



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN

**“PROTOTIPO ANTROPOMÓRFICO REHABILITADOR DE
TOBILLO BASADO EN UN SISTEMA EMPOTRADO”**

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**LICENCIADO EN INGENIERÍA EN CIENCIAS DE LA
COMPUTACIÓN**

PRESENTA:

IVETH ANGELES HUERTA

ASESOR:

**DR. JOSÉ LUIS HERNÁNDEZ AMECA
DR. LUIS ENRIQUE COLMENARES GUILLEN**



AGOSTO 2019

DEDICATORIA:

La presente tesis está dedicada a Dios, por el don la vida, estoy infinitamente agradecida por tantas bendiciones recibidas desde el día que nací, gracias, por tanto.

A mis padres que con todo cariño, amor, apoyo, consejos y regaños hicieron un gran esfuerzo para que yo pudiera lograr mis sueños y me realizara como profesionista, gracias por hacer de mí una mejor persona con valores, carácter, perseverancia, coraje y empeño para seguir adelante y lograr todos mis objetivos profesionales y de vida.

A mis hermanos, a ti hermana por tus palabras, comprensión, apoyo y compañía, y en especial a ti hermano que, aunque ya no estés físicamente con nosotros te llevo siempre en mi corazón y en mis pensamientos, esto es por ti y para ti, sé que te habría gustado verme titulada y que estarías feliz por mí.

A mis hijas y esposo que son la razón que me impulsa a ser mejor, gracias mis niñas por su cariño y amor incondicional, sincero y puro, las amo.

En ustedes encontré lo más hermoso de esta vida, el ser madre, amiga y esposa. Gracias por su apoyo.

A mis familiares, amigos y profesores, que también son parte de mi desarrollo, quiero agradecerles el amor, cariño, consejos durante mi formación académica, influyeron con sus lecciones y experiencias en formarme como una persona de bien, preparada para los retos a enfrentar.

A TODOS ELLOS DEDICO ESTA TESIS.

DIVULGACIÓN CIENTÍFICA

Participación en el **IX CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGIA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD, “GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”**, Titulado **“PROTOTIPO ANTROPOMÓRFICO REHABILITADOR DE TOBILLO BASADO EN UN SISTEMA EMPOTRADO”** presentado el pasado 14,15 Y 16 de junio de 2018, en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.[24]

Autores:

José Luis Hernández Ameca, Elsa Chavira Martínez, Gregorio Trinidad García, Iveth Angeles Huerta, María del Carmen Báez Salazar, Cinthya Karla Saldaña Escalona.

ÍNDICE

Resumen

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 Descripción del problema.....	1
1.1.1 Incidencias y particularidades del esguince de tobillo.....	2
1.1.2 Terapias de rehabilitación.....	4
1.2 Objetivos generales y específicos.....	5
1.3 Organización de la Tesis.....	6

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1 Esguince de Tobillo.....	9
2.1.1 Tipos de esguince de tobillo.....	11
2.1.2 Causas de Esguince de tobillo.....	12
2.1.3 Tratamientos fisioterapéuticos para rehabilitación de tobillo.....	13
2.2 Fuerza.....	15
2.3 Potencia.....	16
2.4 Torque.....	16
2.5 Velocidad angular.....	16
2.6 Servomotor.....	19
2.7 Sistema empotrado o Embebido.....	20
2.8 DriverPCA9685.....	21
2.9 Batería tipo LiPo.....	22
2.10 Maquina de Estados.....	23
2.11 Sistema de Control Proporcional.....	25

CAPÍTULO 3. DISEÑO DEL SISTEMA

3.1 Condiciones de control.....	28
3.1.1 Objetivo de Prototipo.....	28
3.2 Condiciones para cada movimiento y Maquina de Estados.....	29
3.3 Diseño electrónico.....	31
3.4 Diseño estructural.....	34

CAPÍTULO 4. ETAPAS DE IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON USUARIOS

4.1 Control de dispositivos electrónicos mediante software.....	38
4.1.1 Control de un servomotor.....	38
4.1.2 Control de cuatro servomotores y acondicionamiento de etapa de potencia.....	39
4.2 Ensamblado de estructura física del prototipo.....	41
4.2.1 Implementación estructural del prototipo.....	41
4.2.2 Implementación de soporte para circuitos electrónicos.....	43
4.2.3 Adaptación de servomotores.....	45
4.2.4 Unión de los sistemas hardware y software, en la estructura del prototipo.....	46
4.3 Pruebas de funcionamiento con usuarios.....	49
4.3.1 Prueba 1 (colocación de prototipo).....	49
4.3.2 Prueba 2 (caracterización de movimientos).....	49
4.3.3 Prueba 3 (Desgaste de motores y baterías)	50

CAPÍTULO 5. RESULTADOS, CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

5.1 Resultados.....52

5.2 Conclusiones.....58

5.3 Trabajo futuro.....58

Bibliografía

RESUMEN

La presente tesis tiene el objetivo de diseñar e implementar un Prototipo Antropomórfico Rehabilitador de Tobillo Basado en un Sistema Empotrado. El sistema que se propone se conforma de: componentes mecánicos, electrónica de control y de software, los cuales dan funcionalidad al prototipo.

Se utilizaron técnicas para el diseño de circuitos eléctricos, se propuso un diagrama de flujo de datos y se realizó un análisis de componentes mecánicos.

Las pruebas de funcionamiento del sistema se realizaron en usuarios que no presentaban lesiones en el tobillo, con la finalidad de observar el funcionamiento óptimo del prototipo. El rehabilitador funciona de la siguiente manera: se transmitió fuerza mediante motores a sensores que permitieron generar movilidad al tobillo de un usuario lográndose la flexión, dorsiflexión, eversión e inversión plantar. Los movimientos realizados cumplieron con dos funciones específicas: estiramientos controlados y posición, ya que con esto se planteó el uso del sistema para realizar ejercicios de contracción muscular isométrica en diferentes ángulos del pie.

Como trabajo futuro se plantea trabajar con médicos especialistas en fisioterapia, realizar pruebas con pacientes reales y realizar los cambios convenientes al diseño actual.

Capítulo

1

INTRODUCCIÓN

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 Descripción del problema

Un esguince de tobillo hace referencia a un desgarro muscular de los ligamentos. El esguince de tobillo más común ocurre en la parte lateral o externa. Se trata de una lesión sumamente común que afecta a muchas personas durante una amplia variedad de actividades. Puede ocurrir en el contexto de una fractura de tobillo (es decir, cuando los huesos del tobillo también se quiebran). No obstante, es más común que ocurra de manera aislada.

El síntoma principal que presentan los pacientes al sufrir un esguince de tobillo es dolor, por lo general, esto ocurre debido a una lesión por inversión, que significa que el pie gira por debajo del tobillo o la pierna. Ocurre comúnmente cuando se practican deportes. Los pacientes se quejan de dolor en la parte externa del tobillo y se presentan varios grados de hinchazón y hemorragia debajo de la piel (es decir, aparecen hematomas). Técnicamente, estos hematomas son conocidos como equimosis. Dependiendo de la gravedad del esguince, una persona podrá o no soportar peso con el pie.

Los deportes que presentan mayor incidencia en esta lesión son, el baloncesto y deportes que implican saltos, en las que un deportista puede caer y doblarse el tobillo o pisar el pie de un oponente.

Algunas personas están predispuestas a los esguinces de tobillo. En las personas con retropié varo, que significa que la naturaleza general o postura de los talones está orientada ligeramente hacia el interior, estas lesiones son comunes. Esto se debe a que es más fácil girar el tobillo hacia afuera.

En las personas que sufrieron un esguince grave previamente, son más susceptibles a doblarse el tobillo y en consecuencia sufrir otro esguince. Por lo tanto, uno de los factores de riesgo del esguince de tobillo es la inestabilidad. Las personas que tienen músculos débiles, en especial los que se denominan peronéos, que se extienden a lo largo del exterior del tobillo, pueden estar predispuestas [1].

1.1.1 Incidencias y particularidades del esguince de tobillo

Los trastornos musculo-esqueléticos comprenden, según el National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), un conjunto de lesiones y síntomas que afectan al sistema osteomuscular y a sus estructuras asociadas, es decir, huesos, músculos, articulaciones, tendones, ligamentos, nervios y sistema circulatorio.

Consideramos los Trastornos Musculo Esqueléticos (TME) de origen laboral aquellos que son inducidos o agravados por el trabajo que se realiza y las condiciones en que se desarrolla. Estos pueden ser ocasionados:

- Por esfuerzos súbitos, provocando accidentes laborales.
- Por esfuerzos repetitivos, provocando enfermedades profesionales.

Los TME provocados por esfuerzos súbitos son de carácter accidental por sobreesfuerzos y producen lesiones tales como esguinces, torceduras, dislocaciones y fracturas. Algunos de los condicionantes de las bajas por sobreesfuerzos físicos son las malas posturas, los intentos de levantar un peso desproporcionado o la falta de condiciones ergonómicas.

El Trastorno por Trauma Acumulativo (TTA) es el resultado de la exposición repetitiva a cargas, tanto de intensidad leve como elevada, a lo largo de un período de tiempo prolongado.

El dolor es el síntoma más frecuente y muchas veces es de la única forma que se manifiesta. No obstante, puede aparecer hinchazón, fatiga, pérdida de fuerza, limitación de la movilidad, hormigueos e incluso pérdida de sensibilidad.

La aparición de estos síntomas acostumbra a ser gradual, inicialmente suelen ser leves y transitorios, pero evolucionan de manera desfavorable si no se detectan precozmente y se aplican las medidas adecuadas.

En cuanto a los efectos sobre la salud, pueden desembocar en incomodidad, molestias o dolor, el cual puede ser precursor de daños más severos, o ser un síntoma de la enfermedad misma. Así pues, abarca todo tipo de dolencias, desde molestias leves hasta lesiones irreversibles e incapacitantes, que pueden obligar a solicitar la baja laboral o incluso a recibir tratamiento médico, afectando a la calidad de vida y al rendimiento en la ejecución del trabajo [2].

De acuerdo a los datos estadísticos del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), se muestra el número de hombres y mujeres que a nivel nacional han sufrido, luxaciones, esguinces y desgarros. Este tipo de accidentes representan el segundo lugar de incidencia solo por debajo de los accidentes causados por traumatismos superficiales.

En el año 2014 se reportaron 61,282 hombres y 36,214 mujeres, en 2015 la estadística fue de 65,595 hombres y 42,167 mujeres y en 2016 la incidencia fue de 59,337 hombres y 38,282 mujeres [3].

A pesar de que este tipo de lesión presenta un alto grado de incidencias, actualmente no existe en el mercado una herramienta que apoye al tratamiento de rehabilitación para el esguince de tobillo, por lo cual nos encontramos ante un amplio abanico de posibilidades en el ramo de la ciencia aplicada a la salud.

1.1.2 Terapias de rehabilitación

Cuando se habla del término rehabilitación se hace referencia a tres niveles de atención médica. El primer nivel corresponde a la prevención, el segundo al diagnóstico y tratamiento y el tercero hace referencia exclusivamente a un proceso de rehabilitación

El proceso de la rehabilitación física se encarga de recuperar al máximo las capacidades del individuo que ha sufrido alguna lesión o enfermedad y reincorporar al paciente a sus actividades de la vida diaria. Esto es lo que hace un Médico en Rehabilitación o Fisiatra, trabaja con un equipo multidisciplinario conformado por un grupo de médicos de diversas especialidades que analizan el caso clínico y determinan cuál es el mejor tratamiento para el paciente, y lo canalizan al área de Terapia Física y Rehabilitación correspondiente.

Es importante hacer saber que el terapeuta físico o fisioterapeuta debe estar en comunicación con el medico fisiatra o el especialista, para poder llevar un buen control de la evolución del paciente, así como del tratamiento o cambios que se vayan dando durante el transcurso de las sesiones prescritas por el médico.

Los ejercicios de rehabilitación son esenciales para asegurar que el tobillo sane por completo y para que no ocurra una nueva lesión. Cabe mencionar que el tipo de ejercicios y el tiempo de rehabilitación dependerán del fisioterapeuta [4].

En esta tesis se propone apoyar el proceso de rehabilitación de pacientes que han sufrido esguince de tobillo, mediante el diseño, implementación y puesta en marcha de un prototipo antropomórfico rehabilitador de tobillo basado en un sistema empotrado. Este trabajo se basa en tecnologías de la robótica y la computación para la construcción y control del dispositivo, optimizando la aplicación de ejercicios físicos en el paciente.

Se propone que mediante este prototipo el fisioterapeuta complemente en un menor tiempo la terapia de recuperación y el paciente vuelva a desempeñar sus funciones cotidianas mejorando su calidad de vida.

El diseño de este rehabilitador pasivo involucra utilizar un software adecuado tanto para la simulación del prototipo como para el sistema de movilidad que se tendrá a partir de procesos fisioterapéuticos ya establecidos, estos procesos permitirán la rehabilitación del pie.

1.2 Objetivos generales y específicos

Objetivo general

Diseñar, implementar y evaluar un prototipo antropomórfico rehabilitador de tobillo basado en un sistema empotrado.

Objetivos específicos

- ☐ Investigar sobre diseño y funcionamiento de prototipos similares.
- ☐ Determinar los movimientos requeridos para la rehabilitación de tobillo.
- ☐ Desarrollo de la metodología de prototipado evolutivo del rehabilitador de tobillo
- ☐ Diseñar la etapa mecánica, electrónica y software del prototipo.
- ☐ Implementar físicamente el prototipo.
- ☐ Realizar pruebas de funcionamiento del prototipo.
- ☐ Publicar los resultados obtenidos.

1.3 Organización de la tesis

Capítulo 1. En este capítulo se presenta la problemática que padecen los pacientes de esguince de tobillo, se describen las características generales sobre el proceso de rehabilitación y se hace la propuesta de investigación que consta en diseñar, implementar y evaluar un prototipo que ayude al fisioterapeuta a complementar dicho proceso de rehabilitación.

A partir del capítulo dos se desarrolla la metodología de prototipado evolutivo para el prototipo, en este segundo capítulo las etapas a desarrollar son investigación preliminar, análisis y especificación.

Capítulo 2. Se redactan los conceptos necesarios para contextualizar los términos que se emplean durante la redacción de esta tesis, como la rehabilitación de esguince de tobillo, los tipos de esguince, las causas que lo originan, tratamientos, conceptos electrónicos y físicos.

Continuando con el desarrollo de la metodología de prototipado evolutivo, en el capítulo tres las etapas que se desarrollan son diseño y construcción del prototipo inicial, la evaluación de verificación y requerimientos, modificación del prototipo, el diseño técnico que es el diseño detallado del prototipo, programación y mantención del prototipo.

Capítulo 3. En este capítulo se describen las etapas del diseño, en base al proceso de rehabilitación del tobillo. Se describe el diseño mecánico, electrónico y máquina de estados del prototipo.

Siguiendo la metodología de prototipado evolutivo, en el capítulo cuatro se desarrolla la etapa de programación y pruebas de funcionamiento del prototipo.

Capítulo 4. Se redactan las etapas de construcción y las pruebas de funcionamiento, que nos permitieron evaluar al prototipo.

Finalmente se realiza la operación y mantenimiento del prototipo continuando con la metodología de prototipado evolutivo.

Capítulo 5: En este último capítulo se muestran los resultados obtenidos de las pruebas de funcionamiento, así como las características y limitaciones del sistema. También se muestran las conclusiones y las propuestas para seguir mejorando este trabajo.

Capítulo

2

MARCO TEÓRICO

CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1 Esguince de tobillo

Los esguinces y en ocasiones las roturas de ligamentos, son la consecuencia directa de sobrepasar los límites de amplitud de la movilidad de nuestras articulaciones.

El tobillo se lesiona con frecuencia en actividades diarias laborales, deportivas y recreativas. Los esguinces del tobillo resultan del desplazamiento hacia dentro o hacia fuera del pie, distendiendo o rompiendo los ligamentos de la cara interna o externa del tobillo. El dolor de un esguince de tobillo es intenso y con frecuencia impide que el individuo pueda trabajar o practicar deporte durante un periodo variable de tiempo [5].

En la anatomía de pie hay varios ligamentos en el tobillo. Los ligamentos, en general, son las estructuras que conectan hueso con hueso. Los tendones, por otra parte, conectan músculo con hueso y permiten que esos músculos ejerzan fuerza. En el caso de un esguince de tobillo, hay varios ligamentos que normalmente resultan afectados. Los dos más importantes son los siguientes:

1. El Ligamento Talofibular Anterior (LTFA), que conecta el astrágalo con el peroné en la parte externa del tobillo.
2. El Ligamento Calcáneo Fibular (LCF), que conecta el peroné con el calcáneo inferior.
3. Por último, existe un tercer ligamento que normalmente no se desgarrar. Se extiende en mayor medida por la parte posterior del tobillo y se denomina Ligamento Talofibular Posterior (LTFP).

Estos deben ser diferenciados de los llamados ligamentos del esguince de tobillo superior, que son totalmente diferentes y se ubican en una zona más arriba en la pierna. [6] Los ligamentos LTFA, LCF y LTFP se muestran en la figura 1.

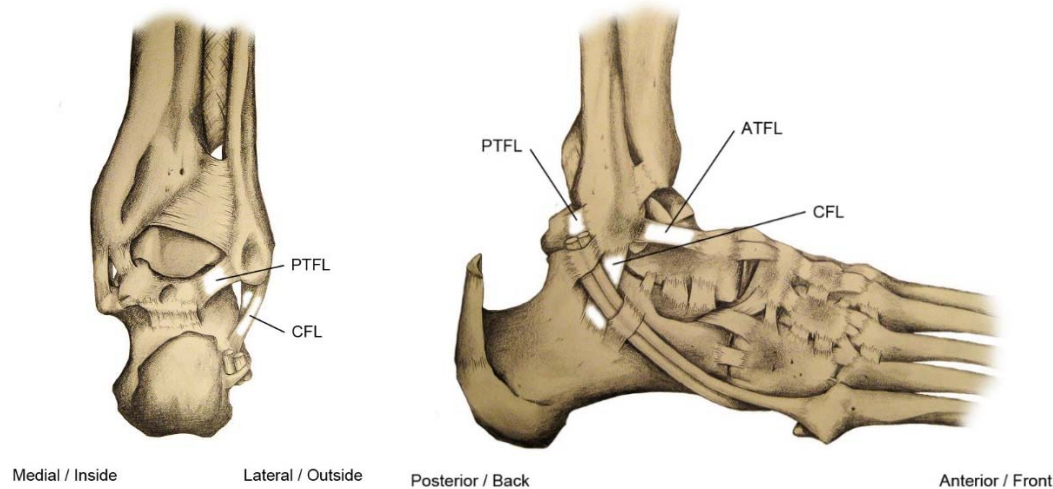


Fig. 1. Principales ligamentos afectados en el esguince del tobillo.

Los ligamentos ayudan a estabilizar las articulaciones evitando el movimiento excesivo. El esguince de tobillo se produce cuando se fuerzan los ligamentos más allá de su amplitud normal de movimiento. La mayoría de los esguinces de tobillo suponen lesiones a los ligamentos en el lado externo del tobillo.

Los signos y síntomas de un esguince de tobillo varían según la gravedad de la lesión, algunos de ellos son:

- ☐ Dolor, cuando el pie afectado soporta un sobrepeso
- ☐ Dolor ligero al tocar el tobillo
- ☐ Hinchazón
- ☐ Hematomas
- ☐ Amplitud de movimiento limitada

- Inestabilidad en el tobillo
- Sonido o sensación de chasquido al momento de la lesión [6].

2.1.1 Tipos de esguince de tobillo

Existen tres grados de esguince de tobillo que se mencionan a continuación:

- Grado I. Los ligamentos se estiran, es una lesión leve que puede mejorar un poco de estiramiento suave.
- Grado II. Los ligamentos están parcialmente desgarrados, posiblemente se necesite usar una férula o un yeso.
- Grado III. Los ligamentos están totalmente desgarrados, es probable que necesite cirugía para esta lesión grave.

Los 2 últimos tipos de esguinces con frecuencia están asociados con un desgarro de vasos sanguíneos pequeños, esto permite que la sangre se filtre a los tejidos y cause una coloración negra y azul en la zona. Es posible que la sangre no aparezca durante varios días, la mayoría de las veces se absorbe desde los tejidos al cabo de 2 semanas.

Si el esguince es más grave, el paciente puede sentir dolor fuerte y tener mucha inflamación, que no sea capaz de caminar o que al caminar le resulte doloroso.

Algunos esguinces de tobillo pueden volverse crónicos (de larga duración). Si esto sucede, el tobillo puede seguir presentando dolor e hinchazón, estando débil o doblándose fácilmente [7].

2.1.2 Causas de esguince de tobillo

Como se mencionó anteriormente, se dice que cuando se fuerza el tobillo fuera de su posición normal se produce un esguince, lo que puede provocar que uno o más de los ligamentos del tobillo se estiren o se desgarran en forma total o parcial.

Las causas de un esguince de tobillo pueden comprender:

- Una caída que provoca la lesión del tobillo
- Caer mal en un pie después de saltar o de girar
- Caminar o hacer ejercicio sobre una superficie irregular
- Lesión causada por una fuerza externa al pie durante una actividad deportiva

Algunos factores que aumentan el riesgo de un esguince de tobillo son:

- **Práctica de deportes.** Los esguinces de tobillo son lesiones deportivas frecuentes, en especial, en deportes que requieren saltar, cambiar de dirección rápidamente o estirar o torcer los pies, como básquetbol, tenis, fútbol americano, fútbol y correr fuera de pista.
- **Superficies irregulares.** Caminar o correr en superficies irregulares o en un campo en malas condiciones puede aumentar el riesgo de sufrir un esguince de tobillo.
- **Lesiones de tobillo anteriores.** Una vez que el tobillo se esguinza o sufre otro tipo de lesión, es más probable que se vuelva a esguinzar.

- **Estado físico deficiente.** Si no tienes suficiente fuerza o flexibilidad en los tobillos, es posible que tengas un riesgo mayor de sufrir un esguince cuando practicas deportes.
- **Calzado inadecuado.** Los calzados que no se ajustan como corresponde o que no son adecuados para determinada actividad, así como los zapatos de taco alto en general, hacen que los tobillos sean más vulnerables a las lesiones [8].

2.1.3 Tratamientos fisioterapéuticos para rehabilitación de tobillo

Durante una exploración física, el médico examina el tobillo, el pie y la parte inferior de la pierna. El médico palpa la piel que rodea la lesión en busca de puntos de dolor ligero y moverá el pie tanto para verificar la amplitud de movimiento como para determinar qué posiciones producen malestar o dolor.

Si la lesión es grave, el médico recomendará una o más de las siguientes exploraciones por imágenes para descartar un hueso fracturado o evaluar más detalladamente la extensión del daño en los ligamentos:

- **Radiografías.** Durante una radiografía, una cantidad pequeña de radiación atraviesa el cuerpo para producir imágenes de los huesos del tobillo. Esta prueba es útil para descartar fracturas de los huesos.
- **Imágenes por resonancia magnética (RM).** La resonancia magnética utiliza ondas de radio y un potente campo magnético para producir imágenes transversales o tridimensionales detalladas de las estructuras internas blandas del tobillo, como los ligamentos.

- **Tomografía computarizada (TC).** Las tomografías computarizadas pueden revelar más detalles sobre los huesos de la articulación. Una exploración por tomografía computarizada toma radiografías de varios ángulos diferentes y las combina para crear imágenes tridimensionales.
- **Ecografía.** Una ecografía utiliza ondas de radio para producir imágenes en tiempo real. Estas imágenes pueden ayudar al médico a evaluar el estado de un ligamento o tendón cuando el pie se encuentra en distintas posiciones.

El tratamiento para el esguince de tobillo depende de la gravedad de la lesión. Los objetivos del tratamiento son reducir el dolor y la inflamación, favorecer la curación del ligamento y recuperar el funcionamiento del tobillo. Para las lesiones graves, es posible que se canalice a un especialista en lesiones musculo esqueléticas, como un cirujano ortopédico o un médico que se especialice en medicina física y rehabilitación.

Para el cuidado personal del esguince de tobillo, se usa el enfoque Reposo, Hielo, Compresión y Elevación los primeros dos o tres días. Por sus siglas en ingles Rest, Ice, Compression and Elevation (R.I.C.E.):

- **Reposo.** Evitar actividades que provoquen dolor, hinchazón o molestia.
- **Hielo.** Usar una compresa de hielo o sumergir la zona afectada en agua helada durante 15 a 20 minutos y repetir el proceso cada 2 o 3 horas.
- **Compresión.** Para ayudar a detener la hinchazón, se comprime el tobillo con una venda elástica hasta que la hinchazón se detenga. No ajusta demasiado la venda para no dificultar la circulación. Se empieza a colocar la venda desde el extremo más lejano del corazón.
- **Elevación.** Para reducir la hinchazón, se levanta el tobillo por encima del nivel del corazón, especialmente por la noche. La gravedad ayuda a reducir la hinchazón al drenar el exceso de fluidos.

Una vez que baja la inflamación y se reduce el dolor lo suficiente como para volver a ponerte en movimiento, el médico pedirá comenzar a hacer una serie de ejercicios para restablecer la amplitud de movimiento, fuerza, flexibilidad y estabilidad del tobillo. El médico o un fisioterapeuta explicará el método adecuado y la progresión de los ejercicios [8].

2.2 Fuerza

La palabra proviene del latín *Fortiá*. La fuerza es la capacidad para realizar un trabajo físico o un movimiento, así como también la potencia o esfuerzo para sostener un cuerpo o resistir un empuje.

En el campo de la física, la fuerza es una magnitud vectorial, y es toda causa capaz de cambiar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo. La fuerza que actúa sobre un objeto de masa m es igual a la variación del momento lineal (o cantidad de movimiento) de dicho objeto respecto del tiempo. La unidad de fuerza en el Sistema Internacional (SI) es el newton (N). El concepto de fuerza se suele explicar matemáticamente en términos de las tres leyes del movimiento de Newton.

En una fuerza pueden tenerse en cuenta diferentes rasgos determinantes: el punto de aplicación (punto del cuerpo sobre el que se ejerce la fuerza); la dirección (recta sobre la que la fuerza induce a moverse al cuerpo); el sentido (orientación de la fuerza) y la intensidad (medida de la fuerza respecto a una unitaria establecida)[9].

2.3 Potencia

La potencia indica la rapidez con que puede trabajar el motor. La potencia máxima es el mayor número obtenido de multiplicar el torque del motor por la velocidad de giro en que lo genera. *Potencia = Torque x velocidad angular* [10].

2.4 Torque

El torque es la fuerza que producen los cuerpos en rotación, recordemos que el motor produce fuerza en un eje que se encuentra girando.

Mientras mayor sea el torque máximo de un motor, más fuerte éste es. Esto es interesante al momento de comparar motores ya que sin importar el tamaño, el tipo, el sistema de encendido ó el de inyección, un motor tendrá más fuerza que otro cuando su torque máximo sea mayor. El torque es la fuerza del motor ya que la entrega en forma de giro [10].

2.5 Velocidad angular

La velocidad angular es una medida de la velocidad de rotación. Se define como el ángulo girado por una unidad de tiempo y se designa mediante la letra griega ω . Su unidad en el Sistema Internacional es el radián por segundo (rad/s).

Aunque se la define para el movimiento de rotación del sólido rígido, también se la emplea en la cinemática de la partícula o punto material, especialmente cuando esta se mueve sobre una trayectoria cerrada (circular, elíptica, etc.).

La velocidad angular (ω) es el arco recorrido (θ), expresado en radianes por unidad de tiempo.

Por norma general, se calcula puntualmente mediante los límites en cada uno de los instantes. La velocidad angular en el instante (t_0) es:

$$\omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \lim_{t \rightarrow t_0} \frac{\theta_{t_0} - \theta_t}{t_0 - t}$$

siendo θ_0 el ángulo en el instante t_0 y θ_t el ángulo en el instante t

En el movimiento circular uniforme y el movimiento circular uniformemente acelerado existen fórmulas que generalizan la velocidad angular.

La velocidad angular se expresa en radianes/segundos (*rad/s*) o también en mecánica suele expresarse en revoluciones por minuto (*r.p.m.*).

Velocidad angular como vector

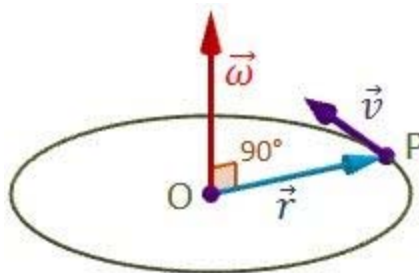


Fig. 2. Velocidad angular como vector

Para ello, se necesita conocer la posición del eje de giro. El vector estará sobre dicho eje. El módulo de vector velocidad angular será el de ω y el sentido coincidirá con el del avance de un tornillo, también conocido como la regla de la mano derecha. El vector ω será perpendicular al plano que contiene a los vectores r y el de la velocidad tangencial v .

Velocidad angular en el movimiento circular uniforme (MCU)

En el MCU, la velocidad angular se puede calcular a partir del período o la frecuencia, ya que el período y la frecuencia son constantes.

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi \cdot f$$

siendo T el periodo y f la frecuencia. La velocidad angular es constante.

Velocidad angular en el movimiento circular uniformemente acelerado (MCUA)

La velocidad angular en el movimiento circular uniformemente acelerado aumenta o disminuye linealmente cuando pasa una unidad del tiempo. Por lo tanto, podemos calcular la velocidad angular en el instante t como:

$$\omega = \omega_0 + \alpha t$$

siendo ω_0 la velocidad angular inicial, α la aceleración angular y t el tiempo.

El sentido de la aceleración angular α puede ser contrario al de la velocidad angular ω . Si la aceleración angular fuese negativa, sería un caso de movimiento circular uniformemente retardado [11].

2.6 Servomotor

Es un dispositivo similar a un motor de corriente continua que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición.

El servomotor es un motor eléctrico, lleva incorporado un sistema de regulación que puede ser controlado tanto en velocidad como en posición.

Es posible modificar un servomotor para obtener un motor de corriente continua que, si bien ya no tiene la capacidad de control del servo, conserva la fuerza, velocidad y baja inercia que caracteriza a estos dispositivos.

En otras palabras, un servomotor es un motor especial al que se ha añadido un sistema de control (tarjeta electrónica), un potenciómetro y un conjunto de engranajes.

Los servomotores hacen uso de la modulación por ancho de pulsos, por sus siglas en ingles pulse-width modulation (PWM) para controlar la dirección o posición de los motores de corriente continúa. La mayoría trabaja en la frecuencia de los 50 Hertz, así las señales PWM tendrán un periodo de veinte milisegundos. La electrónica dentro del servomotor responderá al ancho de la señal modulada [12].

2.7 Sistema Empotrado o Embebido

Es un sistema diseñado para realizar funciones específicas, frecuentemente en un sistema de cómputo en tiempo real, están diseñados para cubrir un amplio rango de necesidades [13].

Un sistema empotrado es un sistema informático de uso específico que está encapsulado totalmente por el dispositivo que controla. Los sistemas empotrados constituyen un sistema computacional fruto de la combinación de hardware y software. Esta combinación tiene como misión llevar a cabo una funcionalidad o un conjunto de funcionalidades determinadas. Se denominan empotrados porque normalmente forman parte de un sistema completo o con funcionalidades más generales [14].

En este caso utilizamos el ATMEGA328P, a continuación, en la figura 3 se muestra más a detalle el diagrama de pines.

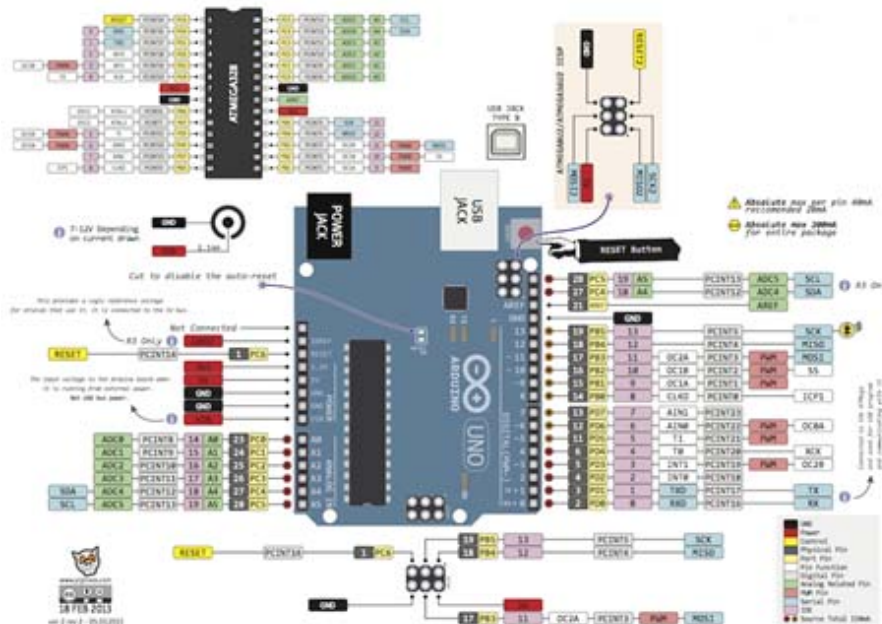


Fig. 3. Especificacion de componentes ATMEGA328P [15].

2.8 Driver PCA9685

El PCA9685 es un controlador LED de 16 canales controlado por un bus I²C optimizado para LCD. Aplicaciones de retroiluminación en rojo/verde/azul/ ámbar (RGBA). Cada salida de LED tiene su resolución de 12 bits propia (4096 pasos) controlador PWM individual de frecuencia fija que funciona a una frecuencia programable de 40Hz a 1000 Hz con un ciclo de trabajo que es ajustable del 0% al 100% para permitir que el LED se configure en un valor de brillo específico. Todas las salidas están configuradas en la misma frecuencia PWM como se muestra a continuación en las figuras 4 y 5.

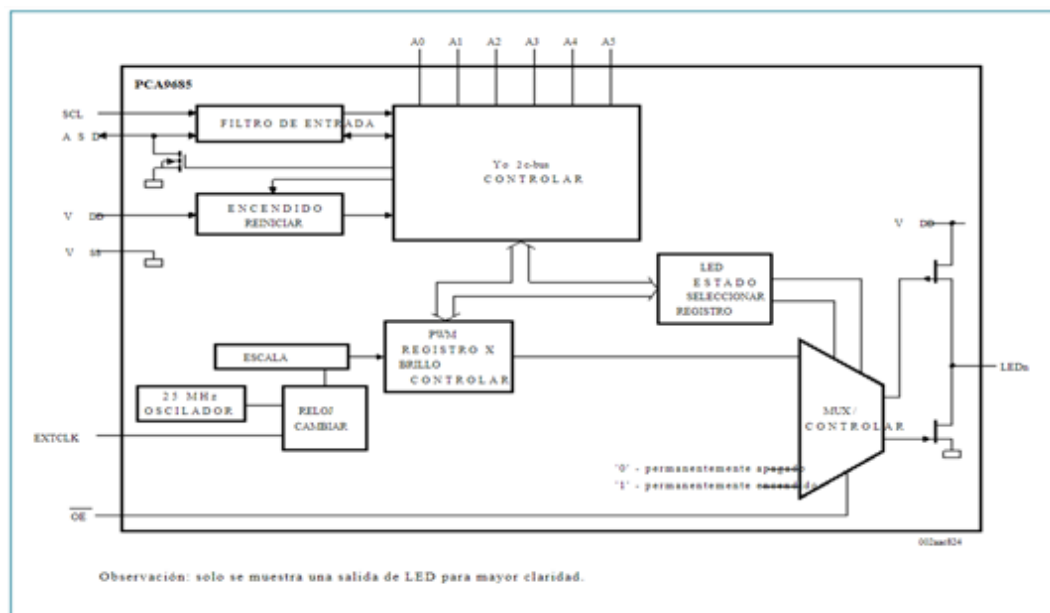


Fig. 4. Diagrama de bloques de PCA9685 [16].

Fijación

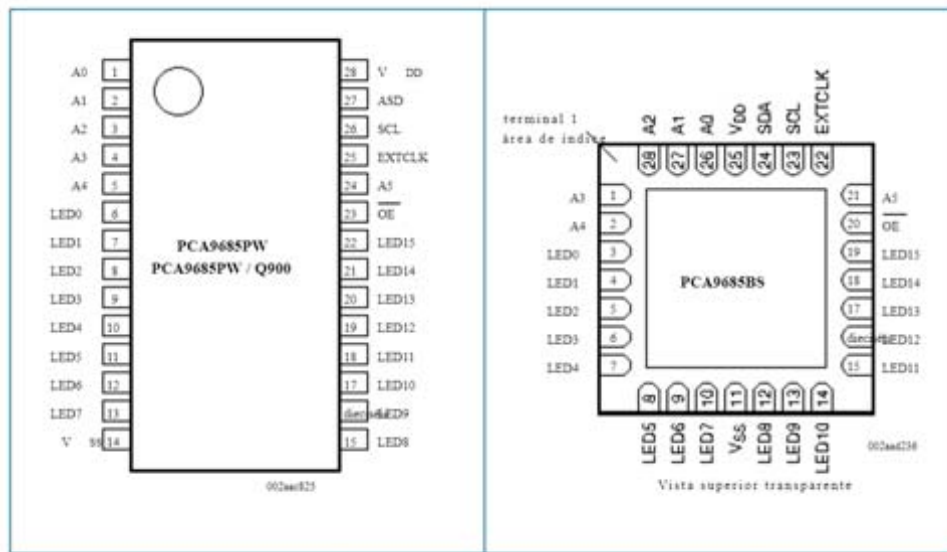


Fig. 5. Configuración de pines [16].

2.9 Batería tipo LiPo

Esta es una batería de Polímero de Litio, comúnmente llamada batería de LiPo, es un tipo de batería recargables que suelen utilizar los sistemas eléctricos de radiocontrol. Tienen la mejor relación entre capacidad, peso, volumen y tensión. La fotografía se la batería se presenta en la figura 6 [17].



Fig. 6. Bateria, tipo LiPo 1.0 AH 7.4V Turnigy 1000mAh

2.10 Máquina de Estados

Una Máquina de Estado Finito o Autómata Finito es una abstracción computacional que describe el comportamiento de un sistema reactivo mediante un número determinado de estados y un número determinado de transiciones entre dichos estados.

Las transiciones de un estado a otro se generan en respuesta a eventos de entrada externos e internos; a su vez estas transiciones y/o subsecuentes estados pueden generar otros eventos de salida. Esta dependencia de las acciones del sistema a los eventos de entrada hace que las Máquinas de Estado Finito (MEF) sean una herramienta adecuada para el diseño de Sistemas Reactivos y la Programación Conducida por Eventos. Lo cual corresponde adecuadamente al comportamiento de un sistema embebido.

Las MEF se describen gráficamente mediante los llamados Diagramas de Estado Finito (DEF), llamados también Diagramas de Transición de Estados [18].

Máquina de Estados Finitos

Los Autómatas se caracterizan por tener un Estado inicial, reciben una cadena de símbolos, cambian de estado por cada elemento leído o pueden permanecer en el mismo estado. También tienen un conjunto de Estados Finales o Aceptables que nos indican si una cadena pertenece al lenguaje al final de una lectura [19].

Un diagrama de estados se compone de 2 elementos principales: Estados y Transiciones, los cuales se definen a continuación.

Estados

Un estado representa el comportamiento de un elemento que hace algo durante cierto tiempo.

Representaremos los estados con círculos. Y si queremos especificar lo que se hace mientras nos encontremos dentro de ese estado, lo haremos entre llaves.

Transición

Una transición es el paso de un estado de origen a otro de destino. Tiene siempre asociada una condición y puede requerir la ejecución de alguna acción.

Representaremos las transiciones con una flecha a la que añadiremos una línea horizontal. La flecha va del estado de origen al estado destino de la transición. Encima de esa línea colocaremos la condición que desencadena la transición. Debajo de la línea colocaremos las acciones que queremos que se ejecuten en cada transición. Las acciones que asociamos a una transición se ejecutan solo una vez al principio del estado de destino. Las acciones que asociamos a un estado se ejecutan siempre que permanezcamos en ese estado

Punto de inicio

Además de estados y transiciones nos encontraremos siempre con un punto de inicio que señala cual es el estado inicial y si se tuvieran que ejecutar algunas acciones al entrar por primera vez en ese estado. El punto de inicio lo representaremos con un círculo.

Punto de fin

Opcionalmente nos podemos encontrar con otro círculo, que representa el final de la ejecución de la máquina de estados [20].

2.11 Sistema de Control Proporcional

Los elementos de un sistema de control en lazo abierto se pueden dividir en dos partes: el controlador y el proceso controlado como se muestra en la figura 8.

Una señal de entrada o comando r se aplica al controlador, cuya salida actúa como señal actuante u ; la señal actuante controla el proceso controlado de tal forma que la variable controlada y se desempeñe de acuerdo con estándares preestablecidos. En los casos simples, el controlador puede ser amplificador, unión mecánica, filtro, u otro elemento de control. En los casos más complejos, el controlador puede ser una computadora tal como un microprocesador. Debido a la simplicidad y economía de los sistemas de control en lazo abierto, se les encuentra en muchas aplicaciones no críticas [21].



Fig. 8. Diagrama de control en lazo abierto.

Características de un sistema control en lazo abierto:

- No se compara la salida del sistema con el valor deseado de la salida del sistema (referencia).
- Para cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación fijada.
- La exactitud de la salida del sistema depende de la calibración del controlador.
- En presencia de perturbaciones en estos sistemas de control no cumplen su función adecuadamente.
- El control en lazo abierto suele aparecer en dispositivos con control secuencial, en el que no hay una regulación de variables, sino que se realizan una serie de operaciones de una manera determinada. Esa secuencia de operaciones puede venir impuesta por eventos (event-driven) o por un tiempo (timedrive) [22].

Capítulo

3

DISEÑO DEL SISTEMA

CAPITULO 3. DISEÑO DEL SISTEMA

3.1 Condiciones de control

En esta tesis se presenta un diseño que pretende apoyar a los fisioterapeutas durante las terapias de movilidad, las cuales se enfocan en recuperar la amplitud de los movimientos del ligamento del tobillo. La propuesta se basa en energía eléctrica, se utilizan servomotores debido a que son controlables mediante un sistema empujado, también se utiliza un software para el diseño de un soporte para pie de un hombre adulto promedio, ya que de acuerdo a las estadísticas son más propensos a sufrir este tipo de lesión. El prototipo es capaz de emular los movimientos naturales del tobillo (dorsiflexión, plantarflexión, inversión y eversión) con una velocidad regulable, un alto grado de precisión, y el tiempo de trabajo está limitado por la duración de la batería.

3.1.1 Objetivo del prototipo

El objetivo del prototipo es realizar rutinas programadas de movimientos de tobillo (usando cuatro servomotores), contar con un soporte de sujeción ajustable para inmovilizar la rodilla del paciente (evitando afectar otros tejidos), y disponer de un espacio para el sistema de control. El dispositivo debe contar con una base para el pie del paciente con forma similar a la de una plantilla, dicho soporte requiere de puntos de agarre para sujetar 4 tensores (los cuales deben ser de un material resistente pero maleable) que transmitan los movimientos de los servomotores (alimentados por una batería tipo LiPo) hacia la base.

3.2 Condiciones para cada movimiento y Maquina de estados

El sistema empotrado se encarga de ejecutar el código, en la figura 9 se muestra el funcionamiento de la máquina de estados, donde a partir del estado inicial (R1), el cual mediante las condiciones de movimiento puede pasar a los estados (S1, R2, R3, R4).

Donde **a** pregunta si hay dolor, **b** pasa a realizar la rutina siguiente y **c** hace la rutina completa.

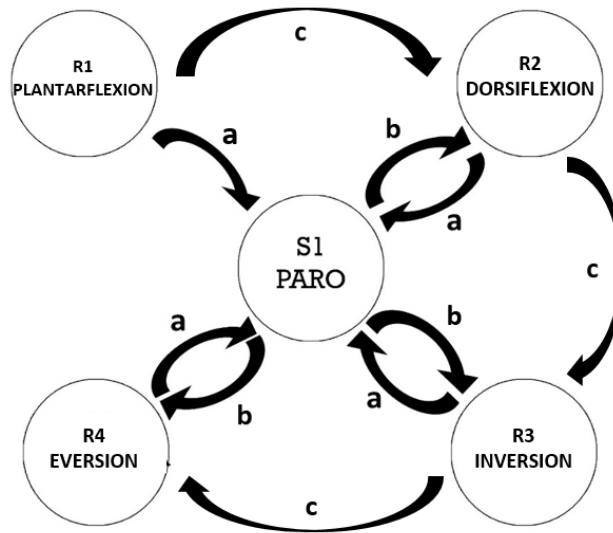


Fig.9. Máquina de Estados, para el control de movimientos.

En esta imagen se observa que cada motor realiza los movimientos: inversión, eversión, dorsiflexión y plantarflexión (que se muestran en la figura 10) las veces que el fisioterapeuta indique n , dependiendo la fase de recuperación en la que el paciente se encuentre, teniendo siempre la opción de salir (botón de FIN) del ciclo de repeticiones después de realizarse cada movimiento.

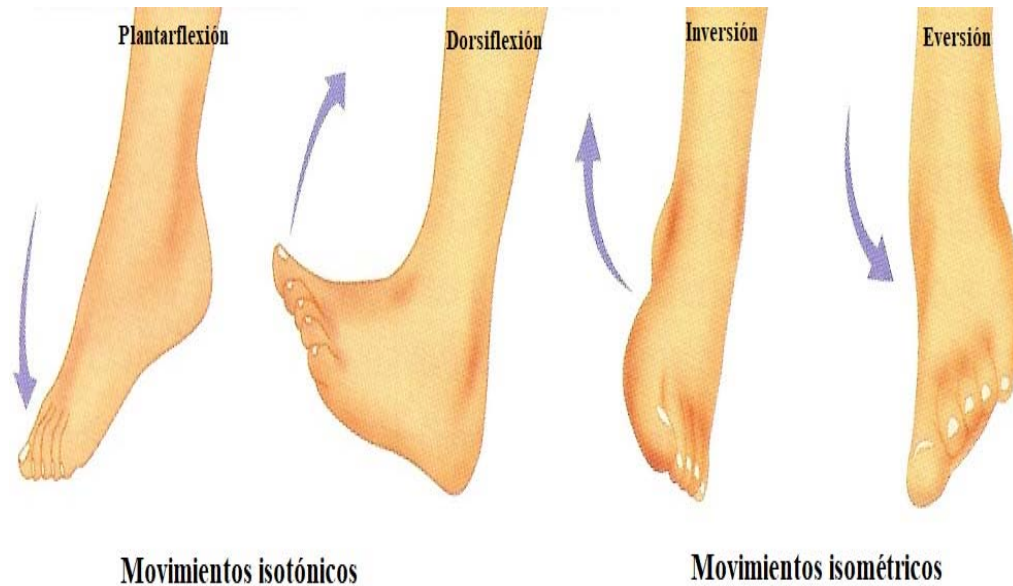


Fig.10. Movimientos de tobillo que emula el prototipo mediante cuatro servomotores [23].

3.3 Diseño electrónico

En la figura 11, se ilustra el diagrama eléctrico del sistema empotrado, etapa de potencia, 4 servomotores y batería de Polímero de Litio (LiPo).

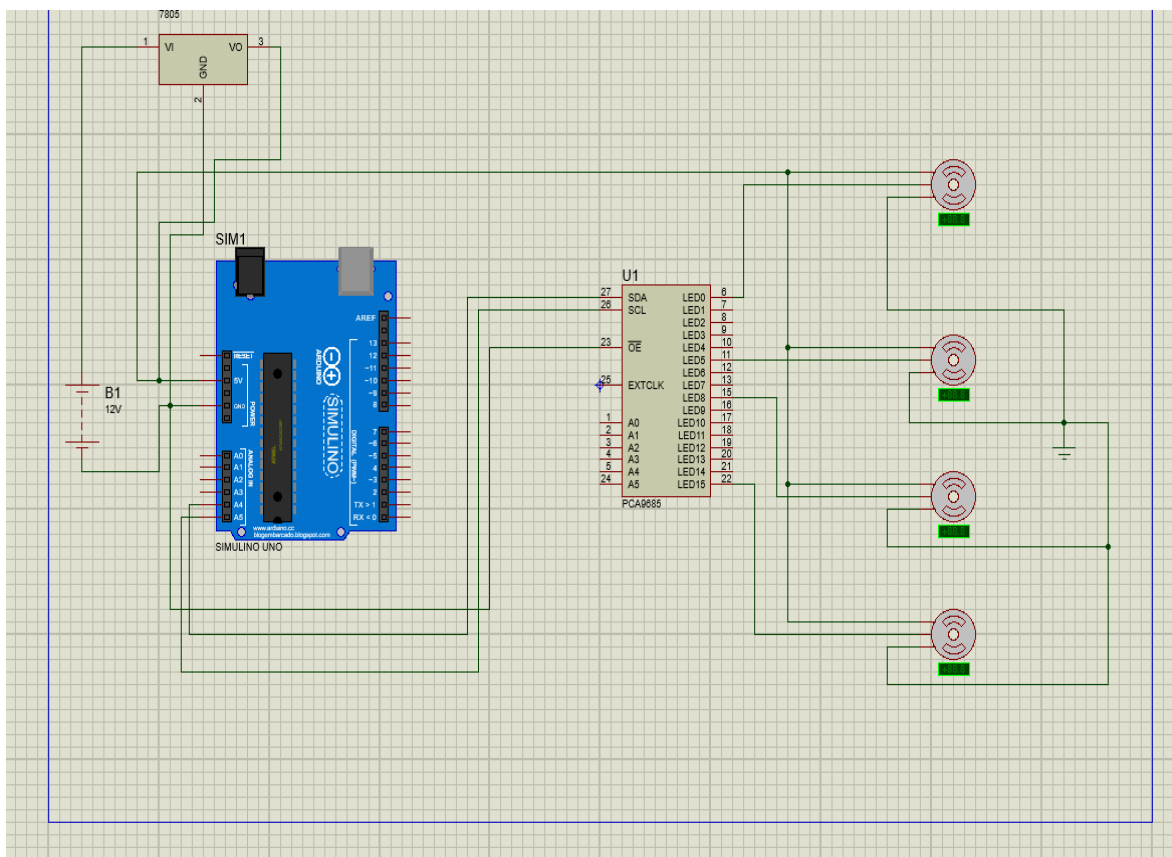


Fig.11. Diagrama de conexión del sistema eléctrico realizado en PROTEUS.

A continuación, en la figura 12 se muestra la conexión real del driver ATMEGA328P, módulo PCA9685 y los cuatro servomotores, en donde las conexiones se pueden observar por colores, para mayor claridad.

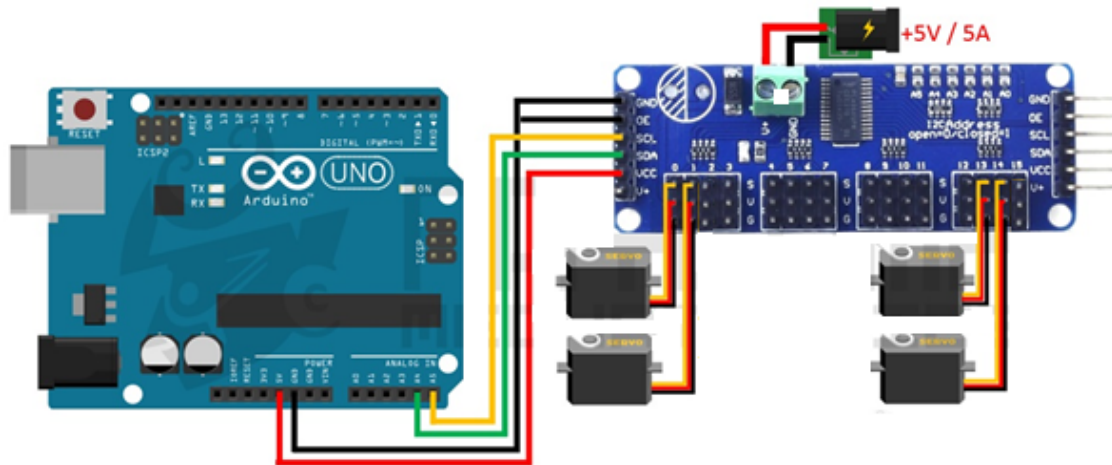


Fig. 12. Conexión Arduino con módulo PCA9685 y 4 servos.

A continuación, se muestran las características de las partes que componen el prototipo a nivel eléctrico.

Características del micro controlador ATMEGA328P

Numero de bits: 8 bits de alto rendimiento.

Capacidades ROM/RAM: 1K Bytes EEPROM y 2k Bytes SRAM interna.

Numero de pines: 32

Voltaje de funcionamiento: 1.8-5.5 v

Características del DRIVER PCA9685

Alimentación de voltaje: 2.3 a 5.5 v

Potencia: 13 mW

Corriente: 25 mA

Canales: 16

Características del servo motor

Torque: a 4.8 volts (10.00 kg/cm)

Alimentación de voltaje: 4.8 a 7.2 volts

Ancho de banda muerta: 5 μ s = 200 KHz

Velocidad de giro a 4.8 volts: 0.2 sec / 60 °

Características de la batería LiPo

Numero de celdas: 2

Corriente: 1000 mAh

Voltaje: 7.4 v

Características de las resistencias 10 Ohm

Resistencia Eléctrica: 10 Ω

Potencia de disipación: 0,25 vatios.

Tolerancia: 5%.

3.4 Diseño Estructural

El diseño estructural se realiza a partir de un adecuado balance entre las funciones del prototipo y de los materiales implementados, se utilizaron materiales rígidos para la rodillera, ajustándolo con bandas de velcro y un cable tensor para el agarre del soporte del pé con la rodillera. Cada una de las partes cumple una función, como se muestran en la figura 13, 14 y 15.

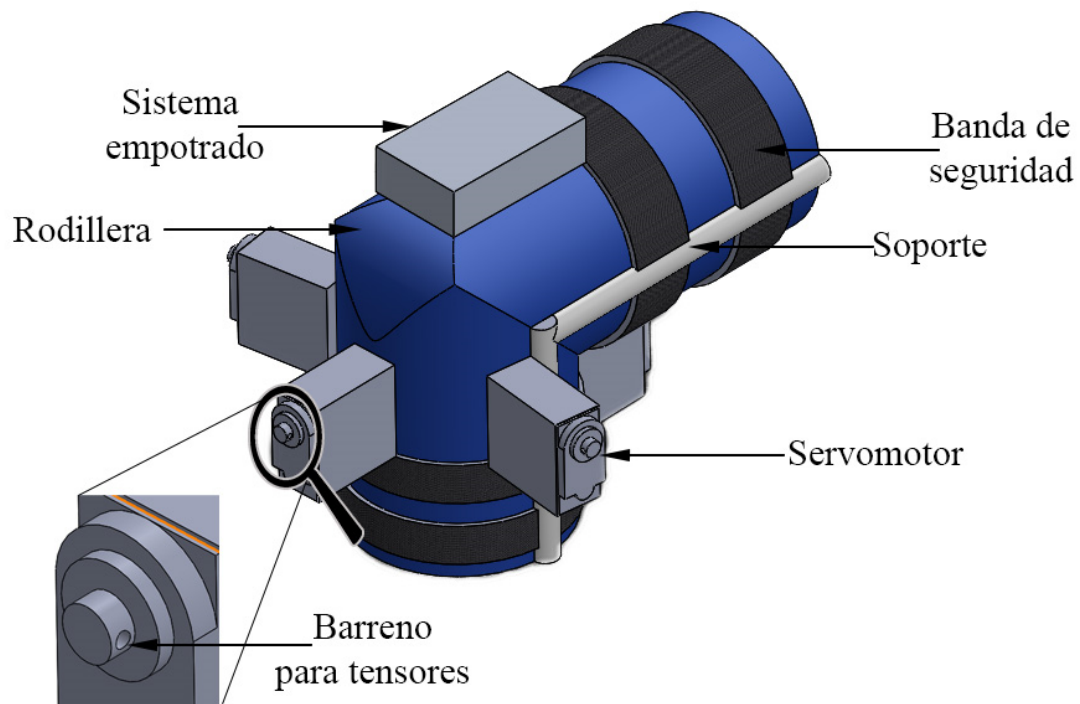


Fig.13. Diseño estructural del prototipo

El diseño consta de un soporte inmovilizador para rodilla, en el cual se han buscado los espacios para que este mismo contenga a los servomotores que se encargan de realizar los movimientos de la terapia de rehabilitación de tobillo. En este mismo soporte se ha adaptado un espacio para el sistema empotrado, la batería y el driver.

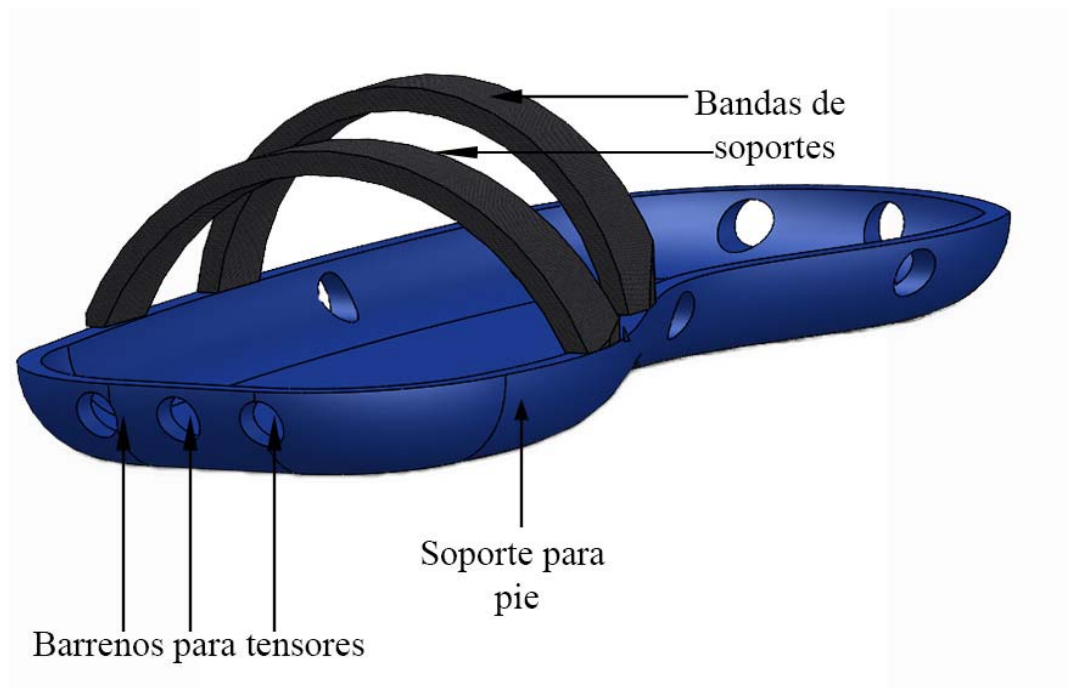


Fig.14. Diseño de prototipo de base para pie con bandas de seguridad adaptables al paciente.

En la figura 15 se muestra el diseño del prototipo, donde se une el soporte inmovilizador para rodilla y la base para pie, dando como resultado el diseño integral.

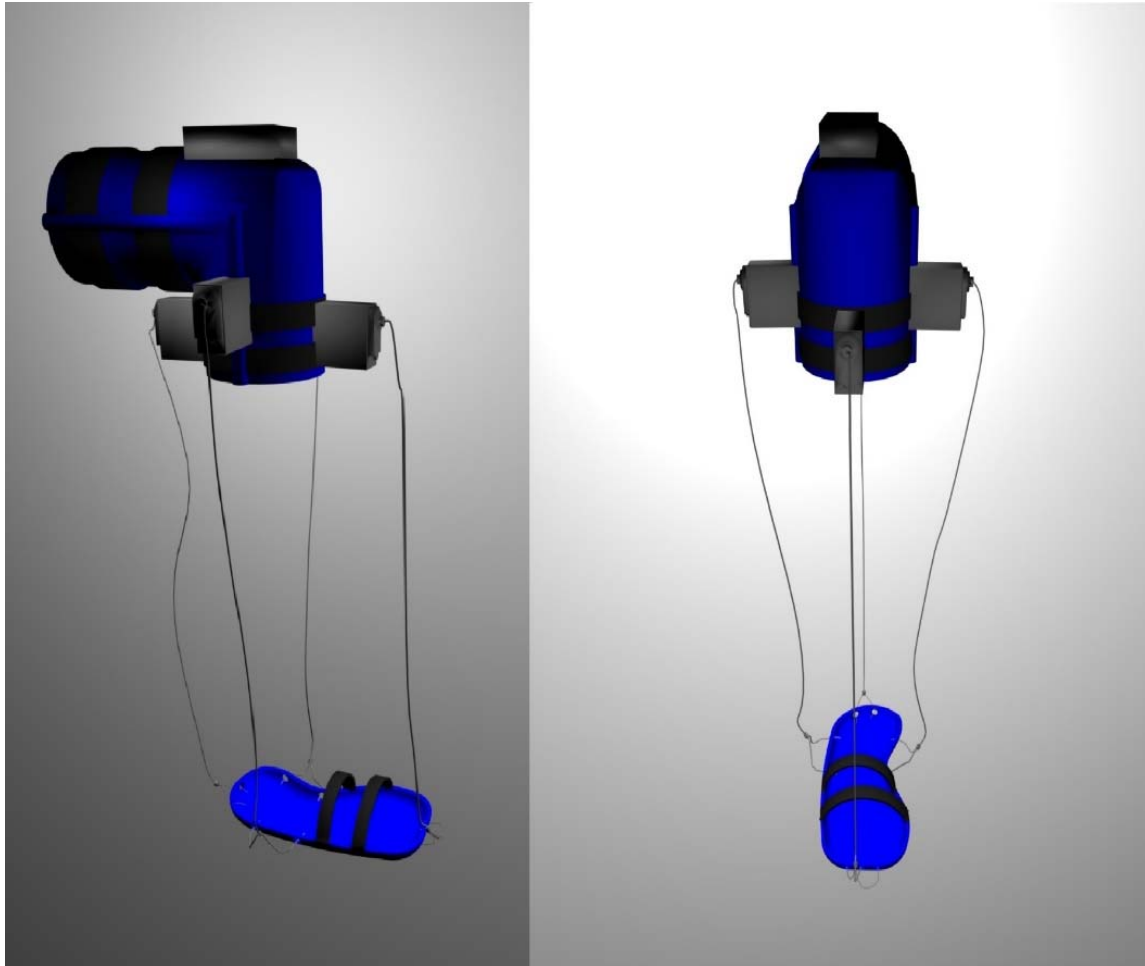


Fig.15. Diseño integral de prototipo rehabilitador para esguince de tobillo con sensores de movilidad (vista lateral y vista frontal).

De esta manera se han integrado los componentes antes mencionados para construir el prototipo y tenga la función de dar soporte en la parte superior e inferior de la pierna y rodilla, así como también en la parte del pie.

Capítulo

4

ETAPAS DE IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON USUARIOS

4.1 Control de dispositivos electrónicos mediante software.

En las siguientes etapas están basadas en la metodología de prototipos evolutivos. A continuación se describen los pasos realizados para controlar servomotores, etapa de potencia, tensores y movimientos que se utilizaron en la implementación del prototipo antropomórfico rehabilitador de tobillo basado en un sistema empotrado desarrollado en este trabajo.

4.1.1 Control de un servomotor

En esta primera etapa se inició controlando la posición del eje de un solo servomotor, para lo cual se buscó la hoja de especificaciones del servo Mg995, donde se buscó la frecuencia (200 KHz) de bits para el control de posición, voltaje de alimentación (4.8 a 7.2 Vcd), orden y color de los cables de transmisión de datos, alimentación y tierra (amarillo, rojo y negro). El diagrama utilizado se muestra en la figura 16.

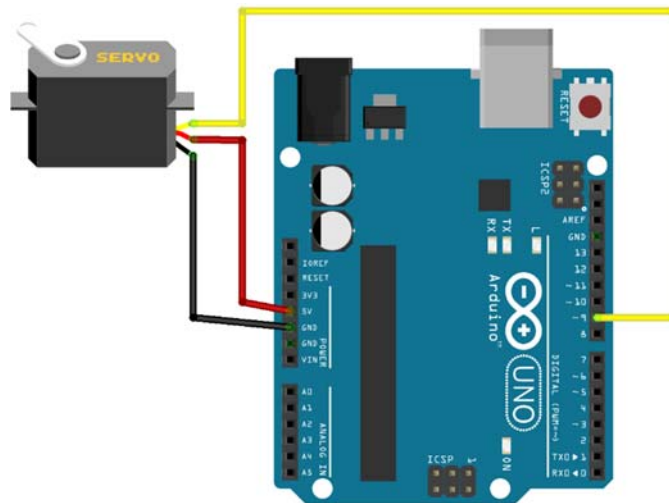


Fig.16. Conexión de un solo servomotor al microcontrolador ATMEGA328P

El haber logrado mantener la posición del eje durante un periodo de tiempo de 3 segundos cada 90° dio la experiencia necesaria para controlar cuatro servomotores al mismo tiempo.

4.1.2 Control de cuatro servomotores y acondicionamiento de etapa de potencia

En esta segunda etapa se controló la posición del eje de los cuatro servomotores, para lo cual se tomó en cuenta la información del apartado 4.1.1. El diagrama utilizado se muestra en la figura 17, es importante mencionar que al conectarse más de dos servomotores al microcontrolador se presentaron problemas como: caídas de voltaje y corriente, los cuales imposibilitan la realización de movimientos al mismo tiempo e independientes en los cuatro servomotores.

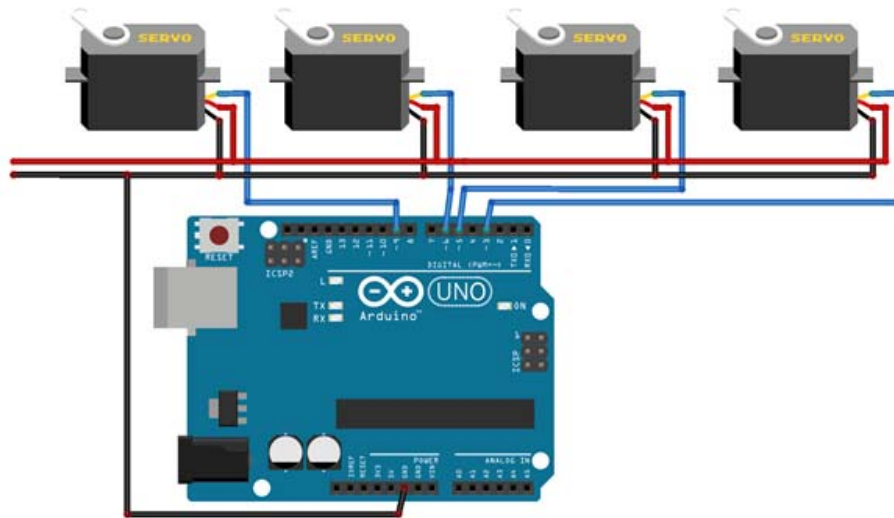


Fig.17. Conexión de cuatro servos al microcontrolador ATMEGA328P

Se detectaron problemas con los servomotores tres y cuatro a los cuales solo llegaba la mitad de corriente eléctrica, en consecuencia, se buscó un circuito integrado manejador de corriente y voltaje para servomotores. Dicho circuito encontrado es el DRIVER PCA9685, se trata de un circuito integrado comercial

capaz de soportar hasta 16 servomotores del mismo tipo, por lo que se procedió a conectar y programar diferentes secuencias para los cuatro servomotores como se muestra en el código de la figura 18. En la figura 19 se muestra el diagrama implementado que consta de microcontrolador, driver y cuatro servomotores.

```
void dorsiflexion(){  
  pos2 = 90;  
  for(pos1 = 90; pos1 <= 110; pos1 +=1){  
    //servo1.write(pos1);  
    setServo(1,pos1);  
    //servo2.write(pos1);  
    setServo(2,pos1);  
    //pos2--1;  
    delay(15);  
  }  
}
```

Fig.18. Código de secuencias para cuatro servomotores.

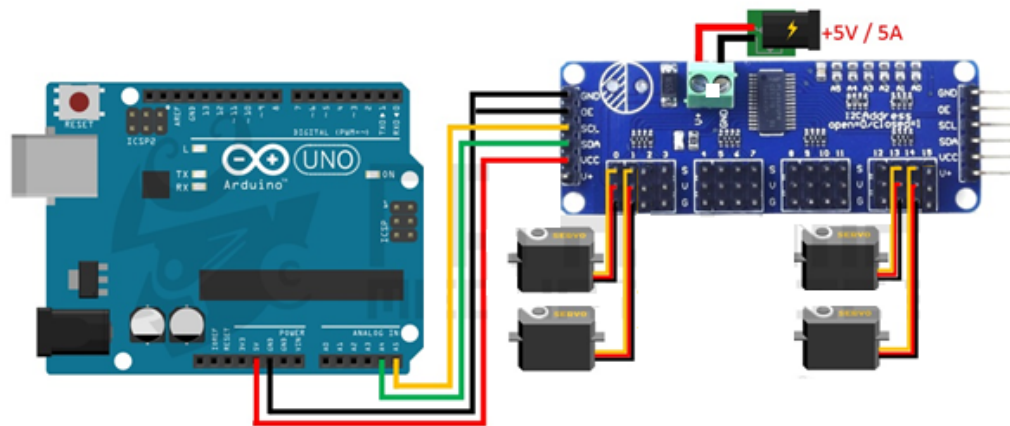


Fig.19. Implementación de driver, microcontrolador y cuatro servos

4.2 Ensamblado de estructura física del prototipo

A continuación se presentan las etapas de implementación del prototipo, las cuales se han basado en los requerimientos de usuarios (fisioterapeutas y pacientes). Esta

implementación sigue el diseño que se ha propuesto en el capítulo 3, tomando en cuenta la estructura física, el hardware y software.

4.2.1 Implementación estructural del prototipo

El diseño estructural del prototipo, se implementó con tubos (policloruro de vinilo) de PVC, cada uno con una longitud de 12.5 cm de largo y 12 cm de diámetro. A los dos tubos utilizados como soportes superior e inferior y al codo que se da soporte a la rodilla, se les realizó un corte transversal para introducir la pierna del usuario. Una vez realizado dicho corte, se moldearon los tubos con una pistola de calor, con la finalidad de tener un espacio cómodo y suficiente para que los usuarios o fisioterapeutas coloquen o retiren este tubo de la extremidad del paciente. Para unir los tubos tratados anteriormente, se unieron con pegamento especial para PVC y en algunas zonas, las uniones se realizaron mediante remaches, el resultado final de este proceso se muestra en la figura 20.



Fig.20. Cortes, pegado especial y remaches de los tubos PVC

En la figura 21 se puede observar la implementación de los remaches y el pegado del prototipo desde una vista trasera.



Fig.21. implementación de soportes del prototipo vista trasera.

4.2.2 Implementación de soporte para circuitos electrónicos

Para la implementación del soporte para circuitería, podemos observar que en la parte superior del codo de PVC, se atornilló una tabla de (tablero de fibra de densidad media) MDF que sirve de base para sujetar al microcontrolador, circuitos de control y baterías, como se muestra en la figura 22.



Fig.22. Montaje de base para sistema empotrado

Para el montaje de la circuitería, se hicieron pruebas con un solo servomotor y el microcontrolador programado. Una vez que se logró controlar el motor mediante el

microcontrolador se prosiguió a conectar el circuito manejador de corriente y voltaje de servomotores (módulo PCA9685), junto con la etapa anteriormente mencionada y se aunaron un par de botones, los cuales cumplen la función de iniciar y finalizar la rutina de control, lo cual se muestra en la figura 23.

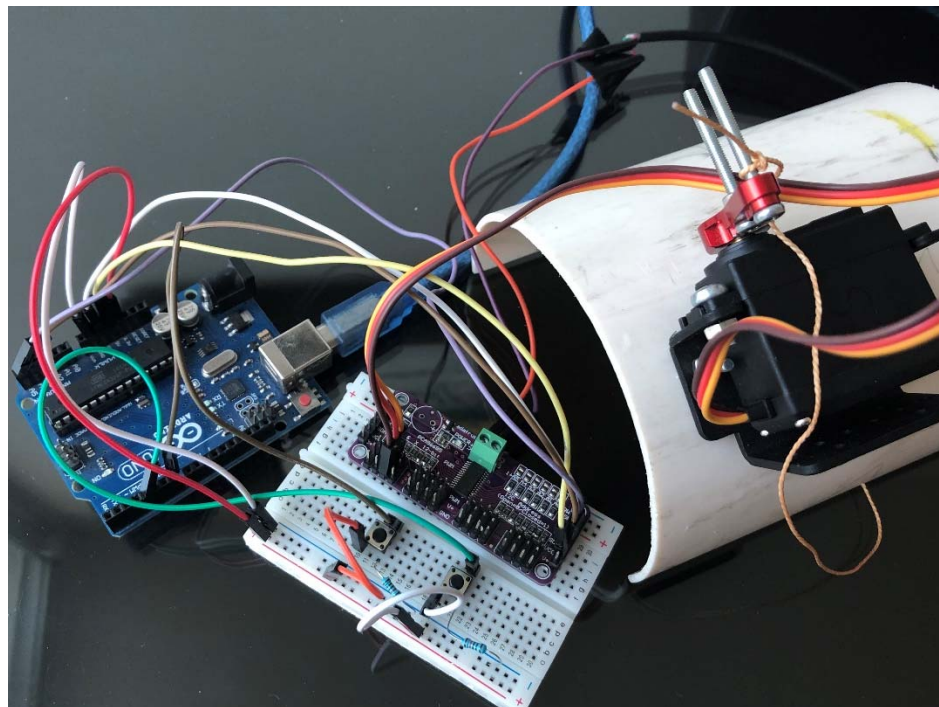


Fig.23. Conexiones entre servomotores, microcontrolador, manejador y botones.

4.2.3 Adaptación de servomotores

El montaje de servomotores figura 24 se hizo después de una etapa de mediciones donde se tomaron en cuenta los criterios de: centro de masa, distribución de pesos, estética y ergonomía. Basados en dichos criterios se han tomado las referencias angulares para la programación de los motores, donde el estado inicial corresponde a 90° .



Fig. 24. Adaptación de servomotores en la rodillera y base para sistema empotrado.

4.2.4 Unión de los sistemas de hardware y software, en la estructura del prototipo

En la figura 25,26 y 27 se muestra, la adaptación de todo el prototipo ya colocado en un primer usuario, el cual no presenta alguna lesión de tobillo.

El primer usuario sirvió como modelo para corroborar que el prototipo se ha podido colocar en una persona real, dicho prototipo mostró tener la capacidad de mantenerse por sí solo colocado en la pierna del usuario, como se muestra en la figura 25.

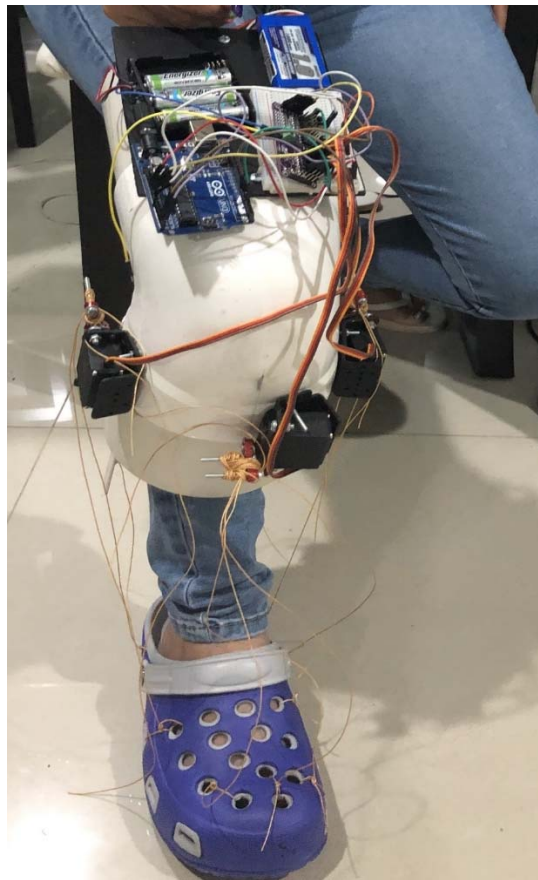


Fig. 25. Prototipo colocado en usuario vista frontal

Desde una vista lateral se puede observar que los sensores del prototipo son susceptibles a cambios bruscos por lo que habrá que hacer algunas mejoras al respecto como se ve en la figura 26.



Fig. 26. Prototipo colocado en usuario vista lateral

Desde una vista aérea se puede observar la base con los componentes electrónicos, los cuales permiten alimentar y hacer el control óptimo de los servomotores del prototipo, como se muestra en la figura 27.

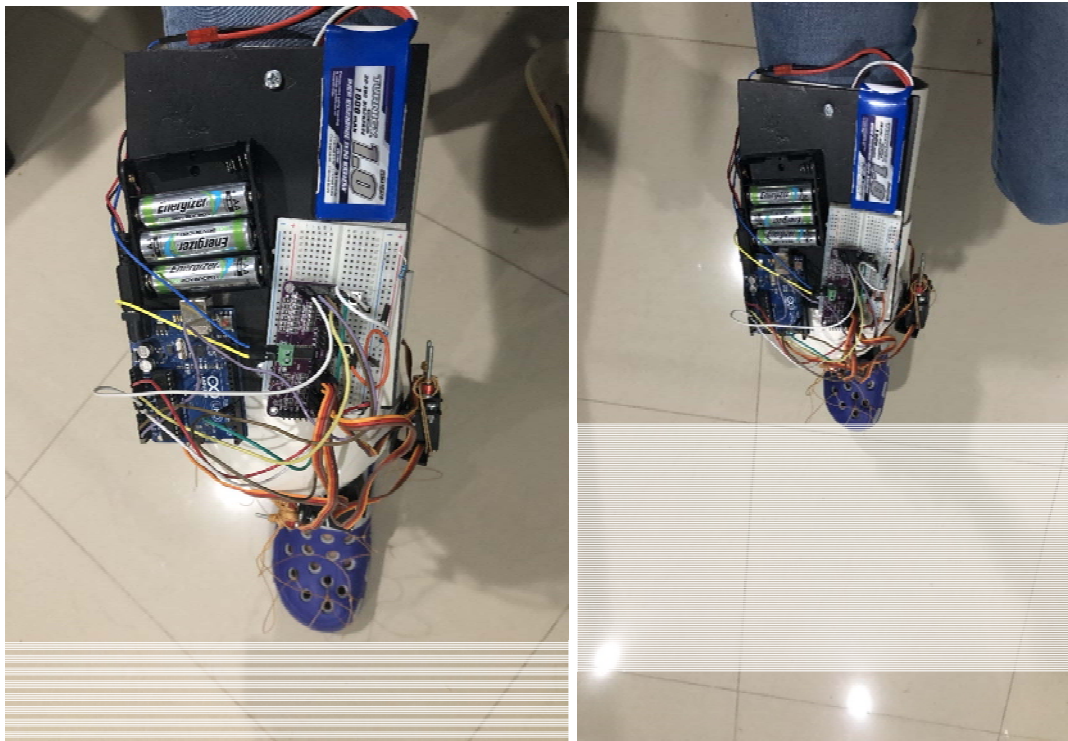


Fig. 27. Prototipo colocado en usuario vista aérea

4.3 Pruebas de Funcionamiento con usuarios

A continuación, se describirán las pruebas de funcionamiento que se han realizado para probar el comportamiento adecuado de cada una de las partes que conforman el prototipo. Los primeros experimentos se enfocaron en el control de los cuatro servomotores, que con ayuda de cuatro sensores permiten que el prototipo sea capaz de mover e imitar los movimientos autónomos de flexión, dorsiflexión, eversión e inversión, que son básicos para la terapia de rehabilitación de esguince de tobillo. La parte dos consistió en pruebas con los posibles usuarios, las cuales se describen en la sección 4.3.1 a 4.3.3.

4.3.1 Prueba 1 (colocación de prototipo). Esta prueba se realizó en 10 usuarios jóvenes con edades entre 20-27 años (5 masculinos “M” y 5 femeninos “F”) no lesionados. Consistió en colocar y quitar el prototipo a los usuarios, con la finalidad de medir mediante una rúbrica de evaluación, que tan complicado o sencillo ha sido este proceso. Los datos obtenidos corresponden a una escala donde el 1 es lo más sencillo y 5 es lo más complicado, como resultado se ha obtenido la tabla 1 que se muestra en el capítulo cinco.

4.3.2 Prueba 2 (caracterización de movimientos). Para lograr que el prototipo realice automáticamente los movimientos deseados, se han realizado diez eventos de prueba y error en usuarios no lesionados, como resultado se han detectado cuatro variables las cuales son necesarias para controlar el prototipo, dichas variables son las siguientes: número de servomotores activados (nsa), orden de servomotores (os), sentido de rotación del eje (sre) e intervalo de tiempo de trabajo (itt). Después de dichos eventos, se recopiló el valor promedio correspondiente a cada una de las variables mencionadas, en la tabla que se presentará en el capítulo 5 se muestran dichos valores obtenidos.

4.3.3 Prueba 3 (desgaste de motores y batería). Esta prueba consistió en dos partes, la primera en medir el funcionamiento de los servomotores, haciendo una prueba de movimientos después de realizar cada uno de los diez eventos descritos anteriormente. Y la segunda en medir con el multímetro el voltaje en la batería después de realizar cada uno de los diez eventos. Los valores obtenidos en esta prueba se muestran en el capítulo cinco.

Capítulo

5

RESULTADOS, CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

RESULTADOS, CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

5.1 Resultados

En este último capítulo se muestran los resultados obtenidos sobre las pruebas uno, dos y tres, las cuales comenzaron a realizarse una vez que el prototipo se implementó en su totalidad.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de la **prueba uno**, que consistió en medir mediante una rúbrica de evaluación que tan complicado o sencillo ha sido colocarse el prototipo desde el punto de vista del usuario. En la tabla 1 se muestran las respuestas de los usuarios con respecto a la facilidad de uso en una escala donde el 1 es lo más sencillo y 5 es lo más complicado.

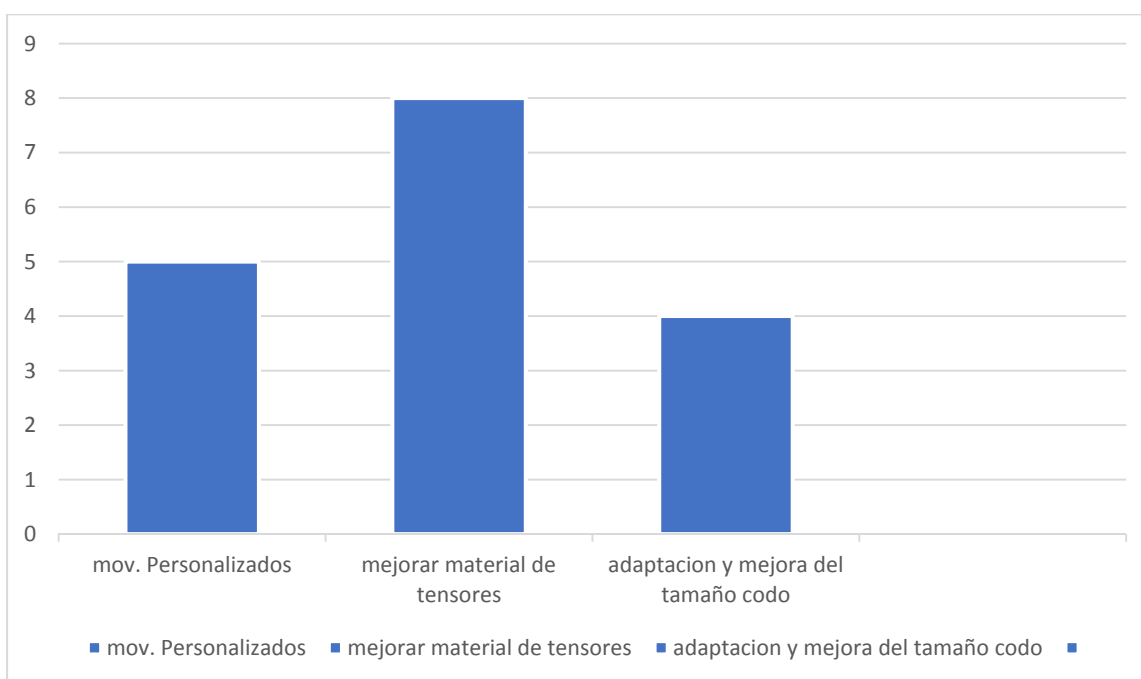
TABLA 1. Facilidad de uso en personas jóvenes no lesionadas.

No. De usuario	Edad (años)	Sexo	Facilidad de uso
1	28	M	3
2	26	M	2
3	25	M	4
4	32	M	4
5	30	M	5
6	37	F	5
7	34	F	4
8	31	F	3
9	24	F	3
10	26	F	5

De acuerdo a los resultados obtenidos se concluye que seis de diez usuarios obtuvieron el máximo grado de complejidad. El comentario más frecuente fue sobre los sensores de la parte trasera que están ya incluidos en el diseño estructural del prototipo, lo cual entorpeció el procedimiento de introducir la pierna del usuario en él.

Ocho de diez usuarios comentaron que les gustaría mejorar el material de los sensores.

Cuatro de diez usuarios les fue muy difícil colocarse el prototipo debido al tamaño del codo, ya que al ser un material rígido no es 100% adaptable a la pierna de cada uno de los usuarios. En la gráfica 1 se muestran la incidencia de comentarios hechos por los usuarios, después de utilizar el prototipo.



Grafica1. Frecuencia de comentarios por los usuarios.

Resultados de la prueba 2 (caracterización de movimientos). Se detectaron cuatro variables las cuales son necesarias para controlar el prototipo:

- número de servomotores activados (**nsa**)
- orden de servomotores (**os**)
- sentido de rotación del eje (**sre**)
- intervalo de tiempo de trabajo (**itt**)

Después de haber realizado la prueba 2 se obtuvieron valores para estas cuatro variables utilizando el método de prueba y error, en la tabla 2 se muestra el valor promedio correspondiente a cada una de las variables mencionadas.

TABLA 2. Valor promedio de las variables de control.

Movimiento deseado	Número de servomotores activados (nsa)	Orden de servomotores (Os)	Sentido de rotación del eje (ser)	intervalo de tiempo de trabajo (itt) medido en (S)
Dorsiflexión	2	1	izquierda	1-9
		2	derecha	
Plantar flexión	2	2	derecha	1-8
		1	izquierda	
Inversión	2	3	Derecha	1-8
		4	izquierda	
Eversión	2	4	izquierda	1-7
		3	derecha	

En la figura 28 se muestra una imagen del prototipo colocado en la pierna de un usuario con la finalidad de que se aprecie el orden numérico de servomotores, como de manera arbitraria se han asignado en este trabajo, lo cual coincide con la variable nsa.

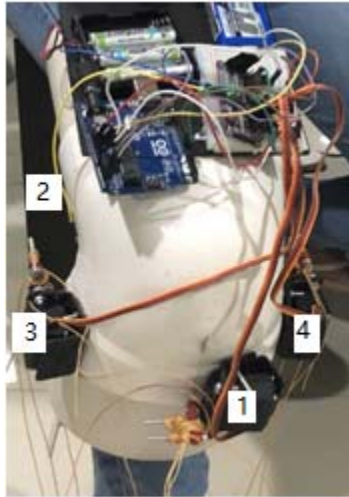
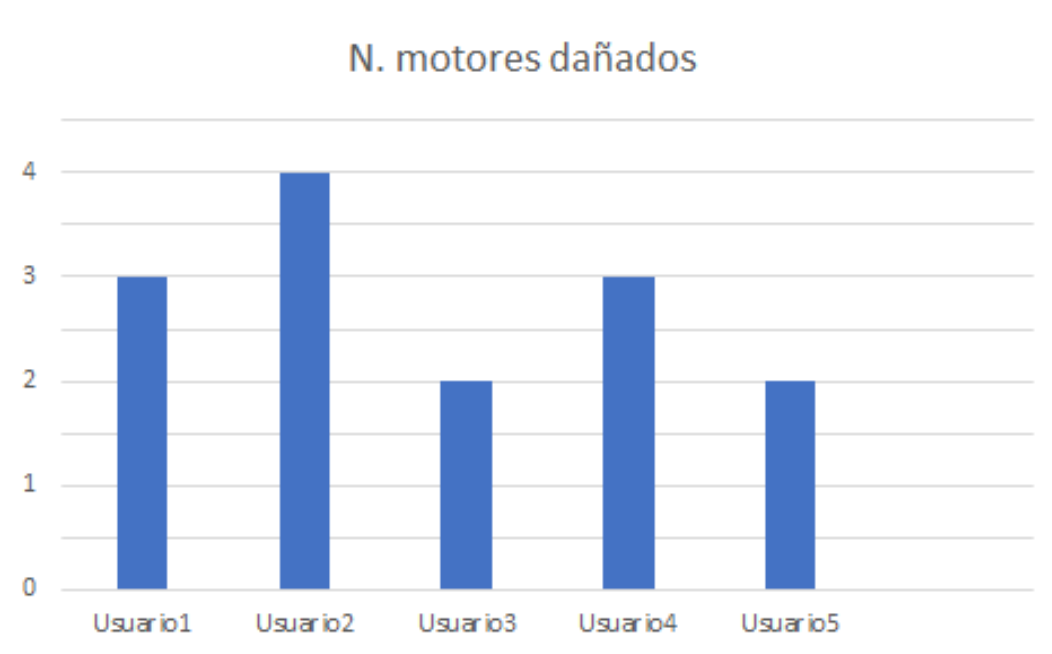


Fig. 28. Número de servomotores activados.

Por ejemplo, para el movimiento de dorsiflexión se requieren que el número de servomotores activados sean dos, de acuerdo a la colocación de los motores en el prototipo Orden de servomotores es que se accione el 1 y 2, el sentido de Sentido de rotación del eje es que el motor uno gire a la izquierda y el 2 a la derecha, e intervalo de tiempo de trabajo es en promedio 10 s.

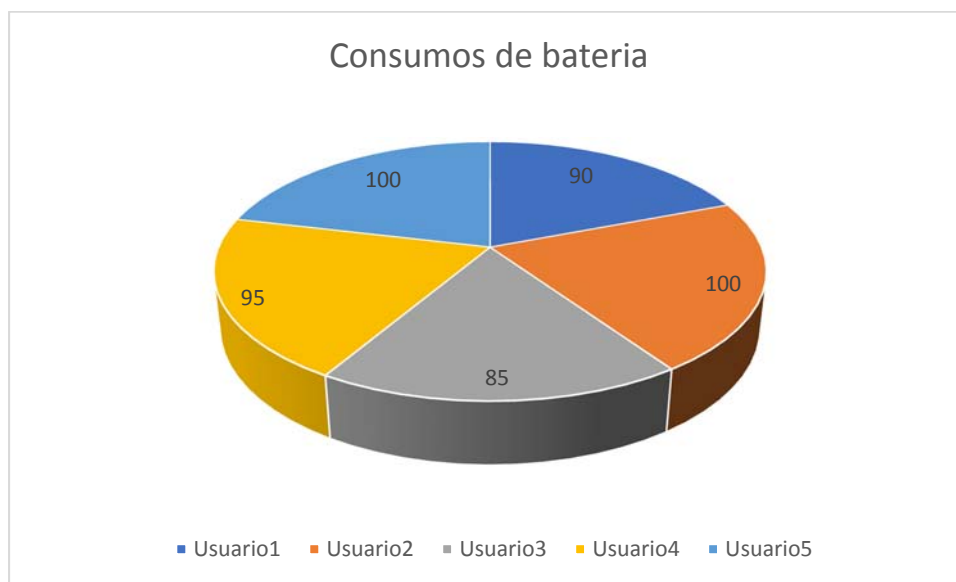
Resultados de la prueba 3 (desgaste de motores y batería)

En la gráfica 2 se muestra la información sobre cinco de diez usuarios que no tomaron con seriedad las pruebas de funcionamiento, en consecuencia, el prototipo presento fallas de funcionamiento debidas a que los motores se forzaron hasta que estos se sobrecalentaron e incluso algunos sufrieron daños irreparables, como se muestra en la gráfica 2.



Grafica 2. Número de usuarios que dañaron a los motores.

Estos mismos usuarios también hicieron que el consumo de las baterías fuese mayor en comparación a los 5 usuarios que no forzaron a los motores como se muestra en la gráfica 3.



Grafica 3. Consumo de batería en porcentajes.

5.2 Conclusiones

El objetivo del prototipo se ha logrado, ya que se implementó físicamente y se comprobó que las rutinas programadas de movimientos de tobillo (usando cuatro servomotores), si realizaron los movimientos deseados en los usuarios.

Los objetivos específicos se fueron alcanzando en cada una de las etapas de desarrollo como realizar el soporte de sujeción ajustable, armado estructural, colocación de sensores, motores, adaptación y programación del sistema empujado, que realizó las secuencias de control.

Se comprobó que el prototipo es funcional ya que ha logrado realizar automáticamente los movimientos de flexión, dorsiflexión, inversión y eversión, en los usuarios.

Durante su desarrollo se requirió la interacción de diferentes disciplinas de conocimiento para validar y mejorar cada una de las etapas.

5.3 Trabajo futuro

Como trabajo futuro se pretende trabajar con especialistas en las áreas de conocimiento correspondientes a ergonomía, diseño gráfico, física, fisioterapeutas y asesores legales, con la finalidad de conseguir mejores resultados. También se tomarán en cuenta los comentarios de la gráfica 1, experiencias individuales y problemáticas que se presentaron durante el desarrollo de este trabajo.

En un futuro lejano se propone realizar pruebas en pacientes y corroborar el correcto funcionamiento del diseño.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. E. Gil Garcia, Et Al., "Rehabilitador para tobillo por movimiento pasivo (automatizado)," Maestría en Ciencias, Insituto Politecnico Nacional, Mexico D.F., 2008.
- [2] Artromot. http://www.ormed.djoglobal.eu/en_US/ArtromotK3.html.
- [3] IMSS.: Guía Práctica Clínica. Diagnóstico y Manejo del Esguince de Tobillo en la Fase Aguda en el Primer Nivel de Atención.
http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/034_Gpc_EsguinceTobillo/IMSS_034_08_GRR.pdf. Accedido el 2 Mayo 2018.
- [4] G. C. B. a. M. B. Michael J. Girone, "THE "RUTGERS ANKLE" ORTHOPEDIC REHABILITATION INTERFACE," *American Society of Mechanical Engineers*, 1999.
- [5] Esguince de tobillo. <https://es.scribd.com/document/4103056/Esguince-de-tobillo>. Página actualizada 01 octubre 2018.
- [6] MayoClinic. Foundation for for Medical Education and Research. All rights reserved.<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/sprained-ankle/symptoms-causes/syc-20353225> Página actualizada 01 octubre 2018.
- [7] U.S. National Library of Medicine 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894 U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health.
- [8] MayoClinic. Esguince de tobillo Foundation for for Medical Education and Research (MFMER). All rights reserved.<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/sprainedankle/symptoms-causes/syc-20353225>
- [9] Máximo A., Alvarenga B, "Física", Edit. Scipione, San Paulo 2006.

- [10] Kumar, S.; “Introducción a la Robótica” McGraw-Hill, Interamerican Editores S. A. de C. V., México DF, 2010.
- [11] Velocidad angular.
<https://www.universoformulas.com/fisica/cinematica/velocidad-angular/>
- [12] Servomotor <https://es.wikipedia.org/wiki/Servomotor>
- [13] Cassials, Ricardo, “Sistemas Embebidos FPGA”, Edit. Marcombo, S.A, ISBN: 9788426721587, (2014)
- [14] Introducción a los sistemas empotrados Ignasi Vilajosana Guillén PID_00177260 UOC universidad oberta de Catalunya.
- [15] Diagramas de pines de Arduino. <http://www.automatismos-mdq.com.ar/blog/2013/03/diagramas-de-pines-de-arduino.html>
- [16] PCA 9685 Controlador LED PWM Fm +I 2 C-bus de 16 canales y 12 bits.Rev,02-16julio2009
<http://html.alldatasheet.com/htmlpdf/293576/NXP/PCA9685/54/1/PCA9685.html>
- [17] Boylestad R., Nashelsky L. “Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos”, Pearson Educación, México, 2009.
- [18] Minsky Marvin I. “Computation: Finite and Infinite Machines”, PrenticeHall,1967.
- [19] Brena Ramón “Autómatas y Lenguajes, Un enfoque de diseño”. Tecnológico de Monterrey, México, (2003).
- [20] J. Tocci Ronald, “Sistemas digitales, principios y aplicaciones”, Prentice Hall, 10ma. Ed. (2015).
- [21] Ingeniería de control moderna. Cuarta edición. Katsuhiko Ogata. Pearson Educación, 2003 - 965 páginas
 Sistemas de control automatico. Benjamin C. Kuo - Pearson Educación 1996 - 897 páginas

[22] Sistemas de control lazo abierto-lazo cerrado

http://www.academia.edu/7885227/Sistemas_de_control_-_lazo_abierto_-_lazo_cerrado

[23] lesiones de tobillo. AulaFacil 2019. Todos los derechos reservados

<https://www.aulafacil.com/cursos/futbol/lesiones-y-readaptacion-deportiva-del-futbolista/lesiones-de-tobillo-l22048>

[24] José Luis Hernández Ameca, Elsa Chavira Martínez, Gregorio Trinidad García, Iveth Angeles Huerta, María del Carmen Báez Salazar, Cinthya Karla Saldaña Escalona. Cartel presentado en el **IX CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGIA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD, “GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”**, Titulado **“PROTOTIPO ANTROPOMÓRFICO REHABILITADOR DE TOBILLO BASADO EN UN SISTEMA EMPOTRADO”** presentado el pasado 14,15 Y 16 de junio de 2018, en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.