

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y AUTOMATISMO

Tesis de Grado Previa a la Obtención del Título:

INGENIERO ELECTRÓNICO EN CONTROL Y AUTOMATISMO

Tema:

“Diseño y elaboración de una prótesis de mano electrónica para personas con discapacidad física transradial, controlada inalámbricamente con el pie.”

Elaborado por:

ALFONSO ESPINOZA MORAN

Director de Tesis de Grado:

ING. ORLANDO PHILCO

Guayaquil, Septiembre de 2014

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, ALFONSO ESPINOZA MORAN

DECLARO QUE:

El proyecto de grado denominado “Diseño y elaboración de una prótesis de mano electrónica para personas con discapacidad física transradial, controlada inalámbricamente con el pie”, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros conforme a las citas que constan en las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de mi autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance científico del trabajo de grado en mención.

Guayaquil, marzo de 2014

EL AUTOR

ALFONSO ESPINOZA MORAN

AUTORIZACIÓN

Yo, ALFONSO ESPINOZA MORAN

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución, del proyecto titulado: “Diseño y elaboración de una prótesis de mano electrónica para personas con discapacidad física transradial, controlada inalámbricamente con el pie”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Guayaquil, marzo de 2014

EL AUTOR

ALFONSO ESPINOZA MORAN

AGRADECIMIENTO

A Dios por darme la motivación para crear y poder realizar este proyecto en favor del prójimo.

A todos aquellos familiares, amigos y compañeros que aportaron sus ideas, especialmente a mi padre por haber financiado el proyecto y por guiarme en el desarrollo del mismo, a mi profesor, Ing. Eduardo Mendoza Merchán por su ayuda en este proyecto y a mi tutor de tesis, Ing. Orlando Philco por su colaboración y guía para desarrollarla, cumpliendo con todos los requisitos exigidos por la U.C.S.G.

DEDICATORIA

A mis padres Alfonso y Alicia, quienes me han dado su ayuda y apoyo incondicional en toda mi vida y que con su ejemplo he aprendido los valores más importantes que me han ayudado al desarrollo de este proyecto.

ÍNDICE DE GENERAL

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD	I
AUTORIZACIÓN	II
AGRADECIMIENTO	III
DEDICATORIA	IV
ÍNDICE DE GENERAL	V
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XI
CAPÍTULO 1	1
INTRODUCCIÓN DEL PROYECTO.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	3
JUSTIFICACIÓN.....	5
ALCANCE.....	6
OBJETIVOS.....	7
OBJETIVOS ESPECIFICOS	7
METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....	8
CAPÍTULO 2.....	10
2.1 ANTECEDENTES	10

2.2	DISCAPACIDAD FÍSICA.....	13
2.2.2	TIPOS DE DISCAPACIDAD.....	15
2.3	DISCAPACIDAD POR LA AMPUTACIÓN DE UNA MANO.....	15
2.3.1	GENERALIDADES DE LA MANO HUMANA.....	15
2.3.1.1	USOS DE LA MANO.....	14
2.3.2	CAUSAS DE PÉRDIDA O AMPUTACIÓN DE MANO.....	19
2.3.3	CONSECUENCIAS PSICOLÓGICAS Y FÍSICAS POR AMPUTACIÓN DE MANO.....	15
2.4	PRÓTESIS DE MANO UTILIZADAS EN EL ECUADOR	21
2.5	PRÓTESIS MIOELECTRICAS.....	22
2.5.1	DEFINICIÓN DE PRÓTESIS	22
2.5.2	HISTORIA.....	22
2.5.3	PRÓTESIS ELECTRONICAS.....	22
2.5.4	MYOHAND VARIPLUS SPEED SENSORHAND SPEED.....	25
2.5.5	MANO MIOELECTRICA ROBOTHA.....	27
2.6	MICROCONTROLADORES Y LENGUAJES DE PROGRAMACIÓN.....	29
2.7	SERVOMOTOR	31
	CAPÍTULO 3.....	35
3.1	DISEÑO DE LA PRÓTESIS.....	35
3.1.1	DISEÑO DE PINZA DE AGARRE.....	39

3.1.2 DISEÑO DE PULGAR.....	37
3.1.3 DISEÑO DEDOS OPUESTOS	38
3.1.4 DISEÑO DE MECANISMO DE PINZA	39
3.1.5 DISEÑO DE TAPAS DE LA PINZA	41
3.2 DISEÑO DE MUÑECA.....	42
3.3 ENSAMBLE COMPLETO.....	44
3.4 UBICACIÓN DE PULSADORES EN ZAPATO.....	44
3.4.2 SELECCIÓN DE INTERRUPTORES MECANICOS.....	54
3.4.3 ANALISIS DE CANTIDAD Y UBICACIÓN DE PULSADORES	55
3.4.4 UBICACIÓN DE PULSADORES EN EL ZAPATO	56
3.5 SEÑALES PARA EL CONTROL DE LA PROTESIS.....	57
 CAPÍTULO 4.....	 59
4.1 HARDWARE DE MODULO INALÁMBRICO EN EL ZAPATO	59
4.2 DISEÑO DEL PROGRAMA DEL PIC18F8720 PARA EL MÓDULO INALÁMBRICO EN EL ZAPATO.....	60
4.2.1 LÓGICA DEL PROGRAMA DEL PIC.ZAPATO.....	60
4.3 HARDWARE DE CONTROL DE LA PROTESIS.....	62
4.4 DISEÑO DEL PROGRAMA DEL PIC18F886 PARA EL CONTROL DE LA PRÓTESIS.....	63
4.4.1 PROGRAMA PRINCIPAL DEL PIC.PROTESIS.....	63

CAPÍTULO 5	65
5.1 CÁLCULO DE COSTOS DE MATERIALES	65
5.2 CÁLCULO DE COSTOS DE ELEMENTOS ELECTRÓNICOS.....	66
5.3 CÁLCULO DE COSTO MANO DE OBRA.....	67
5.4 CÁLCULO DE COSTO TOTAL	69
CAPÍTULO 6.....	70
PRUEBAS Y RESULTADOS	70
6.1 PRUEBA DE FUERZA	70
6.2 PRUEBA DE DESTREZA	72
6.3 RESULTADOS	73
CAPITULO 7.....	74
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	74
7.1 CONCLUSIONES.....	74
7.2 RECOMENCACIONES.....	75
BIBLIOGRAFÍA.....	77
ANEXOS.....	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Prótesis de MyoHand.....	11
Figura 2.2: Prótesis Myo_Hand variPlus Speed.....	12
Figura 2.3: Mano I-limb.....	12
Figura 2.4: brazo de Luke	13
Figura 2.5: Huesos de la mano.....	16
Figura 2.6: Movimientos de la mano.....	17
Figura 2.7: Mano de Sistema accionada por un tiro.....	21
Figura 2.8: Mano de hierro de Alt-Ruppin construida en 1400 D.C.....	23
Figura 2.9: Primera brazo artificial móvil de cuero desarrollada por Ambroise Paré en el siglo XVI.....	23
Figura 2.10: Prótesis de mano otto boock.....	26
Figura 2.11: Prótesis de mano Robotha.....	28
Figura 2.12: Microcontrolador PIC 18f8720.....	29
Figura 2.13: Módulo de comunicación inalámbrico por SPI.....	30
Figura 2.14: entorno de trabajo del compilador CCS C.....	31
Figura 2.15: Servomotores.....	33
Figura 2.16: conectores de servos.....	33
Figura 2.17: Pulsos Pwm.....	34
Figura 3.1: Dedos de la prótesis.....	36

Figura 3.2 Pulgar.....	37
Figura 3.3: Dedos opuestos.....	38
Figura 3.4: Sección de engrane.....	39
Figura 3.5: Tres dedos y biela	40
Figura 3.6: Biela.....	40
Figura 3.7: Pinza y servo	40
Figura 3.8: Servo con engrane.....	40
Figura 3.9: Tapas de pinza.....	41
Figura 3.10:Engranaje muñeca.....	43
Figura 3.11: Mecanismo muneca.....	43
Figura 3.12: Tapa posterior.....	44
Figura 3.13: Ensamble completo.....	35
Figura 3.14 Paso 1 para ensamble.....	45
Figura 3.15: Paso 2 para ensamble.....	46
Figura 3.16: Paso 3 para ensamble.....	46
Figura 3.17: Paso 4 para ensamble.....	47
Figura 3.18: Paso 5 para ensamble.....	47
Figura 3.19: Paso 6 para ensamble.....	48
Figura 3.20: Paso 7 para ensamble.....	48
Figura 3.21: Paso 8 para ensamble.....	49

Figura 3.22: Paso 9 para ensamble.....	49
Figura 3.23: Paso 10 para ensamble.....	50
Figura 3.24: Paso 11 para ensamble.....	50
Figura 3.25: Paso 12 para ensamble.....	51
Figura 3.26: Paso 13 para ensamble.....	51
Figura 3.27: Paso 14 para ensamble.....	52
Figura 3.28: Paso 15 para ensamble.....	52
Figura 3.29: Paso 16 para ensamble.....	53
Figura 3.30: Pulsadores Palpad.....	54
Figura 3.31: Pulsadores de domo superficiales.....	55
Figura 3.32: Ubicacion de pulsadores en el zapato.....	57
Figura 4.1: Circuito de modulo inalambrico en el zapato.....	59
Figura 4.2: Diagrama de flujo de lógica de programa en el pic.....	61
Figura 4.3: Circuito de control de la protesis.....	62
Figura 4.4: Diagrama de flujo de lógica de programa en pic de la prótesis.....	64
Figura 6.1: Prottesis cogiendo vaso.....	71
Figura 6.2: Prottesis cogiendo lapiz.....	71
Figura 6.3: Prótesis cogiendo tenedor.....	72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Señales para el control de la prótesis.....	58
Tabla 2. Costos materiales acero/aluminio.....	66
Tabla 3. Costos de elementos electrónicos.....	67
Tabla 4. Costos mano de obra.....	68
Tabla 5. Costo total.....	69

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN DEL PROYECTO

En el Ecuador, las personas que poseen algún tipo de discapacidad física por lo general, no cuentan con la suficiente atención y cuidado que se requiere, a esto le añadimos la falta de recursos económicos que sufren la mayoría de ecuatorianos lo cual les impiden que puedan acceder a soluciones para este tipo de discapacidades. Las personas que sufren de la pérdida de una o más de sus extremidades, se les ofrece por lo general como solución la implantación de prótesis que puedan en lo posible llegar a recuperar una función que se ha perdido. Sin embargo, dichas prótesis que se ofrecen, son prótesis pasivas, según el Índice Internacional y Diccionario de la Rehabilitación e Integración Social, IIDRIS (1994) el término *prótesis pasivas* hace referencia a: “Prótesis que se reemplaza únicamente con metas estéticas, un órgano o un miembro.” En cambio, las prótesis que pueden proporcionar ciertos movimientos y que pueden llegar a ser útiles para el uso diario de pacientes, suelen ser costosas debido a su investigación, diseño y construcción requerida.

Para llevar a cabo la prótesis de mano que se desea realizar, se utilizan principalmente conocimientos en electrónica, así como tecnologías en otras disciplinas con la que podemos contar actualmente. Las prótesis electro-mecánicas y robóticas se han estado desarrollando con mayor frecuencia en otros países. Actualmente, uno de los componentes electrónicos principales para este tipo de proyectos e investigaciones son

los *microcontroladores*. Según tutorial de la Universidad Católica de Chile del Prof. Miguel Torre Torriti, (2007), “Los microcontroladores son computadores digitales integrados en un chip que cuentan con un microprocesador o unidad de procesamiento central (CPU), una memoria para almacenar el programa, una memoria para almacenar datos y puertos de entrada salida.” Dicho componente será encargado de recibir señales de entrada, y de acuerdo a la programación realizada emitir las respectivas señales de salida. Para todo este proceso, es necesario el uso de elementos sensoriales, generalmente, se utilizan *sensores electromiográficos*. De acuerdo a la exposición de trabajo “Diseño de una prótesis de miembro superior dotada de sensores, actuadores y microcontrolador.” (Universidad do Espírito Santo Brasil, 2001), estos sensores son usados para reconocer la contracción y distensión muscular.

Otros tipos de sensores son los de medición de temperatura, para proteger a la persona y a la misma prótesis y sensores de fuerza y deslizamiento para el apriete del objeto. Dichos sensores pueden ser conectados directamente al microcontrolador y estas señales serán procesadas de acuerdo a la programación realizada, las señales de salida que se emiten, son por lo general llevadas a servomotores que se desempeñarán como elementos finales de actuación en la prótesis. Existen también prótesis que obedecen a un control inalámbrico, esto se logra mediante módulos de transmisión inalámbrica que trabajan a una cierta frecuencia y distancias y pueden ayudarnos a reducir espacio, cableado de circuito. Algunos de los módulos inalámbricos más usados son el Xbee y TME.

Con esta investigación aplicada y experimental se pretende atender a las personas que han sufrido la amputación de una de sus manos, llevándoles a poder tener una prótesis de mano funcional que mejorará su estilo de vida, una necesidad que falta ser cubierta en el Ecuador.

A nivel nacional se han desarrollado varias tesis, en base a algún tipo de ayuda a personas discapacitadas , como : “Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Poli céntrico de una Prótesis de Rodilla” (Escuela Superior Politécnica del Litoral) , “Diseño y construcción de una servo escalera para uso de discapacitados” (Escuela Politécnica nacional) . Estas investigaciones han sido útiles para personas con discapacidad para moverse y con discapacidad mental, pero ninguna tiene el alcance que esta investigación pretende abordar.

Este proyecto se desea llevar a cabo por motivos de carácter social, económico y tecnológico. De esta manera se podrá generar una mayor inclusión de discapacitados que se les hace casi imposible adquirir una prótesis, por ser en su mayoría de bajos recursos económicos.

1.1 Planteamiento del problema

En nuestro país, la atención y ayuda para las personas que tienen algún tipo de discapacidad física, es muy limitada, adicional a esto, los bajos recursos económicos, de

la mayoría de los habitantes del Ecuador, causa que sea muy dificultoso atender su discapacidad. Según la página web de CONADIS (2013) en el Ecuador existe 174796 personas con algún tipo de discapacidad física, de las cuales 136040 viven en la provincia del Guayas.

La discapacidad para muchas de estas personas consiste en la pérdida, parcialmente o por completo, de alguna de sus extremidades. El procedimiento médico para este problema consiste en la colocación de una prótesis, para tratar en lo posible devolverle al paciente la función que ha perdido. Casi en su totalidad las prótesis ortopédicas que se colocan en nuestro país son de tipo mecánicas o solo estéticas. Este tipo de prótesis, dependiendo de la gravedad de la discapacidad, no logran sustituir muchas de las funciones que la persona ha perdido.

En países desarrollados el interés por atender a sus civiles y militares discapacitados, aportan importantes recursos económicos, que apoyados por los avances de la tecnología en muchas disciplinas, han permitido construir prótesis robóticas y biónicas, logrando que el discapacitado pueda realizar muchas más acciones que con una prótesis común. En nuestro país, según revisiones bibliográficas realizadas para este proyecto, muestran muy pocos estudios dedicados a buscar soluciones a este problema social, por lo que aprovechando los conocimientos en electrónica, equipos y tecnología que está al alcance en la Facultad Técnica de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, se pretende profundizar en una de las tantas soluciones que existen, a fin de aportar en un problema

social grave, orientado a mejorar la calidad de vida de aquellas personas que por diversas circunstancias, observar problemas de discapacidad física.

1.2 Justificación

Las razones por las que este proyecto se desea llevar a cabo son de carácter social, económico y tecnológico. Se pretende generar soluciones orientadas a mejorar la calidad de vida de personas que han perdido una de sus extremidades superiores, con el fin de que se puedan desarrollar y desenvolverse de mejor manera en su vida cotidiana aún con la ausencia de uno de sus brazos, esto es importante para la sociedad en nuestro país, ya que permitirá una mayor atención e inclusión de este sector de personas *discapacitadas*. Según la RAE (2002) el término *discapacitado* hace referencia a: “Dicho de una persona: Que tiene impedida o entorpecida alguna de las actividades cotidianas consideradas normales, por alteración de sus funciones intelectuales o físicas”.

Uno de los factores que más afectan al desarrollo y falta de atención a personas con este tipo de discapacidades es debido a los bajos recursos económicos que la mayoría de ecuatorianos experimentan. De acuerdo a búsquedas e investigaciones realizadas, en nuestro país no se han encontrado instituciones que hayan mostrado interés en la construcción e investigación de prótesis robóticas debido al alto costo que esto conlleva y al alto nivel de tecnología que se necesita.

1.3 Alcance

El alcance de este proyecto es diseñar y construir una prótesis electrónica *transradial*. Según el Observatorio de la Accesibilidad (2002), se conocen a las prótesis transradiales como aquellas que son utilizadas para amputaciones por debajo del codo. Se pretende que pueda realizar al menos dos movimientos (grados de libertad) de la mano y muñeca. El control de esta mano robótica será mediante pulsadores mecánicos colocados estratégicamente en varios puntos del zapato para que con los dedos del pie se controle la prótesis.

Las señales generadas en el pie, serán transmitidas a través de un módulo de comunicación inalámbrica hasta la prótesis ubicada en el antebrazo del individuo, en donde se producirán los movimientos seleccionados.

Utilizando esta vía o técnica para controlar la mano se logra disminuir mucho el costo, simplificando mucho su uso y los mecanismos para su maniobra. Esta es una manera muy simple pero creativa e innovadora para lograr que este tipo de prótesis sea más asequible para los ecuatorianos.

1.4 Objetivos

Los objetivos que se persigue alcanzar al término del trabajo de titulación planteado se listan a continuación:

Objetivo general:

Diseñar y desarrollar un prototipo de prótesis electrónica transradial, que realice agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando dotado de comunicaciones inalámbricas instalado en el zapato de una persona con discapacidad física.

Objetivos específicos

- Analizar el estado actual del arte correspondiente a las investigaciones y desarrollos relacionados con el diseño e implementación de manos y brazos robóticos, centrandó la atención en los sistemas de control basado en microprocesador y micro-actuadores eléctricos.
- Desarrollar técnicas, procedimientos y algoritmos de control en lenguaje C/C++ para sistemas embebidos, que permitan controlar el dispositivo robótico en función de las

órdenes generadas desde un sistema de mando remoto.

- Contribuir al desarrollo en el diseño de prótesis robóticas y nuevas aplicaciones análogas, utilizando materiales, microprocesadores, sensores, actuadores modernos, que permitan mejorar la calidad de vida de un sector de la población con discapacidades físicas.

1.5 Metodología de investigación

El presente proyecto de titulación se enmarca dentro del tipo de investigación aplicada. Esta investigación según McMillan (2007), se centra en un campo de práctica habitual y se preocupa por el desarrollo y la aplicación del conocimiento obtenido en la investigación sobre dicha práctica. El enfoque de la investigación será de tipo cuantitativo, dentro del cual se utilizará la modalidad de investigación No experimental y Experimental.

En la modalidad No experimental se utilizara la investigación correlacional, que permitirá valorar y analizar las relaciones entre las diferentes variables, principalmente la interacción entre el ser humano y la prótesis. En la modalidad de investigación experimental, se utilizara el método de investigación experimental. A través de método se puede controlar las variables y eventos del experimento, es decir que se procede a la

formación de “condiciones especiales” que produzcan los eventos deseados, bajo circunstancias favorables para las observaciones científicas, en la que el experimentador toma parte activa en la producción de suceso.

Las técnicas a utilizar para el desarrollo del proyecto serán principalmente la observación y el experimento. Los instrumentos de investigación a utilizar se prevé serán las fichas de observación, el registro de observación, el diario de campo, la cámara fotográfica y la filmadora, que permitan registrar los hechos y valores que se consideren relevante durante los experimentos y pruebas del prototipo.

CAPITULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

En los hospitales y fundaciones para discapacitados del Ecuador, la colocación de prótesis tiene objetivos estéticos y ortopédicos, por lo que no hay ningún avance o mejora en la movilidad o grados de libertad en la prótesis.

A nivel nacional varios estudiantes universitarios han desarrollado tesis, en base a algún tipo de ayuda a personas discapacitadas , como : “Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Poli céntrico de una Prótesis de Rodilla” (Escuela Superior Politécnica del Litoral) , “Diseño y construcción de una servo escalera para uso de discapacitados” (Escuela Politécnica nacional) , “Construcción de un tablero electrónico utilizando las técnicas de comunicación alternativa aumentada CAA para niños con parálisis cerebral y/o retardo mental de grado leve o moderado” (Escuela Politécnica Nacional) . Estas investigaciones han sido útiles para personas con discapacidad para moverse y con discapacidad mental, pero ninguna cubre los alcances que esta investigación pretende abordar.

Ya que en nuestro país no se ha desarrollado prótesis similares y con los alcances que se ha planificado en esta investigación, y en el Ecuador muchas personas con discapacidad sobrellevan un estilo de vida complicado, por lo que a través de esta

investigación se busca mejorar o suplir, la discapacidad de una persona que haya perdido su mano, utilizando una prótesis robótica que intenta recuperar cierta movilidad perdida a causa de la discapacidad física.

A nivel internacional, muchas universidades han tomado el estudio de las prótesis a través de proyectos de investigación, en las que han tenido importantes avances en cuanto a sistemas control, grados de movilidad y materiales de fabricación. Un número importante de empresa de algunos países desarrollados, han dedicado su esfuerzo al desarrollo y comercialización de prótesis de brazo, antebrazo y mano, cuyos resultados son muy halagadores, gracias a que disponen del capital y recurso humano necesario. A continuación se describe brevemente algunos modelos de prótesis y sus características más relevantes.

Mano Myo_eléctrica, fabricada por la empresa Otto Bock, esta prótesis tiene una fuerza de agarre de 100N, se pueden agarrar objetos ágilmente y con una muy buena precisión, permitiendo una excelente adaptación a las necesidades y capacidades del discapacitado.



Figura 2.1 *Prótesis de MyoHand*

Fuente: *OttoBock (2012)*

La mano electrónica Myo_Hand VariPlus Speed, desarrollada también por OttoBock, esta prótesis posee el DMC, que significa Control Dinámico de Modo. La velocidad y la fuerza de respuesta se regulan de manera proporcional a la fuerza de la señal muscular. Este control tiene una nueva manera de modo de seguridad: Después de sujetar una vez, se necesita una señal un poco más alta para abrir la mano. Esto impide que la mano se abra debido a un movimiento involuntario del musculo.



Figura 2.2 *Prótesis Myo_Hand variPlus Speed*

Fuente: *OttoBock (2012)*

La prótesis biónica I-Limb, Es un tipo de mano biónica, cuyos dedos son controlados de manera individual, logrando una gran variedad de movimientos. Ya ha sido implantada en pacientes de varios países.

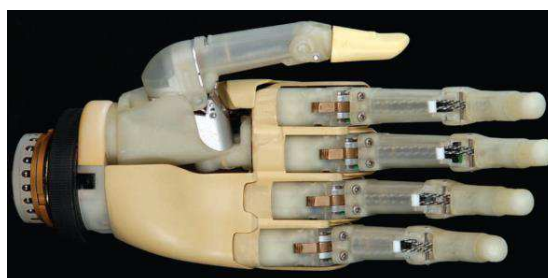


Figura 2.3 *Mano I-limb*

Fuente: *Touch Bionics (2013)*

El brazo de Luke (Luke Arm), es una prótesis financiada por la empresa DARPA. Este brazo se caracteriza por ser liviano, rápido y tener varios controladores. El diseño admite configurar la prótesis para cada discapacitado según la gravedad. El brazo de Luke tiene 18 grados de autonomía. También, tiene 12 microprocesadores y tiene sensores de retroalimentación de fuerza para optimizar el control. El brazo logra moverse con señales eléctricas nerviosas, musculares, o usando sensores de presión en la planta del pie.



Figura 2.4 *brazo de Luke*

Fuente: *DARPA (2013)*

2.2 Discapacidad física

La discapacidad física en una persona, es una limitación física que impide la realización de una o más actividades importantes de la vida, ya sea por causas relacionadas con problemas congénitos, enfermedades adquiridas, o por lesiones que causan una disminución en las capacidades físicas de la persona, especialmente en lo referente a la anatomía, la función de un órgano, miembro o sentido; como por ejemplo:

el cuidado de uno mismo, realizar tareas manuales, ver, oír, comer, caminar, pararse, levantar, respirar, hablar, comunicarse, concentrarse, leer y trabajar.

Las causas de la discapacidad física muchas veces están relacionadas a problemas congénitos, es decir, problemas durante la gestación, que pueden ser de tipo genético, físico; por ejemplo: por exposición a radiación, químico; por ejemplo: por consumo de fármacos o tóxicos, o infecciosos; por ejemplo: infecciones virales, rubéola congénita entre otras.

Una persona también puede adquirir algún tipo de discapacidad física como resultado de las secuelas de alguna enfermedad adquirida, como por ejemplo, la poliomielitis o polio que causa parálisis, atrofia muscular y muy a menudo deformidad.

Otra causa de una discapacidad física son los accidentes. Muchas personas tienen alguna discapacidad física como resultado de un accidente, que puede ser automovilístico, industrial, etc.

2.2.2 Tipos de discapacidad

Deficiencia en la movilidad es una categoría de discapacidad que incluye a las personas cuya capacidad motora esta reducida por cualquier causa.

La deficiencia visual es otro tipo de impedimento físico. Hay cientos de miles de personas que sufren diversas lesiones o impedimentos visuales graves.

La discapacidad auditiva es la categoría de discapacidad física que incluye a las personas que son total o parcialmente sordas. Las personas que son parcialmente sordas pueden hacer uso de audífonos para mejorar su capacidad de audición.

2.3 Discapacidad física por la amputación de una mano

2.3.1 Generalidades de mano humana

Las manos forman parte de las extremidades superiores del cuerpo humano, siendo el segmento final de las extremidades, están localizadas en los extremos de los antebrazos.

Son el principal miembro para la manipulación física del entorno y su principal función es la de agarrar o empuñar todo tipo de objetos.

La mano consta de una palma ancha. En un lado y en el borde externo de la palma se encuentran cinco dedos; uno de ellos es el pulgar. El pulgar está articulado, de manera que puede ser orientado frente a los otros dedos, y de este modo ser utilizado para aprehender objetos pequeños. Los otros cuatro dedos pueden ser cerrados sobre la palma y tienen tres huesos con articulaciones que permiten la flexión.

La mano humana tiene 27 huesos (ver figura 2.5): ocho huesos en el carpo o muñeca, colocados en dos filas de cuatro huesos; cinco huesos en el metacarpo o palma, uno para cada dedo, y los catorce huesos digitales o falanges, dos en el pulgar y tres en cada uno de los otros dedos.



Figura 2.5 *Huesos de la mano*

Fuente: *Microsoft Encarta (2009)*

La articulación de la mano de los seres humanos es mucho más compleja y delicada que la de las extremidades equivalentes de cualquier otro animal. Esta diferencia se debe a que sólo los seres humanos son capaces de utilizar y manipular una gran variedad de herramientas y utensilios.

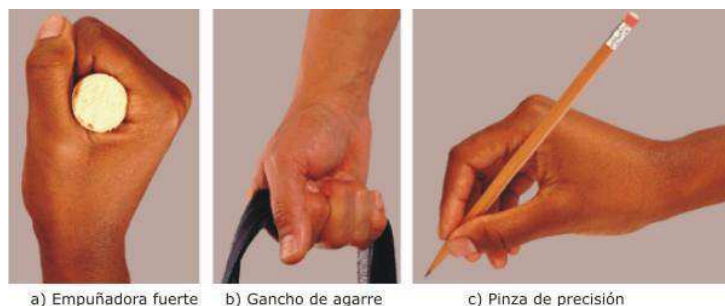


Figura 2.6 *Movimientos de la mano*

Fuente: *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas (2001)*

2.3.1.1 Usos de la mano

El principal uso de las manos es el de tomar y sostener objetos, pero debido a la gran variedad de movimientos que puede realizar una mano, se pueden realizar muchas más acciones como por ejemplo:

- Escribir.

- Girar una llave.

- Preparar la comida.
- Empujar para abrir una puerta pesada.
- Abrir un frasco con tapa.
- Colocar un objeto por encima de su cabeza.
- Realizar tareas pesadas de la casa.
- Hacer la cama.
- Cargar una bolsa del supermercado o un maletín.
- Cargar un objeto pesado.
- Asearse.
- vestirse.
- Actividades recreativas que requieren poco esfuerzo.
- trabajar.
- Actividad sexual.

2.3.2 Causas de pérdida o amputación de mano

Muchas amputaciones son el resultado directo de accidentes con herramientas eléctricas de fábricas o de granjas, por accidentes en vehículos. Asimismo, los desastres naturales, la guerra y los ataques terroristas pueden causar amputaciones traumáticas. También se puede perder una extremidad como resultado de una enfermedad vascular, gangrena, congelación, etc.

2.3.3 Consecuencias psicológicas y físicas por amputación de mano

Las amputaciones traen consigo alteraciones psicológicas que tienen repercusiones emocionales, familiares y sociales en los individuos que las padecen; implicando un cambio radical en su estilo y calidad de vida.

Las personas que padecen de amputaciones están en una situación en la que tienen que depender de los demás, lo que genera sentimientos de miedo e ira. La situación de discapacidad, casi siempre viene acompañada de reacciones emocionales, cuyo reconocimiento y manejo deben ser iniciados desde el momento en que se pierde el miembro.

Probablemente el discapacitado se sentirá muy estresado y es posible que experimente una pérdida de autoestima, pérdida de confianza en sí mismo, miedo o rechazo de su pareja, problemas financieros y que cuestione su apariencia física. Eventualmente, uno de los problemas más difíciles es perder el sentimiento de independencia y tener que depender de otros hasta en las necesidades más básicas.

Las limitaciones físicas que tiene que enfrentar un discapacitado, por amputación de mano, relativamente no son numerosas, porque la mayoría de acciones que realizaba con la mano perdida, las podrá realizar con la otra mano. Las personas tienen una gran capacidad para adaptarse y normalmente las personas con una sola mano se acostumbran a realizar muchas de las acciones que realizaban cuando tenían las 2 manos, pero aun teniendo esta capacidad de adaptación, el discapacitado tendrá muchas limitaciones.

Una de las limitaciones más significativas será en el aspecto laboral. El discapacitado no podrá calificar en puestos de trabajo en los que se requiera mucho trabajo manual ágil. En su vida personal, el discapacitado, también encontrara limitaciones, como por ejemplo: La cantidad de tiempo que requiera para realizar una acción será mucho mayor a la de una persona normal. Actividades muy simples como abrir un empaque de comida, doblar la ropa o manejar un automóvil pueden llegar a ser algo difícil para una persona con una sola mano.

2.4 Prótesis de mano utilizadas en el Ecuador

Las prótesis de mano más utilizadas en nuestro país son mecánicas. Según el director del taller de prótesis del Hospital Guayaquil, La prótesis que mayormente adquieren los discapacitados es la de mano accionada por tiro de un cable (ver figura 7). Esta prótesis está diseñada para remplazar la función de agarre o pinza de la mano. El sistema de la mano consiste en tres partes: EL chasis o la estructura de la mano con el mecanismo de tensión, El sistema de pinza o dedos de la prótesis y el guante que recubre la prótesis dando una apariencia natural. El mecanismo de esta prótesis es impulsado por un sistema de tracción y arnés, este mecanismo abre la mano cuando se tira del cable y se cierra automáticamente cuando se afloja el cable.

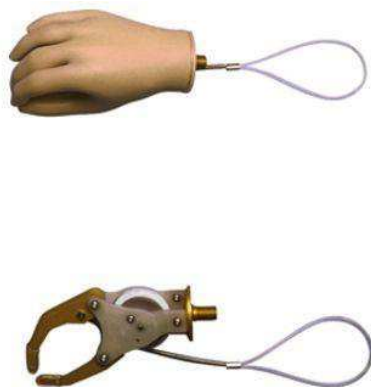


Figura 2.7 *Mano de Sistema accionada por tiro*

Fuente: *Otto Bock, prótesis de brazo controladas por cable*

2.5 Prótesis mioeléctricas

2.5.1 Prótesis definición

Según la Enciclopedia Ilustrada de Salud de la Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU (2013), Es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor. En nuestro caso, el diseño de la prótesis será de manera electrónica y capaz de dar un cierto grado de libertad y movimientos para las personas que han perdido una de sus manos.

2.5.2 Historia

Las prótesis de manos datan desde 218 A.C, en la segunda guerra Púnica cuando el general romano Marcus Sergius utilizó una mano de metal luego de haber perdido su mano derecha. Luego, en 1400, Alt-Ruppin se fabricó una mano de hierro que ahora lograba ser articulada a través de un sistema mecánico de trinquete, sus dedos y muñeca podían flexionarse y extenderse.



Figura 2.8 *Mano de hierro de Alt-Ruppin construida en 1400 D.C*

Fuente: *Revista de la UNAM (2004)*

Entre 1510-1590, Ambroise Paré, un médico militar francés, desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel de codo y también la primera mano estética de cuero, ahora los dedos podían abrirse o cerrarse haciendo presión o tracción a través de poleas y palancas.

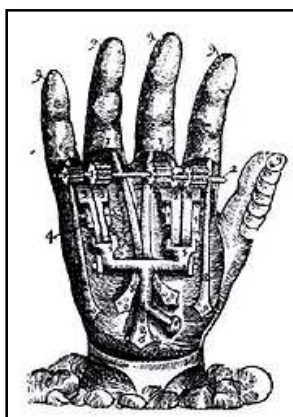


Figura 2.9 *Primera brazo artificial desarrollada por Ambroise Paré en el siglo XVI*

Fuente: *Biblioteca Digital del Instituto latinoamericano de la Comunicación Educativa(2012)*

Luego de esto, se comienzan a emplear polímeros naturales, madera y cuero para la fabricación de prótesis, en 1818 Peter Beil, realizó la primera prótesis de antebrazo con dedos, los cuales podían ser controlados por movimiento del tronco y hombro contra lateral dando paso a las actuales prótesis. Más tarde en 1860, el conde Von Beaufort, trabajó en una prótesis en donde los movimientos del codo y la mano eran activados al presionar una palanca contra el tórax. Además, el pulgar era móvil, para esto utilizó un gancho parecido al famoso *Hook* desarrollado en 1912 en Estados Unidos por Dorrance, este consistía en un gancho que se abría con movimientos de la cintura y se cerraba con tirantes de goma.

2.5.3 Prótesis electrónicas

Actualmente se han desarrollado *prótesis robóticas*, las cuales proporcionan un mayor grado de libertad y movimientos. De acuerdo a Lisandro Puglisi & Hector Moreno (2009), se caracterizan como prótesis robóticas aquellas que tiene una fuente de energía propia, un actuador, y sensores que permiten leer los movimientos deseados por el usuario.

Para que los actuadores se activen y puedan realizar los movimientos que desean ejecutar, las señales de los sensores deben ser procesadas y convertidas, es en esta instancia, donde se aplican los conocimientos de electrónica y robótica.

Para llevar a cabo las prótesis, se requieren varias disciplinas como la mecatrónica, neurociencia, ingeniería electrónica, procesamiento de datos, diseño de baterías, ciencias cognitivas, nanotecnología, etc. Todas estas disciplinas juntas deben satisfacer a algunas especificaciones como el tamaño y masa, la prótesis debe ser de igual tamaño y dimensiones del miembro que es sustituido, de igual manera, la masa no puede ser mayor a la masa del miembro amputado ya que los músculos se dañarían al realizar mayores esfuerzos. La velocidad y torque también son importantes ya que la prótesis debe cumplir el comportamiento torque-velocidad de la extremidad a la que se reemplaza, y para que el caminado sea natural el torque debe actualizarse con cierta frecuencia, a esto se conoce como ancho de banda del torque. Las baterías de una prótesis robótica deben durar por menos 16 horas para poder cumplir con tareas diarias y no sufrir de falta de energía.

2.5.4 Myohand variplus speed sensorhand speed

Las ventajas del uso de MyoHand VariPlus incluyen una opción digital rápido, una acumulación de fuerza de agarre, no tiene agarre automático debido a que utiliza un sensor de pulgar integrado y una nueva función de la función Auto-comprensión especialmente indicado para los pacientes activos con baja nivel de amputación. Tiene el mejor compromiso entre agarre muy rápido y sensibles, el control exacto. Es especialmente adecuado para amputados bilaterales.

Especificaciones técnicas:

- Fuerza de amarre (hasta 100 N)
- Velocidad (hasta 300 mm /s)
- Agarre conciencia activa, en combinación con 6 individuales programas de control de
- El Sensor Hand Speed combina las ventajas de un sensor de deslizamiento con una alta velocidad de agarre.
- Corriente estática: 1 mA
- Temperatura de operación 0-70 °C.



Figura 2.10 *Prótesis de mano otto boock*

Fuente: *Ottoboock (2013)*

2.5.5 Mano Mioelectrica Robotha

Con el avance de la tecnología , específicamente en el área de la electrónica y la robótica, se consiguieron desarrollar prótesis perfeccionadas en sus sistemas de control y adaptación hasta lograr una prótesis controlada con impulsos musculares, a la cual se le dio el nombre de prótesis Mioelectrica (mio =músculo, eléctrica =electrónica).

Las prótesis electrónicas fueron desarrolladas basadas en la biónica, la cibernética, la robótica, la mecatrónica y es por este motivo que se les conoce con diferentes nombres para reconocerlas, como son prótesis cibernéticas, biónicas, mioeléctricas, mecatrónicas, electromecánicas, entre otras; pero todos estos términos solamente hacen referencia una prótesis desarrollada con la combinación de la electrónica y la mecánica y controlada electromuscularmente.

Para lograr este control muscular hay varios tipos de sensores que se encargan de tomar las señales musculares del discapacitado y enviarlas a un procedimiento electrónico que se encarga de realizar los movimientos de apertura y cierre de la mano, los sensores más utilizados son los electrodos, sensores de cambio de volumen muscular, sensores comparadores de frecuencia, sensores de tacto, etc.

Especificaciones técnicas:

- Voltaje de alimentación 3 V DC a 9 V DC. 1200 mA
- C.I. Electrónico digital
- Control digital de dos canales
- Tiempo de carga de batería es 3 Horas
- Fuerza de prensado 12 a 15 Kg presión
- Distancia de apertura 15cm
- Prono/supinacion manual
- Forma de control = dos canales = dos sensores



Figura 2.11 *Prótesis de mano RoboTha*

Fuente: *RoboTha (2013)*

2.6 Microcontroladores y lenguajes de programación.

Según Angulo (2006) “Cuando la tecnología permitió implementar sobre un chip todos los componentes necesarios para construir un computador digital junto a recursos complementario, apareció el *microcontrolador*. De esta manera se puede definir un microcontrolador como un circuito integrado que contiene un computador digital y ciertos recursos auxiliares.”. Los microcontroladores (ver figura 7) han alcanzado tamaños tan pequeños que muchos de ellos es complicados su manipulación y montaje, así como su velocidad de procesamiento y capacidad de memoria ha aumentado a tal punto que permiten ejecutar algoritmos muy complejos y en tiempo real. Estas características, hacen que sean idóneos para el diseño de sistemas embebidos o empotrados, por lo que son ideales para el control de las prótesis robóticas, tanto por su potencia de cálculo como por su muy bajo consumo de energía.



Figura 2.12 *Microcontrolador PIC 18f8720*

Fuente: *Angulo (2006)*

Las comunicaciones inalámbricas, de la mano de los microcontroladores han alcanzado niveles muy altos: en alcance, velocidad, fiabilidad, tamaño y coste, lo que permite utilizarlos a través de una conexión simple con un microcontrolador, con

interfaces de buses de campo simples. Tal es el caso de dispositivo nrf24l01 (ver figura 2.13), que según datos del proveedor, tiene un alcance de hasta 100m, y una velocidad de transferencia de hasta 2 MBPS (Megabits por segundo) y se comunica por medio de SPI.



Figura 2.13 *Módulo de comunicación inalámbrico por SPI*

Fuente: *Nordic Semiconductor (2014)*

Parte fundamental en el desarrollo de sistemas basados en microprocesadores, es la programación. La utilización de lenguajes ensambladores, según García (2008) se ha dejado a un lado desde hace algún tiempo, dando paso a los lenguajes de alto nivel, dentro de los que se destaca el lenguaje C/C++, que ha tenido un repunte muy importante en los últimos tiempos, de tal forma que los microcontroladores más potentes y de mayor demanda en el mercado utilizan algún compilador basado en este lenguaje. García (2008), afirma que: “El compilador CCS C permite desarrollar programas en C enfocados a PIC con las ventajas de suponer un lenguaje desarrollado específicamente para un microcontrolador concreto, su facilidad de uso, su cuidado entorno de trabajo, y la posibilidad de compilar la mayoría de estos microcontroladores”. Este compilador CCS C (ver figura 2.14) se perfila para ser utilizado en el diseño de los procedimientos y

algoritmos de programación que controlen la prótesis robótica y el control remoto inalámbrico, además de controlar el funcionamiento de los sensores, actuadores y la interfaz inalámbrica y demás cuestiones que se puedan presentar en el desarrollo de proyecto.

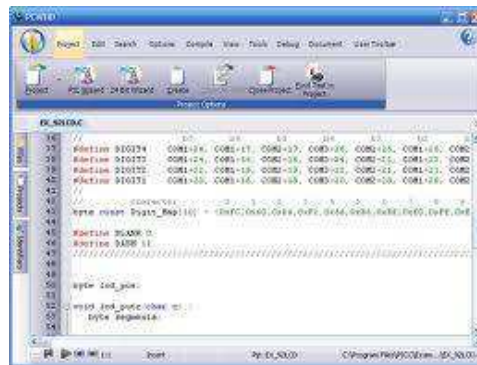


Figura 2.14 Entorno de trabajo del compilador CCS C

Fuente: Autor

2.7 Servomotores

De acuerdo con Francisco Candelas Herías & Juan Corrales Ramón (2007), un servomotor es un motor de corriente continua que tiene la capacidad de ser controlado en posición, es capaz de ubicarse en cualquier posición dentro de un rango de operación, generalmente de 180°, y mantenerse estable en dicha posición. Debido a su gran

precisión en el posicionamiento, los servos se utilizan en robótica, automática y modelismo por radiocontrol. En su mayoría, los servos están formados por 4 elementos fundamentales:

- Motor de corriente continua, DC: Es el dispositivo que le da movimiento al servo. Cuando se aplica un voltaje a sus dos terminales, el motor gira en una dirección a su máxima velocidad. Si el voltaje aplicado en sus terminales es inverso, la dirección de giro también cambia.

- Engranajes reductores: Conjunto de engranes que se encarga de disminuir la velocidad de giro del motor para aumentar su capacidad de torque o fuerza.

- Sensor de desplazamiento: Generalmente es un potenciómetro puesto en el eje de final del servo que se usa para reconocer la posición angular del motor.

- Circuito electrónico de control: Es una tarjeta electrónica que realiza un ajuste de control de la posición por retroalimentación. Para esto, el circuito compara la señal de entrada de referencia con la posición actual medida por el potenciómetro. La diferencia o

error entre la posición actual y la deseada es amplificada y se utiliza para mover el motor en el sentido que sea necesario para disminuir la diferencia.



Figura 2.15 Servomotores

Fuente: *Candelas & Corrales (2007)*

Los servos tienen de tres cables, dos cables para recibir el voltaje de alimentación de 4.8-6V y un cable para recibir la señal PWM (Pulse Width Modulation) de control que, indica la posición pretendida al circuito de control.



Figura 2.16 Conectores de servos

Fuente: *Candelas & Corrales (2007)*

De acuerdo con Francisco Candelas Herías & Juan Corrales Ramón (2007), Las señales PWM utilizadas para controlar los servos están formadas por pulsos positivos cuya duración es proporcional a la posición deseada del servo y que se repiten cada 20ms (50Hz). Los servos pueden trabajar de una manera correcta en un rango de movimiento de 90°, que corresponden a pulsos PWM entre 0.9 y 2.1ms. Sin embargo, también hay servos que se logran girar en un rango de 180° y sus pulsos de control varían entre 0.5 y 2.5ms . Antes de poner un servo en marcha habrá que verificar físicamente su rango de movimiento para no dañarlo. Para conservar fijo un servo en una posición habrá que enviar pausadamente el pulso correspondiente; ya que si no recibe señales, el eje del servo quedará libre y se podrá mover ejerciendo una leve presión.



Figura 2.17 Pulsos Pwm

Fuente: Candelas & Corrales (2007)

CAPÍTULO 3

DISEÑO DE LA PRÓTESIS

Para el diseño morfológico de la prótesis se decidió hacer un modelo similar a las prótesis electrónicas ya existentes, también llamadas myohands, ya que son las prótesis de funcionamiento mecánico más sencillo y tiene una gran versatilidad debido a su ancho de apertura, logrando sostener objetos de tamaño relativamente grande como un zapato y cosas de dimensiones pequeñas como la tapa de una botella. Al hacer un diseño sencillo se disminuye la dificultad de la elaboración de las piezas. Esto hace que el costo de fabricación reduzca, ya que todas las piezas se pueden elaborar en talleres de torno y fresa dentro de la ciudad. También, al hacer un diseño similar se puede utilizar un guante cosmético estándar para cubrir la prótesis.

La prótesis fue diseñada para recrear dos de los movimientos principales de la mano, el movimiento o acción de agarre, el cual se logra con un mecanismo de pinza accionado por un engranaje, y el movimiento de giro de la muñeca hacia ambos lados, accionado por un pequeño engranaje.

3.1.1 Diseño de pinza de agarre

Para diseñar la pinza de agarre se utilizaron dimensiones muy cercanas a la de una mano humana promedio. La acción de agarre se realiza posicionando el pulgar frente a los otros 4 dedos, de esta manera se puede agarrar o empuñar objetos atrapándolos entre los 4 dedos y el pulgar opuesto. Esta es la acción que se buscó recrear con la prótesis.

Para lograr recrear este movimiento se diseñaron tres dedos, un pulgar y dos dedos opuestos, los cuales cumplirán la función de agarrar objetos entre ellos.

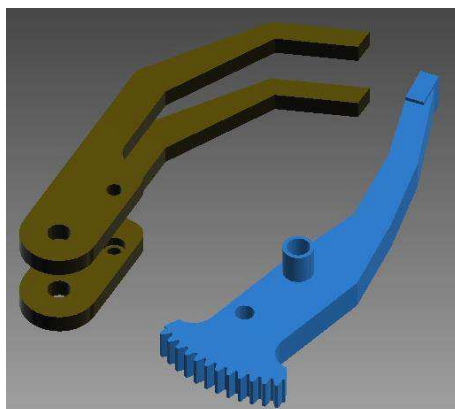


Figura 3.1 *Dedos de la prótesis*

Fuente: *Autor*

3.1.2 Diseño de pulgar

Al diseñar el pulgar se decidió hacerlo un poco más largo que un pulgar real, con una longitud de 7,5cm desde su eje a la punta y un ancho de 8mm. Para lograr que la prótesis pueda agarrar una mayor variedad de objetos, se le dio al pulgar dos ángulos de inclinación haciendo que el pulgar este ligeramente doblado hacia adentro. De esta manera cuando la prótesis sostenga un objeto la presión del dedo se distribuye en 2 o 3 puntos del objeto logrando un mejor agarre. El material que se utilizó para la fabricación de este elemento es acero inoxidable dando un peso total de 104 gramos; se escogió este material porque se necesitaba que el elemento sea muy resistente ya que tendrá una sección de engranaje donde se transmitirá toda la fuerza de la pinza y al ser inoxidable se evitará la corrosión en un futuro.

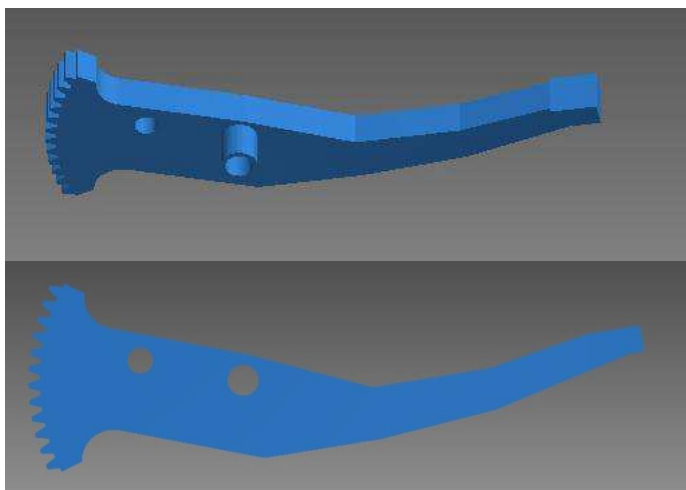


Figura 3.2 *Pulgar*

Fuente: *Autor*

3.1.3 Diseño dedos opuestos

Los dos dedos opuestos se diseñaron con una longitud aproximada a un dedo medio real, con una longitud de 9cm aproximadamente y un ancho de 5mm. Para lograr que la prótesis pueda agarrar una mayor variedad de objetos, se le dio a los dedos opuestos dos ángulos de inclinación haciendo que los dedos estén doblados hacia adentro. De esta manera cuando la prótesis sostenga un objeto la presión de los dedos se distribuye en 2 o 3 puntos del objeto logrando un mejor agarre. El material que se escogió para la fabricación de estos elementos es aluminio ya que es un material resistente, no se oxida y es liviano, dando un peso total de 23 gramos cada dedo.



Figura 3.3 *Dedos opuestos*

Fuente: *Autor*

3.1.4 Diseño de mecanismo de pinza

Para realizar el movimiento de los dedos de la pinza, el pulgar tiene una sección de un engrane en su parte inferior. De esta manera cuando se acciona el sistema de engranaje el pulgar es desplazado sobre su eje, recreando el movimiento de un dedo pulgar real cerrándose.

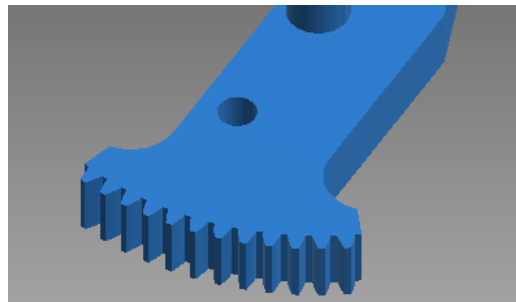


Figura 3.4 *Sección de engrane*

Fuente: *Autor*

El movimiento de los dos dedos opuestos es accionado por una barra de unión o biela entre el pulgar y los dos dedos. De esta manera se logra un solo movimiento en conjunto para cerrar la pinza y solo se necesita un actuador para hacer funcionar el sistema.

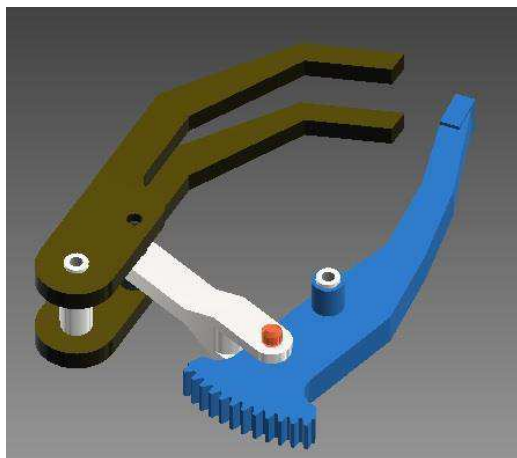


Figura 3.5 Tres dedos y biela

Fuente: Autor

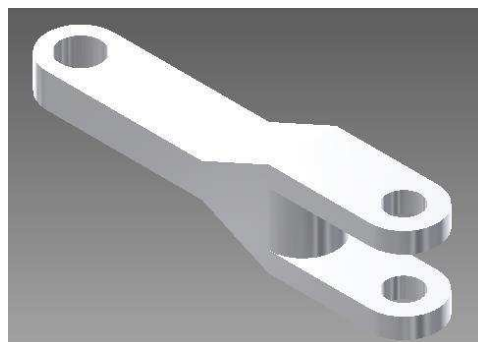


Figura 3.6 Biela

Fuente: Autor

Todo el sistema es accionado por un servo motor de torque alto junto con un engrane de acero inoxidable que transmite y proporciona la fuerza para cerrar y abrir la pinza.

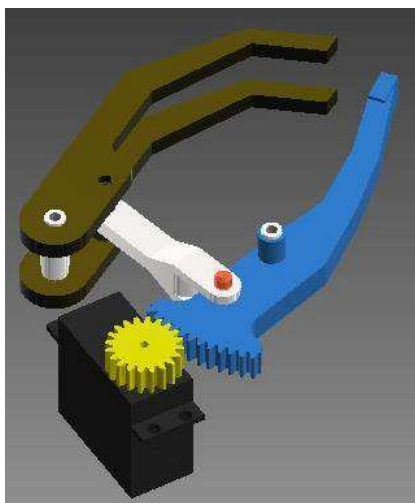


Figura 3.7 Pinza y servo

Fuente: Autor

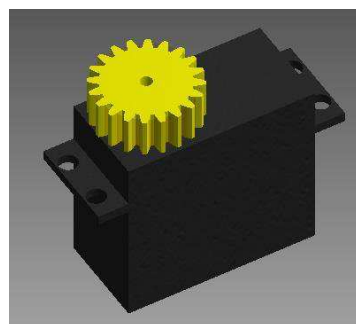


Figura 3.8 Servo con engrane

Fuente: Autor

3.1.5 Diseño de tapas de la pinza

Finalmente se diseñaron dos tapas en las cuales se montarán los ejes para el pulgar, los dedos opuestos y el servo. Los sitios de fijación de cada elemento están dispuestos de tal manera que el engrane del servo encaje perfectamente con la sección de engrane del pulgar. El material que se escogió para la fabricación de estos elementos es aluminio ya que es un material resistente, no se oxida y es liviano, dando un peso total de 24 gramos cada tapa.

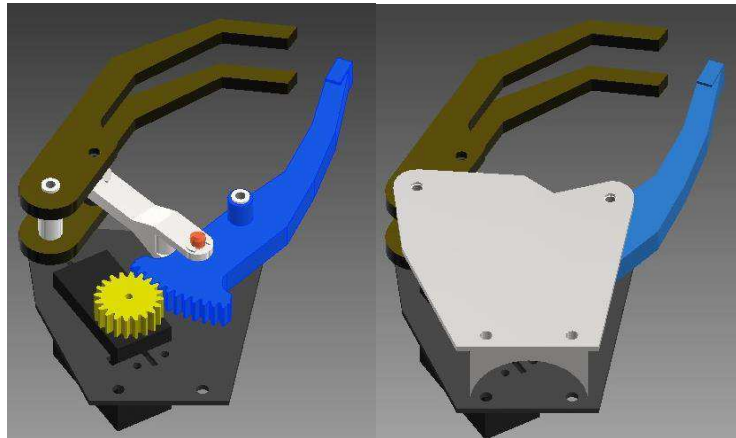


Figura 3.9 *Tapas de pinza*

Fuente: *Autor*

3.2 Diseño de muñeca

El mecanismo de giro de muñeca funciona mediante un sistema de dos engranes; Un engrane con dentado interior y un engrane pequeño. El engrane pequeño al girar se desplaza dentro del engrane con dentado interior obteniendo un movimiento circular. La relación de transmisión en este sistema de engranajes se puede calcular mediante la cantidad de dientes de cada engranaje.

$$\text{Relación de transmisión} = \frac{\text{No de dientes de engrane conductor}}{\text{No de dientes de engrane conducido}}$$

$$Rt = \frac{14}{42} = \frac{1}{3}$$

La relación de transmisión entre el engrane pequeño y el engrane con dentado interior es de 1 a 3 o de 0,33. Esto quiere decir que por cada 3 giros del engrane pequeño el engrane con dentado interior completa 1 giro y que el torque en el engranaje con dentado interior será 3 veces el torque del engrane pequeño.



Figura 3.10 *Engranaje muñeca*

Fuente: *Autor*

El giro del engrane pequeño es accionado por un micromotor el cual esta fijo a un tambor interno. Es decir que el accionamiento de este sistema hace girar el tambor interno de la muñeca haciendo que rote la mano. El micromotor seleccionado es un motor dc con una caja reductora miniatura con una relación de transmisión de 298:1, tiene una longitud de 30 mm y un ancho de 12 mm, su voltaje de operación es de 6v y tiene un torque de 5kg-cm.

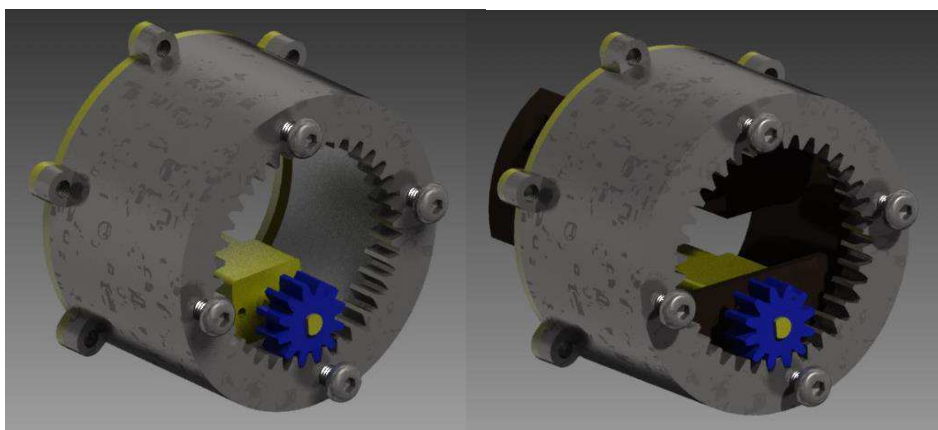


Figura 3.11 *Mecanismo muñeca*

Fuente: *Autor*

Finalmente se diseñó una tapa posterior con una rosca métrica M12x1.5 , para que la prótesis pueda ser instalada en el socket del discapacitado. . El material que se utilizó para la fabricación de este elemento es acero inoxidable dando un peso total de 50 gramos; se escogió este material porque se necesitaba que el elemento sea muy resistente ya que sostendrá todo el peso de la prótesis y de todo lo que esta sostenga y al ser inoxidable se evitará la corrosión en un futuro.

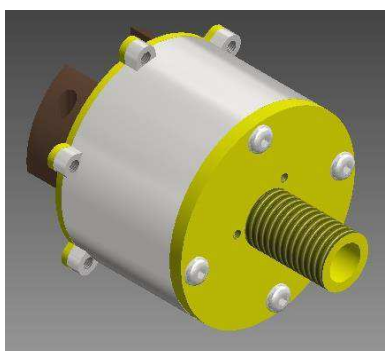


Figura 3.12 *Tapa posterior*

Fuente: *Autor*

3.3 Ensamble completo

Para ensamblar la pinza con la muñeca se utilizó dos pernos, los cuales sujetan las dos tapas de la pinza a una prolongación del tambor interno de la muñeca.

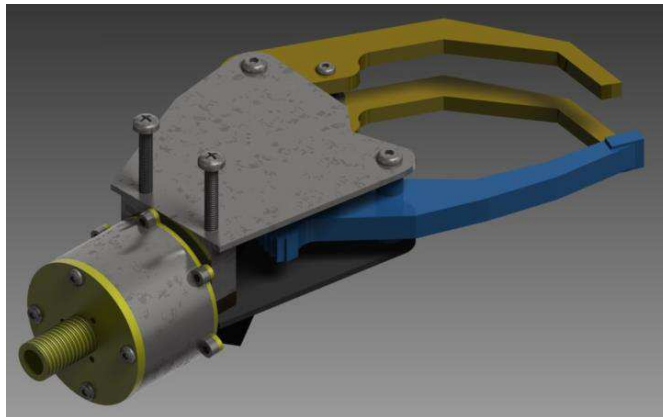


Figura 3.13 *Ensamble completo*

Fuente: *Autor*

Para un correcto ensamblaje de la prótesis, se recomienda seguir los siguientes pasos y recomendaciones:

1.- Introducir el micromotor en el tambor interno de la muñeca, tomando en cuenta que el eje del micromotor ingrese correctamente en el agujero del tambor.



Figura 3.14 *Paso 1 para ensamble*

Fuente: *Autor*

2.- Fijar el micromotor al tambor, ajustando sus dos tornillos.



Figura 3.15 *Paso 2 para ensamble*

Fuente: *Autor*

3.- Introducir el engrane pequeño en el eje del micromotor. Se recomienda utilizar un pegamento especial para fijar el engrane al eje.



Figura 3.16 *Paso 3 para ensamble*

Fuente: *Autor*

4.- Introducir el tambor interno dentro del cilindro con dentado interior. Se recomienda engrasar estos engranajes y poner aceite entre el tambor interno y cilindro externo.



Figura 3.17 Paso 4 para ensamble

Fuente: *Autor*

5.- Fijar la tapa posterior, ajustando sus 4 tornillos.



Figura 3.18 Paso 5 para ensamble

Fuente: *Autor*

6.- Fijar anillo de retención, ajustando sus tornillos de manera alternada.



Figura 3.19 Paso 6 para ensamble

Fuente: *Autor*

7.- Fijar el engrane al servo y ajustar su tornillo.

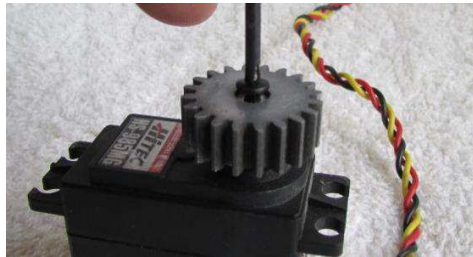


Figura 3.20 Paso 7 para ensamble

Fuente: *Autor*

8.- fijar el servo a la tapa, utilizando 4 pernos M3 y ajustando sus respectivas tuercas.



Figura 3.21 *Paso 8 para ensamble*

Fuente: *Autor*

9.- Ensamblar el dedo pulgar y la biela, introduciendo el pasador y luego fijar el pasador colocando un anillo de retención en su ranura.



Figura 3.22 *Paso 9 para ensamble*

Fuente: *Autor*

10.- Fijar el pasador para los dedos opuestos, atornillándolo a uno de los dedos.



Figura 3.23 Paso 10 para ensamble

Fuente: *Autor*

11.- Ensamblar la bieja y el pasador para los dedos opuestos y fijarlo colocando anillo de retencion en la ranura.



Figura 3.24 Paso 11 para ensamble

Fuente: *Autor*

12.- Colocar en eje mayor de los dedos opuestos y luego fijar el segundo dedo, ajustando con un tornillo al pasador.



Figura 3.25 Paso 12 para ensamble

Fuente: *Autor*

13.- Colocar el eje del dedo pulgar y fijarlo a la tapa ajustando su tornillo.



Figura 3.26 Paso 13 para ensamble

Fuente: *Autor*

14.- Deslizar el ensamble de la pinza, por el eje del pulgar, tomando en cuenta la correcta posición del engrane y dedo pulgar.

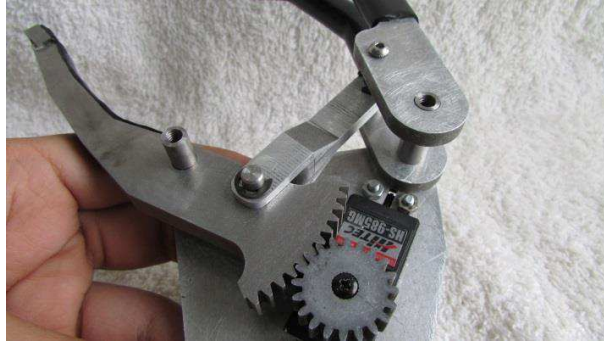


Figura 3.27 Paso 14 para ensamble

Fuente: *Autor*

15.- Colocar la segunda tapa sobre los ejes del pulgar y dedos opuestos, luego ajustar sus dos tornillos.



Figura 3.28 Paso 15 para ensamble

Fuente: *Autor*

16.- Finalmente ensamblar la muñeca y las tapas, utilizando dos tornillos M4 y ajustando sus respectivas tuercas.

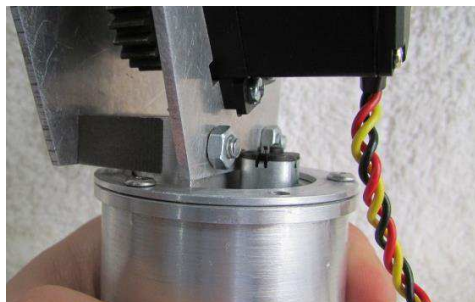


Figura 3.29 Paso 16 para ensamble

Fuente: *Autor*

3.4 Ubicación de pulsadores en zapato

Para el control de los movimientos de la prótesis se ideó utilizar un zapato sensoriado, para que, mediante los movimientos de los dedos de un pie, se controle los diferentes movimientos de la prótesis.

En el diario vivir, las personas utilizan sus pies para controlar varias funciones o acciones de automóviles, helicópteros, aviones, grúas, etc. Analizado este hecho se llegó

a la conclusión de que utilizar un pie para controlar una prótesis es una idea simple pero muy práctica.

3.4.2 Selección de interruptores mecánicos

Para escoger un sensor que capte el movimiento de los dedos del pie, se analizaron varios dispositivos sensibles a la presión como por ejemplo, pulsadores Palpad (ver figura 3.30), pero, estos pulsadores resultaron muy difícil de instalar dentro de un zapato, por el reducido espacio en el que tienen que ser colocados.

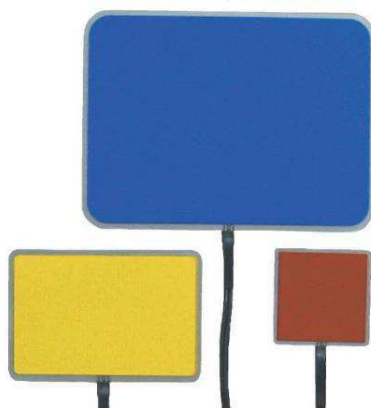


Figura 3.30 *Pulsadores Palpad*

Fuente: *Eneso (2013)*

Después de esta prueba se decidió experimentar pulsadores más sencillos pero igualmente efectivos. Se eligió probar pulsadores de membrana para teclados flexibles porque son muy delgados, y la prueba resultó satisfactoria.



Figura 3.31 *Pulsadores de domo superficiales*

Fuente: *Shoptronica(2013)*

3.4.3 Análisis de cantidad y ubicación de pulsadores

Una vez definido los pulsadores que se iban a utilizar, se analizó la cantidad y la ubicación para los pulsadores.

Para controlar la prótesis se requiere la activación de cuatro señales, para controlar la apertura de la pinza, cerrado de la pinza, giro de la muñeca a la derecha y giro de la muñeca a la izquierda.

Para obtener estas cuatro señales desde el zapato, se instalaron cinco pulsadores, dos por sobre y por debajo del pulgar del pie respectivamente y 3 pulsadores conectados en paralelo debajo del segundo, tercero y cuarto dedo del pie (ver figura 3.31).

Se conectaron estos tres pulsadores en paralelo porque es muy difícil mover los dedos segundo, tercero, cuarto y quinto independientemente. Es decir que estos tres pulsadores solo controlan una señal para la prótesis sin importar cuál o cuántos de ellos sean pulsados.

3.4.4 UBICACIÓN DE PULSADORES EN EL ZAPATO

Los pulsadores que van a funcionar debajo de los dedos, fueron instalados dentro de la plantilla de un zapato para pie derecho y el pulsador que va a trabajar sobre el dedo pulgar del pie, fue instalado entre la tela que recubre el zapato internamente y el material externo del zapato.

El pequeño tamaño de los pulsadores que se utilizaron contribuyó a que estos no causen ningún malestar en el pie cuando se utiliza el zapato.

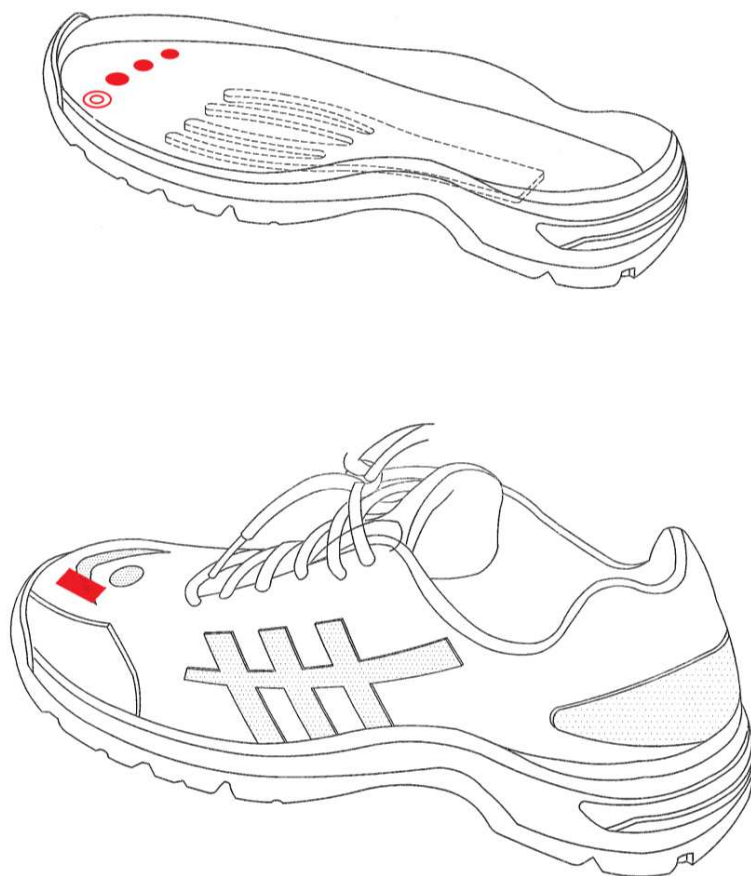


Figura 3.32 Ubicación de pulsadores en el zapato

Fuente: Autor

3.5 Señales para el control de la prótesis

Para no instalar más pulsadores se decidió que, para obtener la cuarta señal, se combine la activación de todos los pulsadores bajo los dedos. Los datos de las señales para el control de la prótesis se presentan en la tabla 1 a continuación.

Tabla 1. *Señales para el control de la prótesis*

Señales para el control de la prótesis	
Señales	Activación de pulsadores según movimiento de los dedos
Señal 1	Dedo pulgar hacia abajo
Señal 2	Dedo pulgar hacia arriba
Señal 3	Dedo segundo o tercero o cuarto hacia abajo
Señal 4	Dedo pulgar hacia abajo y dedo segundo o tercero o cuarto hacia abajo

Fuente: Autor

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE SOFTWARE

4.1 Hardware de modulo inalámbrico en el zapato

El modulo inalámbrico en el zapato se encarga de enviar las señales de los sensores del zapato hacia el modulo receptor en la prótesis. Para realizar la comunicación inalámbrica se utilizó un transceptor NRF24L01, que es un módulo de radio de 2,4 Ghz basado en el chip Nordic NRF24L01 y con interfaz SPI para controlar su aplicación. Todas estas operaciones serán controladas por un microcontrolador PIC 16F886. El circuito elaborado con estos elementos se muestra en la figura 4.1 .

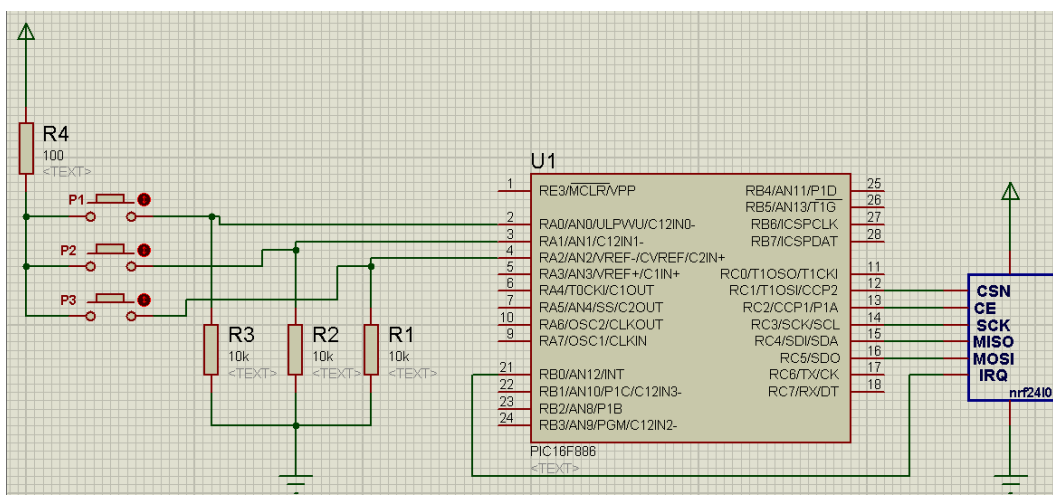


Figura 4.1 Circuito de modulo inalámbrico en el zapato

Fuente: autor

4.2 Diseño del programa del pic16f886 para el módulo inalámbrico en el zapato

El programa de control utilizado en el PIC del módulo inalámbrico es el encargado de procesar las señales provenientes de los pulsadores ubicados en el zapato y enviar las señales al PIC en la prótesis.

4.2.1 Lógica del programa del Pic.zapato

El programa principal en primer lugar se encarga de declarar todas las variables y etiquetas que serán utilizadas en el programa, luego configura los puertos. Una vez finalizadas estas etapas el pic espera a que un pulsador en el zapato sea presionado. En el momento que se presiona algún pulsador el pic enciende el módulo de radio para comunicarse con el pic en la prótesis y enviar la respectiva señal.

La figura 4.1 muestra el diagrama de flujo de la lógica del programa principal en el pic.

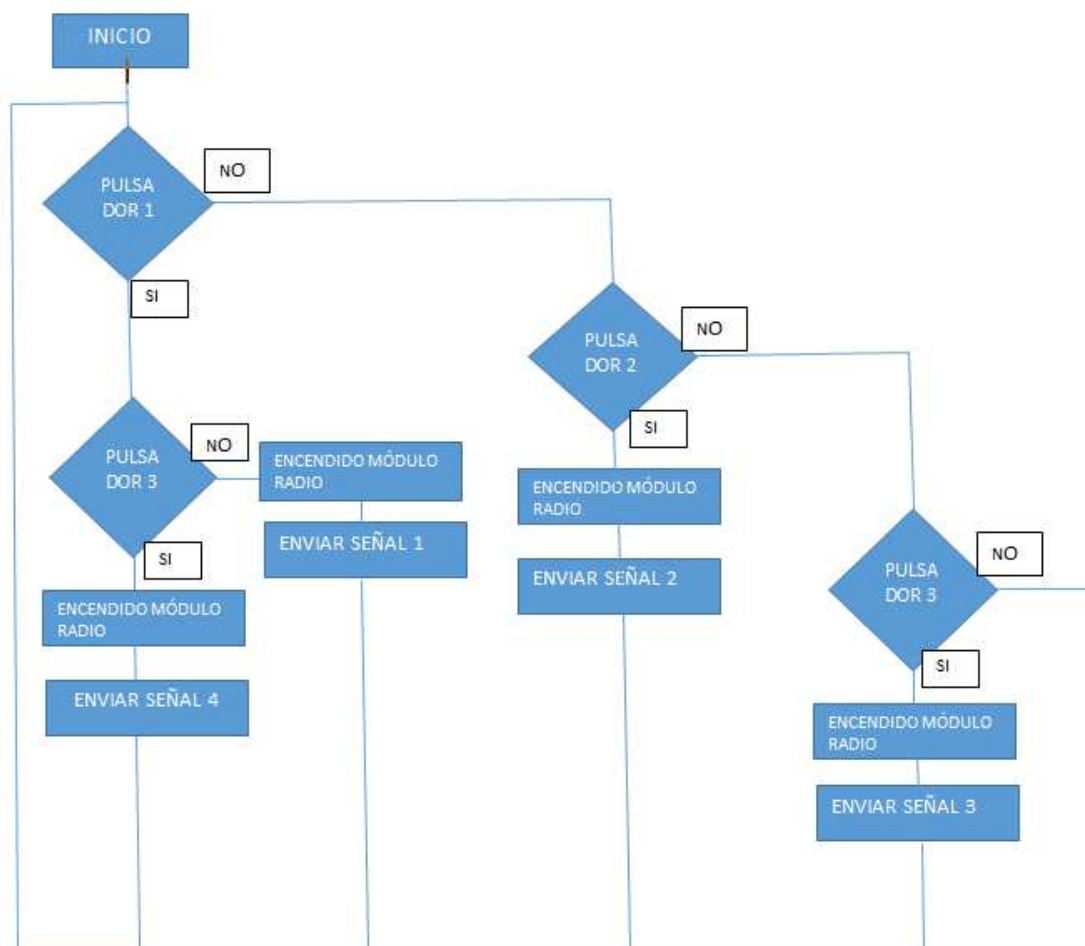


Figura 4.2 Diagrama de flujo de lógica de programa en el pic

Fuente: autor

4.3 Hardware de control de la prótesis

La tarjeta o circuito electrónico de la prótesis se encarga de procesar las señales recibidas que envía el módulo del zapato y realizar las operaciones de control de los movimientos de la prótesis. Para recibir las señales del módulo del zapato, este circuito también cuenta con el módulo de radio NRF24L01 y para realizar las operaciones de control, un microcontrolador PIC 16F886. El circuito elaborado con estos elementos se muestra en la figura 4.3 .

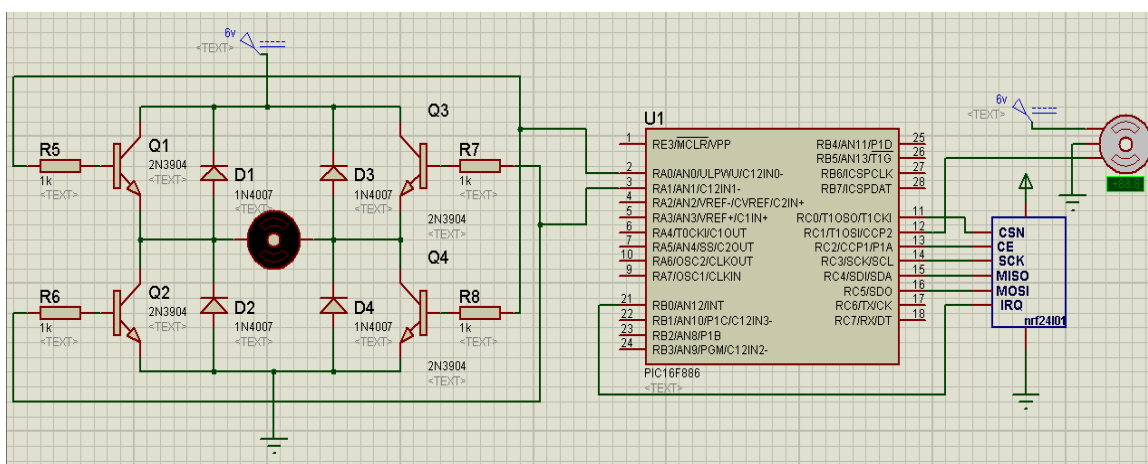


Figura 4.3 Circuito de control de la prótesis

Fuente: autor

4.4 Diseño del programa del pic 16f886 para el control de la prótesis

El programa de control del pic en la prótesis es el encargado de realizar la lógica de control necesaria para comandar los actuadores en la prótesis. Para ello se comunica de manera inalámbrica con el módulo inalámbrico en el zapato y obtiene los datos que necesita para poder ejecutar una acción.

4.4.1 Programa principal del pic.protesis

El programa principal en primer lugar se encarga de declarar todas las variables y etiquetas que serán utilizadas en el programa, luego configura los puertos. Una vez finalizadas estas etapas el pic espera a recibir una de las cuatro señales provenientes del zapato. La lógica de este programa es bastante simple.

Cuando recibe la señal uno, el pic aumenta la frecuencia de la señal PWM haciendo mover el servo y este a su vez hace cerrar la pinza. En el momento que se deja de pulsar, la señal pwm no se apaga. La señal tiene que permanecer encendida por que la prótesis puede estar sosteniendo un objeto y si la señal pwm se desactiva la pinza se abriría y el

objeto se caería. La señal tres y cuatro hacen girar la muñeca a la izquierda y derecha respectivamente, activando el micromotor en ambos sentidos de giro.

La figura 4.4 muestra la lógica del programa del pic en la prótesis

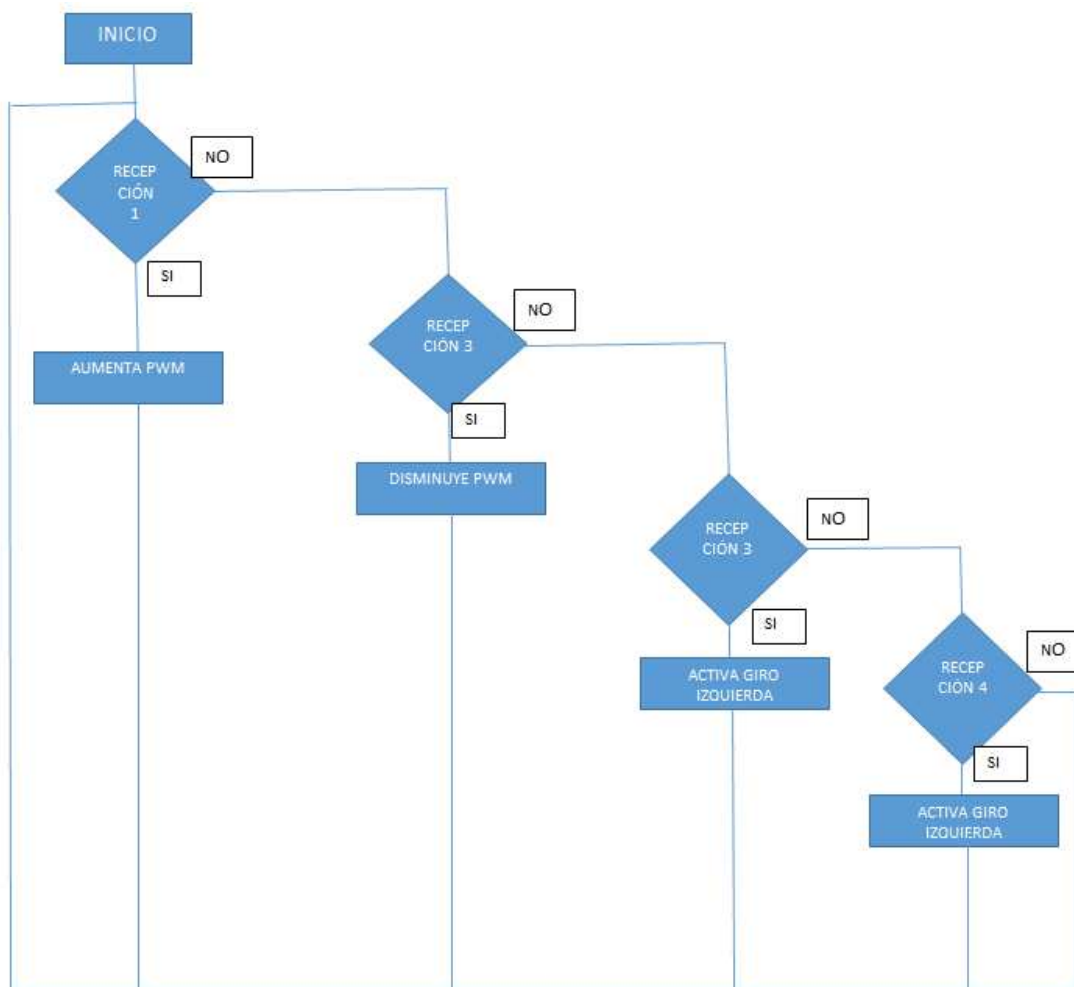


Figura 4.4 Diagrama de flujo de lógica de programa en pic.prótesis

Fuente: Autor

CAPÍTULO 5

FABRICACIÓN DE PRÓTESIS Y CÁLCULO DE COSTOS

Elaborar una prótesis de bajo costo, es uno de los objetivos de este proyecto. Para lograr esto, se procuró comprar los materiales en tiendas donde vendan materia prima para la fabricación de piezas industriales, y para la fabricación de las piezas se buscó talleres donde el proceso de maquinado se rápido y simple, disminuyendo así los costos.

5.1 Cálculo de costos de materiales

Los materiales que se utilizaron mayormente para la fabricación de la prótesis fueron acero inoxidable y aluminio. El acero inoxidable es un metal muy resistente y al ser inoxidable se asegura que la prótesis no tenga problemas de óxido en el futuro. El aluminio es un metal mucho más liviano y no se oxida, por estas características se utilizó aluminio para fabricar la mayoría de las piezas. Estos materiales fueron adquiridos dentro de la ciudad, en una tienda de materiales para elaboración de piezas industriales.

Tabla 2. Costos materiales acero/aluminio

Costos materiales acero/aluminio	
Materiales	costo
Cilindro de aluminio D=60mm L=15cm	15\$
Cilindro de acero inoxidable D=40mm L=5cm	3\$
Cilindro de acero inoxidable D=10mm L=14cm	2\$
Plancha de aluminio 12cmx8cmx5mm	6\$
Plancha de aluminio 15cmx7cmx2mm	4\$
Plancha de acero inoxidable 14cmx5cmx8mm	4\$
Total	34\$

Fuente: *autor*

5.2 Cálculo de costos de elementos y dispositivos electrónicos

Los elementos electrónicos como el micromotor, servomotor, módulos de radio, pic y batería fueron adquiridos en el exterior, ya que a nivel local difícilmente se venden o tienen un costo muy elevado. El resto de los elementos y la elaboración de las placas se realizaron en la ciudad de Cuenca, ya que el costo de fabricación es menor y la calidad mayor que la Ciudad de Guayaquil.

Tabla 3. Costos de elementos electrónicos

Costo elementos electrónicos	
Elementos	costo
Micromotor	15\$
Servomotor	90\$
Pcb flexible para zapato	60\$
Dos módulos de radio	30\$
2 PIC 18f8720	20\$
Circuito SMD prótesis	30\$
Circuito SMD zapato	15\$
Batería 3000 Mah y cargador	60\$
Total	320

Fuente: *autor*

5.3 Cálculo de costo mano de obra

Una vez adquiridos los materiales, se fabricaron las piezas en dos talleres dentro de la ciudad. Un taller de torno y fresa, y un taller de corte de hilo

En el taller de torno, se elaboraron las piezas con forma cilíndrica, como los pasadores, ejes y piezas de la muñeca, con un tiempo de fabricación de aproximadamente 12 horas de trabajo o dos días.

El resto de las piezas se fabricaron en un taller de corte de hilo, con un tiempo de elaboración de 3 días. Esta máquina funciona cortando el material automáticamente a partir de un dibujo CAD. De esta manera se logra obtener piezas con un acabado muy preciso. Lo que resulta muy beneficioso al momento de fabricar los engranes.

Tabla 4. *Costos mano de obra*

Costo mano de obra	
Corte de piezas en máquina cortadora de hilo	200\$
Torneado de piezas	245\$
armado de zapato	5\$
Total	450\$

Fuente: *autor*

5.4 Cálculo de costo total

En la siguiente tabla se muestra la suma de todos los costos, obteniendo el costo total aproximado de la prótesis.

Tabla 5. *Costo total*

Costo total	
Costos materials acero/aluminio	34\$
Costo elementos electrónicos	320\$
Costo mano de obra	450\$
Total	804\$

Fuente: *Autor*

CAPÍTULO 6

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para probar la capacidad que tiene la prótesis de sostener objetos con seguridad se realizaron pruebas con objetos de diferentes diámetros y tamaños, diferentes materiales, diferentes formas y diferente peso obteniendo resultados muy buenos y favorables.

6.1 Prueba de fuerza

Una vez ensamblada la prótesis se realizaron varias pruebas para saber qué tan funcional resultó ser. Las primeras pruebas consistieron en agarrar y sostener objetos de diferente peso, logrando sostener objetos hasta de un kilo de peso que tengan una forma uniforme como una caja o botella y que la superficie del objeto no este mojada. También se probó sostener objetos muy simples pero muy importantes en la vida de las personas, como por ejemplo, un bolígrafo, una cuchara, un vaso con alguna bebida, botellas plásticas, cajas, objetos circulares, objetos suaves, objetos pequeños, etc



Figura 6.1 *Prótesis sosteniendo vaso*

Fuente: *autor*

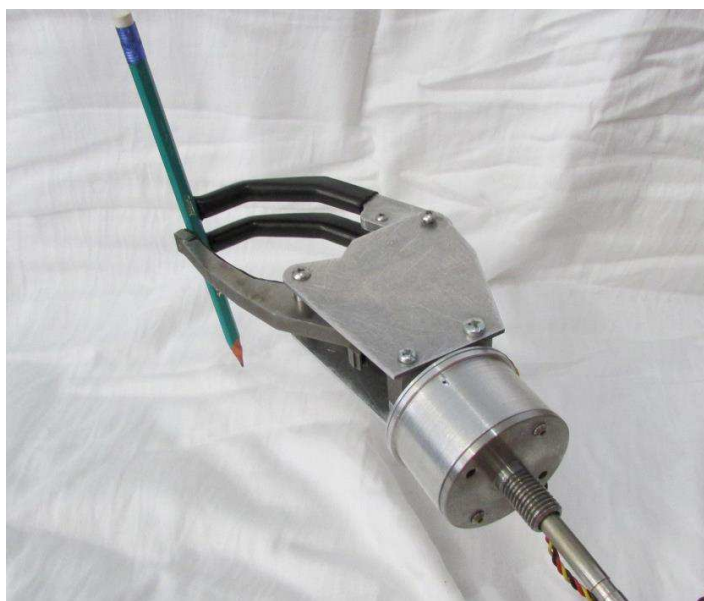


Figura 6.2 *Protesis sosteniendo lapiz*

Fuente: *autor*

6.2 Prueba de destreza

Para controlar la prótesis no se necesita de mucha práctica, ya que su control simple la convierten en un dispositivo de fácil manejo. Las personas que probaron la prótesis no demoraron más que unos pocos minutos para poder dominar todos los movimientos de la prótesis y dependiendo de cómo se maneje o controle la prótesis, esta mejorara su capacidad para sostener objetos más complicados de agarrar.



Figura 6.3 Prótesis cogiendo tenedor

Fuente: Autor

6.3 Resultados

Los resultados son muy satisfactorios, porque después de realizar todas las pruebas, la prótesis respondió como se esperaba.

La prueba de fuerza y destreza de la prótesis dio los siguientes resultados.

- La prótesis puede sostener objetos de hasta un kilo de peso siempre y cuando la superficie del objeto no sea resbalosa o este humedecida con algún líquido o aceite.
- La prótesis puede sostener objetos rígidos que posean máximo un ancho de 10cm.
- La prótesis puede sostener objetos que tengan como mínimo un ancho o diámetro de 3.5cm.
- Para objetos menores de 3.5cm, la prótesis puede agarrar objetos con la punta de los dedos con un tamaño mínimo de 5mm de diámetro o ancho.
- La prótesis puede agarrar objetos con forma irregular, como por ejemplo: telas, esponjas, algodón etc.
- La prótesis puede llegar a sostener objetos muy frágiles, dependiendo de la destreza y la práctica de la persona que la maneje.

CAPITULO 7

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 conclusiones

- De acuerdo a las pruebas y resultados, la prótesis que se fabricó en este proyecto es muy funcional ya que el discapacitado puede realizar muchas actividades y acciones que antes no podía.
- Este proyecto cumple con los objetivos que se propusieron inicialmente, el diseño y elaboración de un prototipo de prótesis electrónica transradial, que realiza agarres prensiles a partir de órdenes efectuadas desde un sistema de mando dotado de comunicaciones inalámbricas instalado en el zapato de una persona con discapacidad física.
- La prótesis puede agarrar y sostener la mayoría de los objetos que las personas utilizan en el diario vivir.
- Este proyecto es viable para desarrollarlo en el Ecuador, por su bajo costo comparado con otras prótesis que se compran en el extranjero, y su funcionalidad también contribuye a que este sea un proyecto factible.

- La utilización de un servo, comúnmente usado para proyectos de robótica y modelismo, también puede ser usado para crear mecanismos que ayuden a personas discapacitadas, y ayudar a mejorar su vida con la ayuda de un dispositivo de calidad.

7.2 Recomendaciones

- Se recomienda que el discapacitado se someta al debido tiempo de capacitación o rehabilitación para que aprenda a utilizar de manera correcta la prótesis, de esta manera se alargará la vida útil de la misma.
- Se recomienda no sostener objetos durante varios minutos, ya que esto ocasionaría que la batería se descargue en un tiempo menor al estimado.
- Se recomienda tener alejada la prótesis de la humedad, ya que esto puede dañar las tarjetas electrónicas.
- Se recomienda en lo posible no forzar la prótesis con objetos pesados, ya que esto puede hacer que disminuya la vida útil del servomotor.
- Se recomienda forrar los dedos de la prótesis con algún tipo de silicón o caucho para disminuir el riesgo de que se resbalen los objetos.

- Se recomienda comprar un guante estético de látex para prótesis transradiales, ya que con esto se protege la prótesis del ambiente externo.
- Para mejorar la prótesis, se recomienda utilizar materiales de fabricación menos pesados.
- Para mejorar la prótesis, se recomienda eliminar los ángulos y bordes vivos, ya que estos podrían lastimar o cortar a otras personas o al mismo discapacitado.
- Se recomienda hacer los agujeros con rosca más profundos, ya que se tuvo que cortar tornillos por que los agujeros son muy cortos.

BIBLIOGRAFÍA

- McMillan, James. (2007). *Investigación educativa*. PEARSON EDUCACIÓN: Madrid.
- OttoBock. (2012). *Otto Bock Healthcare Products GmbH*. Kaiserstrabe:Austria
- Angulo, José. (2006). *Microcontroladores avanzados dsPIC*, Controladores digitales de señales, Arquitectura, Programación y aplicaciones. Barcelona: Editorial Paraninfo,
- Breijo Garcia, Eduardo. (2008). *Compilador C CCS y simulador Proteus para microcontroladores PIC*. . Barcelona: Ediciones técnicas Marcombo

- House, Linacre; Hill, Jordan. (2007), *Intelligent Sensor Design Using the Microchip dsPIC*. Oxford: Creed Huddleston Oxford OX2 8DP, UK, Copyright © 2007, Elsevier Inc.
- Consejo consultivo de ayudas tecnológicas, (1994), Quebec.
- Torres Torriti, Miguel. (2007). *Tutorial Microcontroladores PIC*. Santiago de Chile.
Recuperado el 23 de abril del 2013 de,
web.ing.puc.cl/~mtorrest/downloads/pic/tutorial_pic.pdf
- Bueno, Leandro; Bastos-Filho, Teodiano; Dynnikov, Vladimir. (2001). *Diseño de una prótesis de miembro superior dotada de sensores, actuadores y microcontrolador*. Espirito Santo. Recuperado el 23 de abril del 2013 de,
www.sidar.org/acti/jorna/5jorna/ponencias/ponencia3-8.doc

- Lisandro Puglisi & Hector Moreno (2009). *Prótesis Robóticas*. Madrid. Recuperado el 23 de abril del 2013 de,
http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf

Sitios Web:

- www.conadis.gob.ec . Consultado Marzo 2014
- www.ccsinfo.com. Consultado Abril 2014
- www.microchip.com. Consultado Marzo 2014
- protesislizanita.blogspot.com. Consultado Mayo 2014
- <http://www.touchbionics.com>. Consultado Mayo 2014
- <http://www.neoteo.com/luke-arm-el-brazo-prostetico-de-luke-skywalker>. Consultado Junio 2014
- <http://www.proteus-ec.com/todonivel.html>. Consultado Junio 2014
- <http://www.observatoriodelaaccesibilidad.es/productos-apoyo/productos-.apoyo/clasificacion/getclassproduct/protesis-transradiales-por-debajo-codo/index.html?MES=12&ANYO=2012>. Consultado Julio 2014
- <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002286.htm>. Consultado Julio 2014

ANEXOS

Anexo A: Planos de las piezas de la prótesis

Anexo B: Ficha técnica Pic16f886

ANEXO C: Manual de Usuario

1. Uso

1.1 Finalidad medica

La prótesis se usa exclusivamente para la exoprotetización de las extremidades superiores.

1.2 Condiciones de aplicación

La prótesis se ha desarrollado para realizar actividades cotidianas y no puede emplearse en actividades extraordinarias, como por ejemplo en deportes extremos.

2. Indicaciones de seguridad

La inobservancia de las siguientes advertencias de seguridad, puede provocar el descontrol o una disfunción de la prótesis .

- En la prótesis no deben penetrar partículas sólidas ni líquidas.
- La prótesis no debe exponerse a humo o polvo intenso, vibraciones mecánicas o golpes y tampoco a un calor excesivo.
- Evite las aproximaciones a cables de alta tensión, emisores, transformadores, u otras fuentes con una fuerte radiación electromagnética, ya que estos pueden causar fallos en el funcionamiento de la prótesis.
- En caso de interrupción de la alimentación eléctrica o de avería del sistema de control, etc , el agarre puede soltarse haciendo palanca con el para forzar un poco su apertura.
- La prótesis se ha desarrollado para realizar actividades cotidianas y no puede emplearse en actividades inusuales, como por ejemplo en deportes extremos (escalada libre, parapente, etc.). El tratamiento cuidadoso de la prótesis y de sus componentes no sólo prolonga su vida útil, sino que además contribuye a la seguridad del usuario.

3. Indicaciones para mantenimiento

Puesto que todos los componentes mecánicos móviles pueden presentar síntomas de desgaste, es necesario efectuar una revisión anual de mantenimiento. En esta revisión, se comprobará la prótesis en su totalidad y, si es necesario se reajustara y engrasara. Así mismo, si es preciso, se remplazara las piezas desgastadas.

6. Descripción y función

La prótesis es una mano protésica con control eléctrico que destaca por su fuerza de agarre con un concepto de control innovador mediante el pie.

La prótesis puede adaptarse a cualquier usuario gracias a su sistema de control de interruptores mecánicos en el zapato.

7. Descripción de funcionamiento

La velocidad de los movimientos de la prótesis siempre será constante, tanto en la apertura y cerrado de la pinza, como en el giro de la muñeca.

La fuerza de agarre de la prótesis aumenta proporcionalmente a la duración que se mantenga presionado el pulsador en el zapato.

7.1 Control de la prótesis con zapato

control de la prótesis	
movimiento	Activación de pulsadores según movimiento de los dedos
Cerrado	Dedo pulgar hacia abajo
Abierto	Dedo pulgar hacia arriba
Giro muñeca a la derecha	Dedo segundo o tercero o cuarto hacia abajo
Giro muñeca a la izquierda	Dedo pulgar hacia abajo y dedo segundo o tercero o cuarto hacia abajo

8. Manejo de las baterías

Utilice solo baterías con la carga completa para el funcionamiento de la prótesis.

Tenga siempre preparada una segunda batería cargada como recambio.

Esperar que led indicador de carga se encienda, esto indica que la batería ha sido cargada completamente.

No exponer la batería a temperaturas altas.

9. Datos técnicos

Corriente en reposo: 0.2 A

Temperatura de funcionamiento: 0-40 °C

Ancho de apertura: 10cm

Suministro de corriente: LiFePO4 (6.4v)