de *MatLab*.

La otra funcionalidad de la que dispondrá la aplicación será de una representación en tiempo real aproximado de la posición exacta del brazo. En la Figura 4.5 se muestra la gráfica que simulará la posición del brazo. Dicha posición se obtiene por medio del modelo cinemático directo descrito en la Sección 3.2. Para que los valores de los potenciómetros sean procesables por la herramienta de *MatLab* deberán estar proporcionados en radianes. Consultando la hoja de datos de los potenciómetros utilizados podemos apreciar que tienen un rango de medición de entre  $0^\circ$  y  $280^\circ$ .

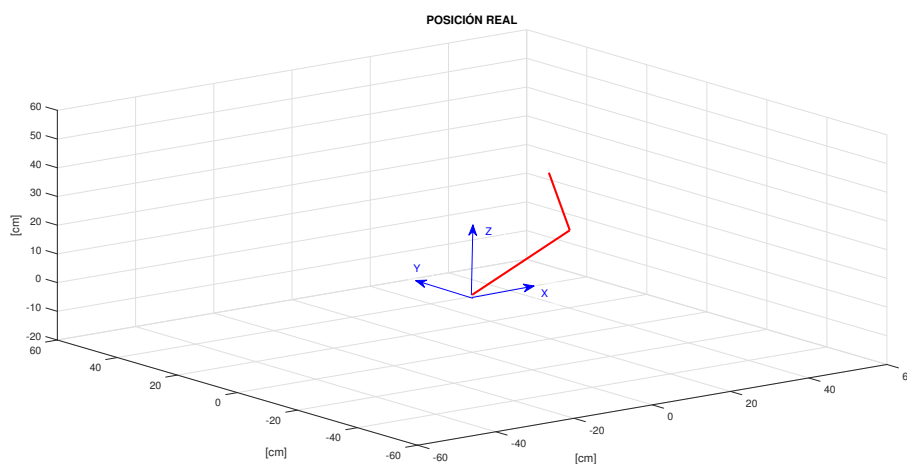


Figura 4.5: Gráfica de representación de la posición en tiempo real aproximado del brazo durante un experimento.

Por otro lado, dado que pueden existir ligeros errores debido a problemas de holguras y deslizamiento de los potenciómetros, se ha añadido una opción para evitarlo. Dicha opción es la



de poner a cero las medidas cuando el prototipo se encuentre en la posición de reposo. Para ello, tras colocar el prototipo en dicha posición (todas las variables articulares colocadas a  $0^\circ$ ) se debe pulsar el botón de 'calibrar'. Mientras este proceso está en ejecución, una lámpara se tornará en verde y cuando finaliza volverá a su color original e indicará que podemos continuar con los experimentos. El proceso de calibración consiste en restar los valores que miden los poteciómetros en su posición de reposo (en condiciones normales de trabajo deberían ser cero).

Otro de los objetivos de esta aplicación será el de obtener una aproximación de las velocidades articulares a las que se mueve el brazo durante el experimento. Estos datos pueden ser de gran importancia dado que velocidades muy elevadas podrían poner en riesgo a un paciente en una situación real. Para la obtención de estas velocidades se ha optado por una discretización a partir de las posiciones en cada instante, siendo éstas comparadas con las del instante anterior. En la ecuación 4.2 se observa cómo se ha realizado la discretización de la velocidad, donde el subíndice indica la iteración,  $V$  la velocidad,  $p$  la posición y  $\Delta t$  el intervalo de tiempo entre dos iteraciones. Veremos en el Apartado 4.3 las desventajas de esta forma de obtención de las velocidades y cómo se tratará de solventarlas. En la Figura 4.6 podemos observar el aspecto que tendrá la interfaz gráfica desarrollada.

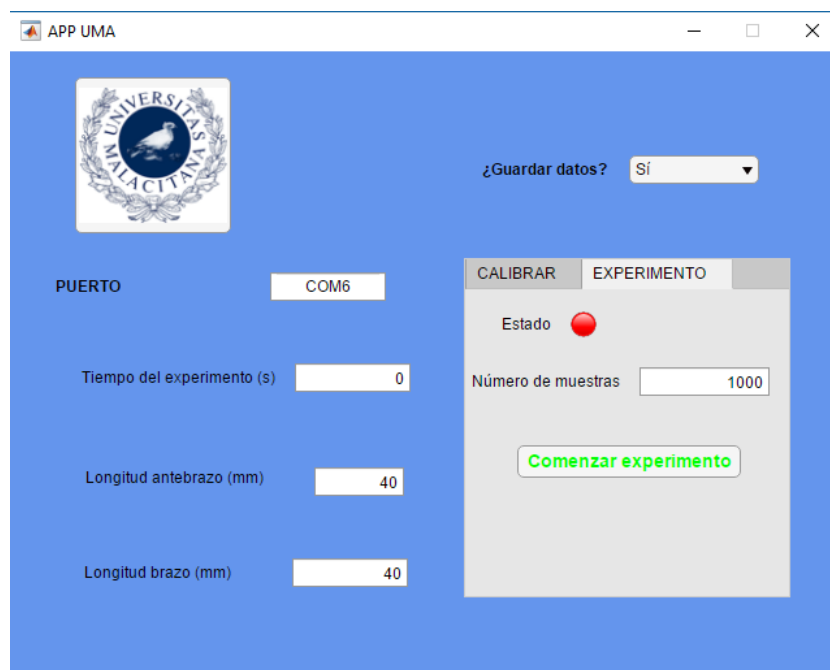


Figura 4.6: Interfaz gráfica desarrollada con la herramienta *AppDesigner*.

$$(4.2) \quad V_i = \frac{p_i - p_{i-1}}{\Delta t}$$

Por último, se ha implementado un aviso de carácter visual con el nombre 'Límite'. Consiste en una lámpara que se tornará en rojo en caso de que se superen los límites articulares de la variable  $\theta_1$  comentados en el Capítulo 2. Dichos límites se podrán variar en la pestaña correspondiente a 'Límites', con el fin de realizar experimentos específicos a personas con patologías concretas o limitaciones de movimiento más estrictas. Por ello, se recomienda que dichos límites sean estipulados por un profesional en el ámbito médico.

### 4.3 *MatLab*: Tratamiento de los datos

Tal y como se ha comentado con anterioridad, los datos obtenidos en el experimento serán almacenados (si así lo ha indicado el usuario) en la propia carpeta de la aplicación. Dichos datos se reúnen en un fichero de extensión '.mat' propia del entorno *MatLab*. Es por ésto que se va a desarrollar un código que nos permita representar y comparar estos datos en esta aplicación.

Uno de los principales problemas que encontramos a la hora de representar gráficamente los datos, es el ruido que aparece en la señal de velocidad debido al tiempo de muestreo reducido y la señal medida del potenciómetro. Se propone como solución a estos inconvenientes un filtrado de esta señal mediante una aplicación de *MatLab* que nos muestra, además, los datos obtenidos. Se ha utilizado la función *filter* de *MatLab*, que proporciona un filtro de medida móvil 1-D. En la Figura 4.7 se observa el filtrado que se realiza a la velocidad y cómo se suaviza la respuesta.

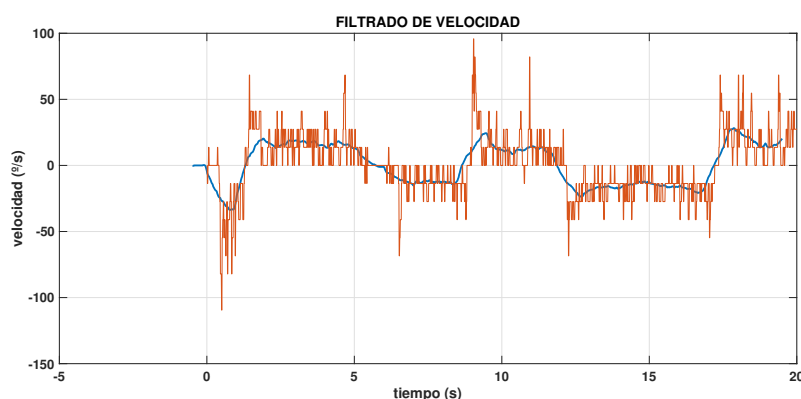


Figura 4.7: Comparativa de velocidad discretizada y filtrada.

Por último, en la Figura 4.8 se pueden ver los resultados aplicados a la articulación del codo en un experimento de prueba en el que se han tomado 3000 muestras. En el eje 'x' se muestra el tiempo del experimento y en el eje 'y', las variables medidas. Se ha colocado a modo de advertencia, una línea amarilla que marca la velocidad máxima absoluta que se ha registrado a lo largo del

experimento.

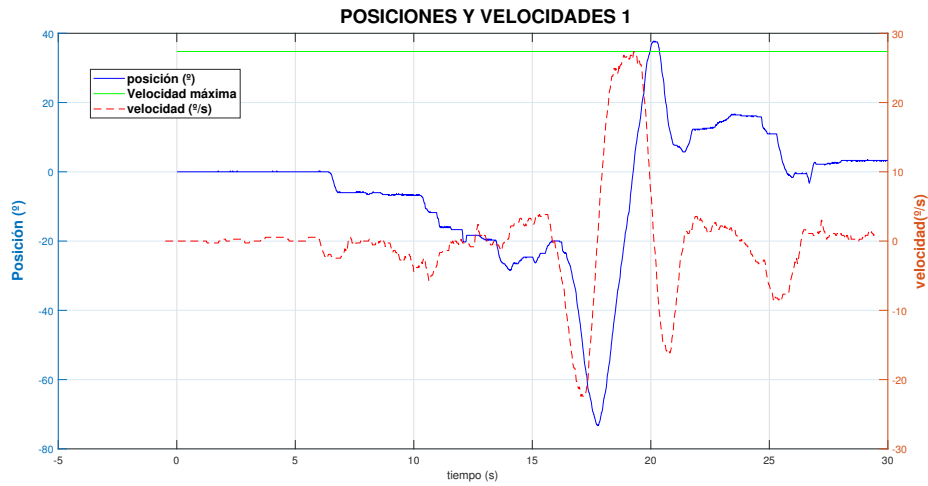


Figura 4.8: Representación de posición y velocidad angular de la articulación del codo en un experimento de 3000 muestras.

Se hace notar que sigue apareciendo un ligero ruido en las medidas pero que consideraremos despreciable a efectos de la finalidad del trabajo.





## CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

**E**ste trabajo ha supuesto el desarrollo de un primer prototipo sensorizado de brazo humano así como una aplicación de escritorio para la realización de experimentos con el mismo. Dadas las limitaciones temporales y académicas de este trabajo, se proponen diversas mejoras y líneas de trabajo futuras en lo relativo a este prototipo.

Por un lado, se propone el estudio dinámico del brazo, pudiéndose incluir pesos variables para ajustarse de esta forma a diferentes muestras. Igualmente, estos pesos podrían venir dados por medio de una funda que permita simular la ergonomía del brazo humano.

De igual forma, se propone un estudio y desarrollo de las limitaciones físicas de cada ángulo de giro permitido, incluyendo límites articulares de forma física o advirtiéndolo en la propia aplicación de que dichos límites se están sobrepasando. Además, se propone el mismo desarrollo para las velocidades articulares.

Dado que se trata de una primera versión del software, se propone igualmente la posibilidad de añadir nuevas posibilidades a la aplicación, que permitan al usuario tener un mayor control sobre el experimento y tener una mayor cantidad de información del mismo.



## REFERENCIAS

- [1] Oscar Sandoval-González, Ignacio Herrera-Aguilar, Juan Manuel Jacinto-Villegas, Carlos Daza-Merino, and José Raúl Pimentel Cortes. Diseño e implementación de un sistema robótico de posicionamiento espacial con retroalimentación háptica aplicado a rehabilitación, transferencia de habilidades e interacción humano-computadora.
- [2] Carlos F. Rodríguez, Juan C. Botero, and Hugo Quintero. Aplicación de la teoría de robots manipuladores a la biomecánica del brazo humano1. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 4(4):51 – 57, 2007.
- [3] Store Arduino Arduino. Arduino. *Arduino LLC*, 2015.
- [4] Stanley Hoppenfeld. *Exploración física de la columna vertebral y las extremidades*. Manual moderno, 1999.
- [5] Jacob Pascual Pape. Los robots colaborativos: una nueva era en la automatización industrial. *Tecnoalimen: tecnología alimentaria y packaging*, (12):50–51, 2015.
- [6] Diego Galeano. Robótica médica. *Universidad Católica Nuestra Señora de la Asunción*, 2016.
- [7] Alberto Jardón, Antonio Giménez, Raúl Correal, Santiago Martinez, and Carlos Balaguers. Asibot: Robot portátil de asistencia a discapacitados. concepto, arquitectura de control y evaluación clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 5(2):48–59, 2008.
- [8] Ángel Yecid Henao, Christian Stiven Montoya, and Robinson Jiménez Moreno. Exoesqueleto para control de brazo robótico. *EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA*, 2014.
- [9] Eric Alberto Perez Lorea, Antonio Sánchez Uresti, Carlos Enrique Barrón, Rafael Eduardo López Barrón Gámez, Ana Fernanda Terán Arizpe, Edelmiro Pérez Rodríguez, Santos Guzmán López, and Autónoma de Nuevo León. Proyecto e-nable sobre el desarrollo de prótesis mecánicas por impresión 3d.
- [10] Karim Abdel-Malek, Jingzhou Yang, Richard Brand, and Emad Tanbour. Towards understanding the workspace of human limbs. *Ergonomics*, 47(13):1386–1405, 2004. PMID: 15513715.

## REFERENCIAS

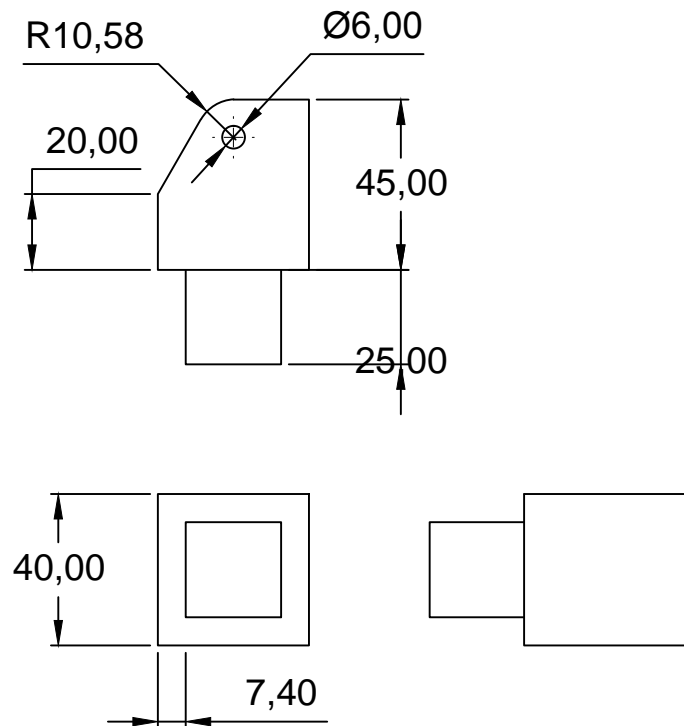
---

- [11] Matías Presso and Carlos Posse. Control para mediciones goniométricas usando matlab-arduino. 2011.
- [12] E. Rocon, A.F. Ruíz, J.M. Belda-Lois, J.C. Moreno, J.L. Pons, R. Raya, and R. Ceres. Diseño, desarrollo y validación de dispositivo robótico para la supresión del temblor patológico. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 5(2):79 – 92, 2008.
- [13] Trinidad Sánchez Montoya, Juan M Gandarias, Francisco Pastor, Antonio José Muñoz-Ramírez, Alfonso García-Cerezo, and Jesús Manuel Gómez de Gabriel. Diseño de una pinza subactuada híbrida soft-rigid con sensores hápticos para interacción física robot-humano. In *XL Jornadas de Automática*, pages 795–801. Universidade da Coruña, Servizo de Publicacións, 2019.
- [14] A.J. Muñoz-Ramírez A.J. García-Cerezo J.M. Gómez-de-Gabriel booktitle=IEEE/RSJ International Conference of Intelligent Robots and Systems(IROS) year=2019 J.M.Gandrias, F. Pastor. Un-deractuated gripper with forearm roll estimation for human limbs manipulation in rescue robotic.
- [15] M.T. Vicente-Herrero, L. Capdevila García, Á.A. López González, and M.V. Ramírez Iñiguez de la Torre. El hombro y sus patologías en medicina del trabajo. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 35(4):197 – 202, 2009.
- [16] Brenda Huerta, Claudia Espinoza, Esther Lugo, and Christopher Torres. Diseño mecanico de un exoesqueleto para rehabilitacion de miembro superior, 2000.
- [17] R Gutiérrez, F Vanegas, O Avilés, and P Niño. Prototipo exoesqueletico para rehabilitación de miembro superior, 2005.
- [18] Carlos F Rodríguez, Hugo Quintero, and Helena Aschner. Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones. *Revista de Ingeniería*, (22):34–41, 2005.
- [19] M<sup>a</sup> Teresa Angulo Carrere, Ana Álvarez Méndez, and Yolanda Fuentes Peñaranda. Biomecánica clínica. biomecánica de la extremidad superior. exploración del codo. *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 3(4), 2011.
- [20] Antonio Barrientos. Fundamentos de robótica. Technical report, e-libro, Corp., 2007.



## **ANEXO I: PLANOS**





## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA CODO 1**

PLANO:

**1**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

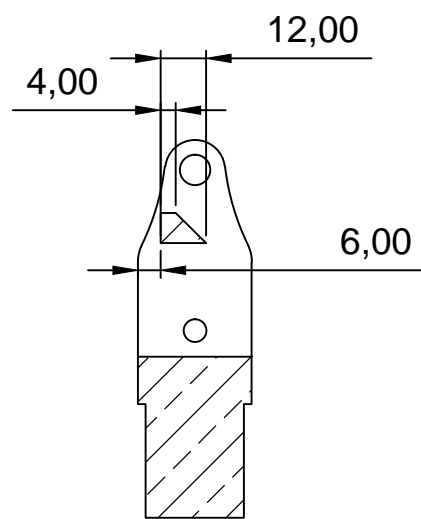
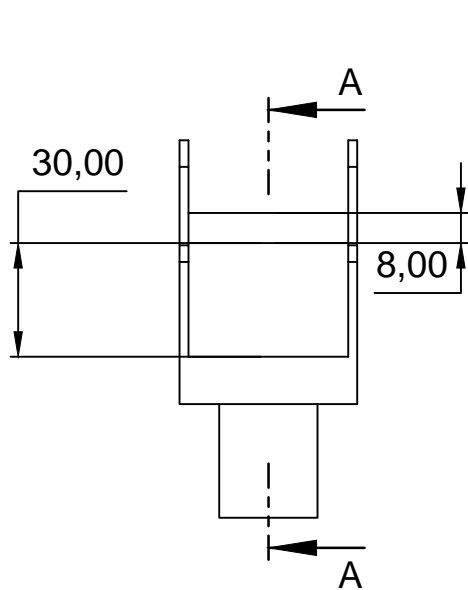
ESCALA

1:1

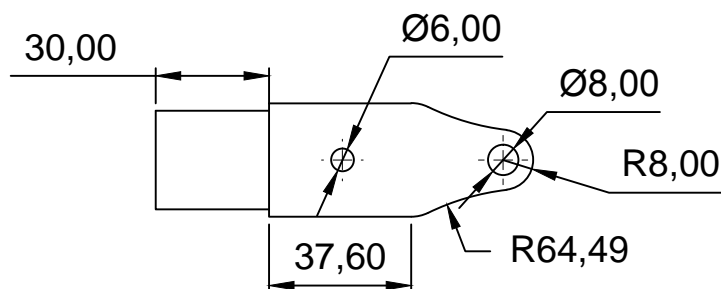
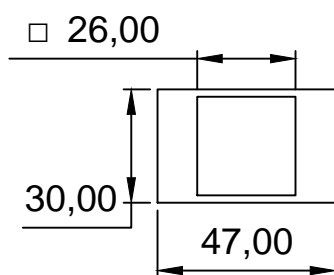
FECHA

AGOSTO  
2019





SECCIÓN A-A



## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA CODO 2**

PLANO:

**2**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

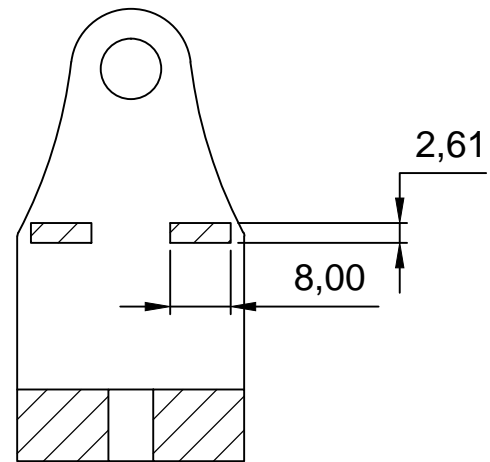
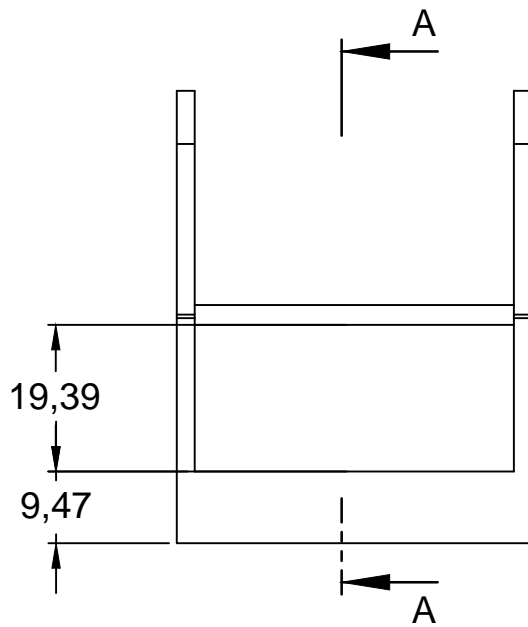
ESCALA

1:1

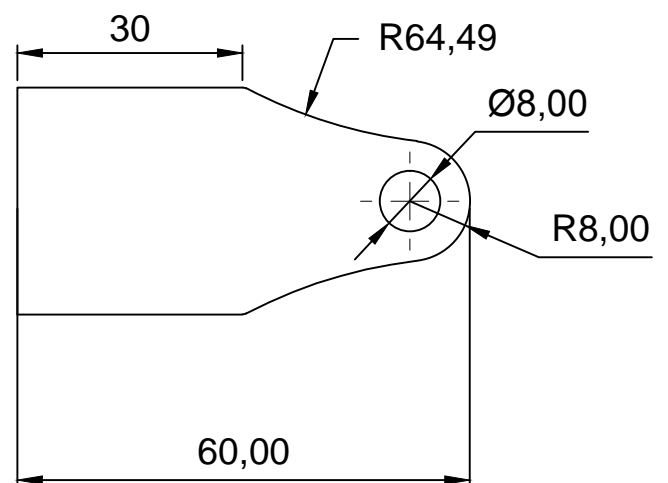
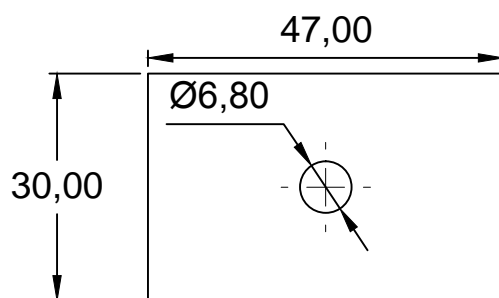
FECHA

AGOSTO  
2019





SECCIÓN A-A



## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA HOMBRO 1**

PLANO:

**3**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

ESCALA

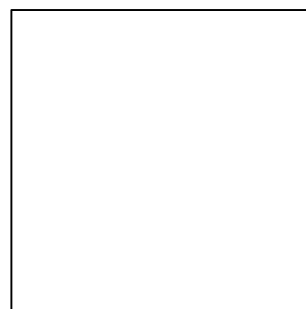
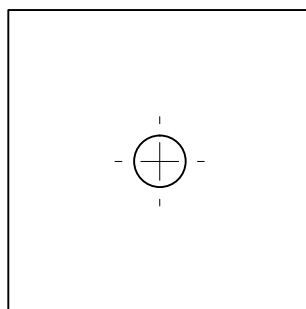
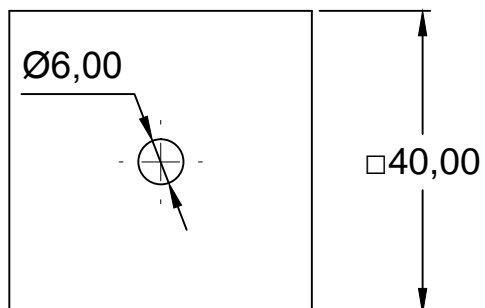
1:1

FECHA

AGOSTO  
2019







## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA HOMBRO 2**

PLANO:

**4**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

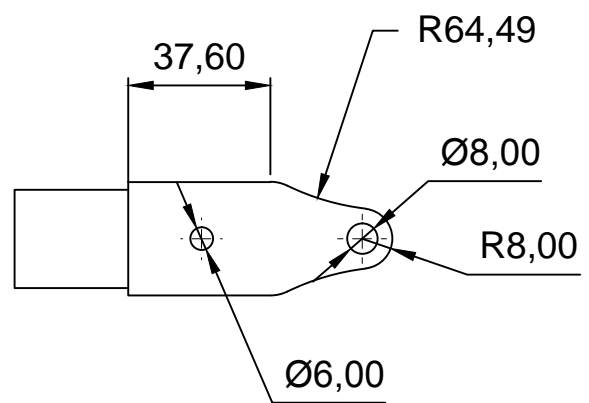
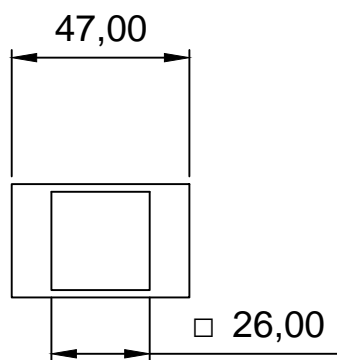
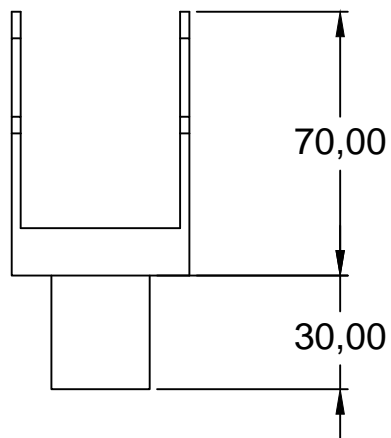
FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

ESCALA  
1:1

FECHA  
AGOSTO  
2019





## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA HOMBRO 3**

PLANO:

**5**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

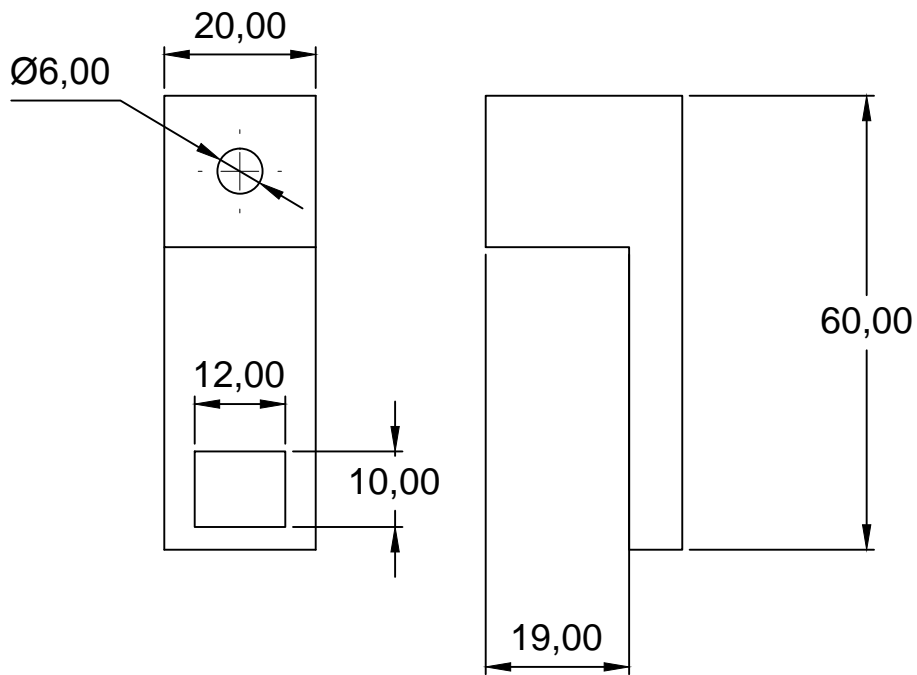
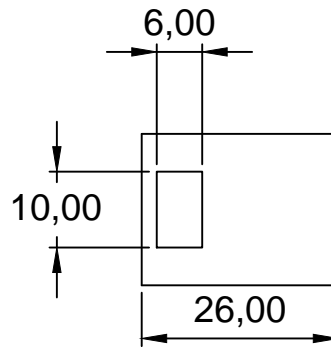
ESCALA

1:1

FECHA

AGOSTO  
2019





## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA POTENCIÓMETRO 1**

PLANO:

**6**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

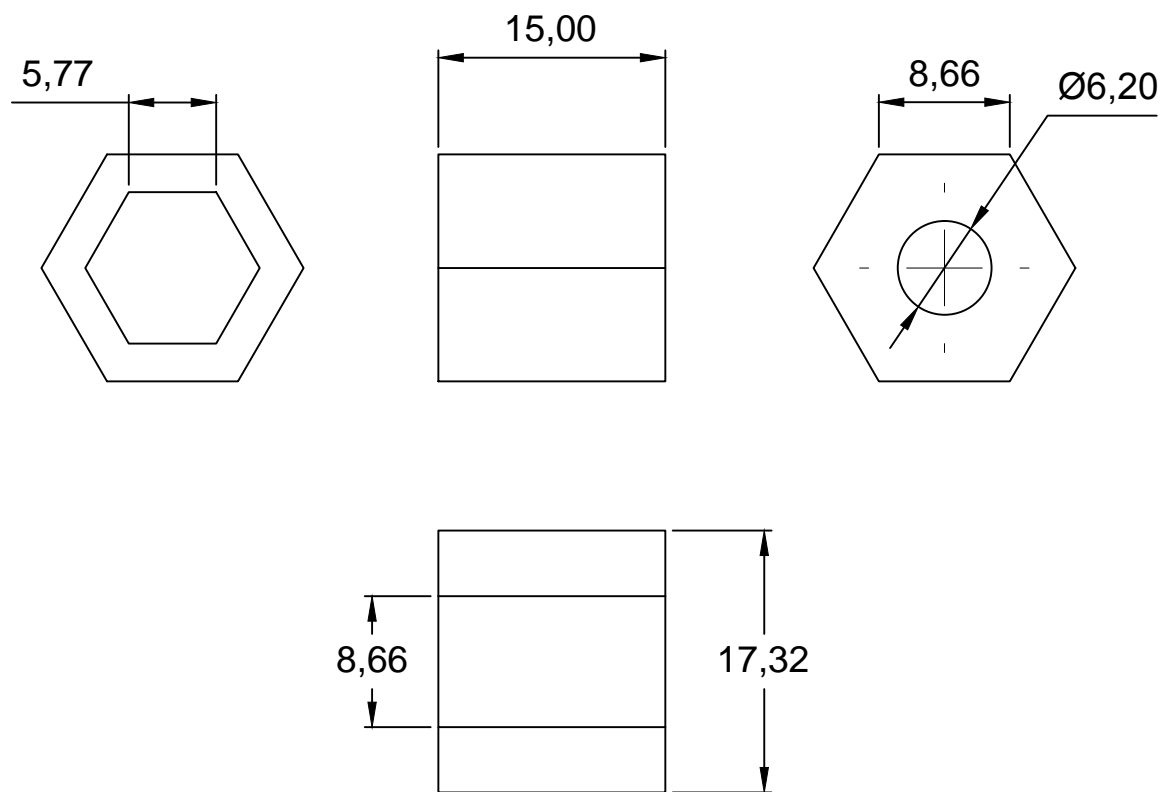
ESCALA

1:1

FECHA

AGOSTO  
2019





## TRABAJO FIN DE GRADO

Modelo de brazo humano sensorizado para el estudio de la interacción con robots

NOMBRE DE PLANO:

**PIEZA POTENCIÓMETRO 2**

PLANO:

**7**

REALIZADO POR:

JOSE A. FIGUEROLA PALACIOS

FIRMADO:

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

ESCALA

1:1

FECHA

AGOSTO  
2019

