



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA
MECÁNICA Y ELÉCTRICA.**

**INSTRUMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO
INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL.**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN.**

P R E S E N T A

**ANTONIO LÓPEZ DÍAZ.
JUAN CARLOS MEZA GONZÁLEZ.
ELISEO SORIANO TAPIA PEDRO**

ASESORES:

**DRA. ESTHER LUGO GONZÁLEZ.
ING. LUIS ARTURO BENÍTEZ VELÁZQUEZ.**



MÉXICO, D.F., 11 DE FEBRERO 2014

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD PROFESIONAL "ADOLFO LÓPEZ MATEOS"

TEMA DE TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE	INGENIERO EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN
POR LA OPCIÓN DE TITULACIÓN	TESIS COLECTIVA Y EXAMEN ORAL INDIVIDUAL
DEBERA(N) DESARROLLAR	C. ANTONIO LÓPEZ DÍAZ C. JUAN CARLOS MEZA GONZÁLEZ C. PEDRO ELICEO SORIANO TAPIA

"INSTRUMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL"

INSTRUMENTAR UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR DE NIVEL TRANSFEMORAL ACCIONADA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS Y SENSORES PIEZORESISTIVOS

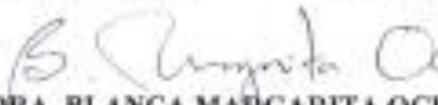
- > OBJETIVOS.
- > JUSTIFICACIÓN.
- > INTRODUCCIÓN.
- > ESTADO DEL ARTE.
- > MARCO TEÓRICO.
- > DISEÑO CONCEPTUAL.
- > RESULTADOS.
- > CONCLUSIONES.
- > ANEXOS.
- > REFERENCIAS.

MÉXICO D.F., 11 DE FEBRERO DE 2014.

ASESORES


DRA. ESTHER LUGO GONZÁLEZ


ING. LUIS ARTURO BENÍTEZ VELÁZQUEZ


DRA. BLANCA MARGARITA OCHOA GALVÁN
JEFE DEL DEPARTAMENTO ACADÉMICO
DE INGENIERÍA EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN.



AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios y a las Deidades por el desenvolvimiento y la oportunidad de llegar hasta este momento de mi vida, además por permitirme alcanzar un escalón más y por la familia tan maravillosa que me dió.

Agradezco a mi familia que en todo momento estuvo conmigo, ahí, brindándome su apoyo, comprensión y sobre todo su cariño.

Agradezco al IPN por la formación académica de primera calidad y por brindarme la oportunidad de aprender, conocer y convivir con gente nueva, además de tener experiencias y conocimientos que serán de gran ayuda en mi vida personal y profesional.

López Díaz Antonio

AGRADECIMIENTOS

En primera instancia quiero agradecer a Dios por permitirme tener la fortuna y las fuerzas para culminar una etapa tan importante de mi vida, este logro representa mucho para mí.

Papá y Mamá sin ustedes esto nunca podría haber sido posible, ustedes siempre confiaron en mí, me apoyaron en todo momento como nadie más lo podría hacer, por ello jamás poder terminar de agradecer todo lo que han hecho por mí, sé que no los he defraudado y tengan por seguro que nunca lo hare por todo lo que han dado por mí.

Hermanos ustedes son parte fundamental en mi vida, créanme que sin ustedes mi vida no sería la misma, por eso quiero darles las gracias por todos esos momentos en de apoyo, desvelos, consejos, etc. Saben que siempre estaré ahí siempre que lo necesiten, porque ustedes merecen eso y más.

Abuelitos: Rafael González, Beatriz Salazar y Raquel Sánchez; ustedes también han sido parte fundamental en mi formación, gracias por todos esos consejos, apoyo moral y económico que siempre me han brindado sin ustedes este logro no hubiera sido posible y estaré infinitamente agradecido con ustedes

A toda mi familia por el cariño y el apoyo; los amo.

Meza González Juan Carlos

AGRADECIMIENTOS

Por la tesis, pero sobre todo, por estos 4 años y medio que compartimos.

A dios por demostrarme tantas veces su existencia y con ellos darme fuerzas para salir adelante en cada tropiezo.

A mi madre por su apoyo, determinación, entrega y humildad que me ha enseñado tanto. Porque ha sabido estar en los momentos buenos y difíciles de mi vida.

A mis hermanas porque su comprensión, cariño y amor que me brindan cada día.

A mi hermano porque desde que el momento que nací fue como un padre, brindándome los valores que hasta ahora he ejercido a lo largo de mi carrera.

A mi familia en general por su todo lo que me he recibido de ellos en el transcurso de toda mi vida.

Soriano Tapia Pedro Elíceo

DEDICATORIAS

A mi padre, que cuyas palabras y consejos tienen un efecto de superación en mí.

A mi madre, quien siempre confió en mí.

A mi hermana, que sus actos me dicen que tengo a alguien en quien confiar.

López Díaz Antonio

DEDICATORIAS

A mis padres que me han dado todo el apoyo económico y moral que me han brindado a lo largo de mi vida y en este momento tan importante en el que estoy colocando un escalón más en mi proyecto de vida.

A mis hermanos por representar una parte tan especial en mi vida.

A mis abuelitos que siempre están cuando los necesito.

A la Doctora Lugo Gonzales Esther por brindar todo el apoyo posible, por transmitirme sus conocimientos e impulsarme a no ser conformista e ir por más a pesar de lo difícil que pueda ser.

Al Instituto Politécnico Nacional, pero en especial al CECyT 12 José Ma. Morelos Y Pavón y a la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Zacatenco, por brindarme todos los conocimientos necesarios para desarrollarme como ingeniero y enseñarme que Soy Politécnico porque me dignifico y siento el deber de dignificar a mi institución.

Meza González Juan Carlos

DEDICATORIAS

Este trabajo de tesis está enteramente dedicado a Dr. Esther Lugo y Profesor Ricardo Tapia. Gracias por atreverse en confiar en mí, es obvio que sin ustedes el sueño de realizar mi proyecto nunca hubiera sido completado.

A mi madre sencillamente tú eres la base de mi vida profesional y toda la vida te estaré agradecido. Realmente no tengo palabras para escribir lo que tú me has enseñado en este camino.

Soriano Tapia Pedro Elíceo



Índice

OBJETIVO GENERAL.....	I
JUSTIFICACIÓN.	II
INTRODUCCIÓN.....	III
1.-ESTADO DEL ARTE	1
GENERALIDADES.	2
1.1.- AMPUTACIÓN EN NIVEL TRANSFEMORAL.	2
1.2.- PRÓTESIS A NIVEL TRANSFEMORAL.	4
1.3.- ELECTROMIOGRAFÍA.	9
1.3.1.- Señal electromiográfica.....	10
1.3.2.-Detección de la señal electromiográfica.	12
1.4.- FLUIDO MAGNETOREOLÓGICO.....	14
1.5 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	18
2.-MARCO TEÓRICO	19
2.1.- CICLO DE MARCHA.....	20
2.1.1.- Ciclo de la marcha con prótesis de miembro inferior.	22
2.2.- INSTRUMENTACIÓN.	23
2.2.1.- Sensor.....	24
2.2.2.- Controlador (microcontrolador).	24
2.2.3.- Actuador.....	25
2.3.- INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.....	27
2.3.1.- Electrodo de Superficie.....	28
2.3.2.-Acondicionamiento de la señal.....	28
2.3.3.- Sensor de presión o fuerza (piezoresistivo).	33
2.3.4.- Servomotor.....	34
2.3.5.- Amortiguador.....	35
2.4.-SUMARIO.	36
3. DISEÑO CONCEPTUAL.....	37
3.1.- SENSOR.....	38
3.2.- ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.	40
3.2.1.- Pre-amplificación.....	42
3.2.2.- Amplificación.....	44
3.3.- MECANISMO POLICÉNTRICO DE CUATRO BARRAS.	46
3.3.1.- Determinación de los grados de libertad.....	47
3.3.2.- Determinación de la trayectoria del mecanismo policéntrico.	49
3.4.- MICROCONTROLADOR.....	51
3.4.1.- Protección del micro controlador.	53
3.5.- SERVOMOTOR.	53
3.6.- AMORTIGUADOR REOLÓGICO.....	54
3.6.1.- Fabricación del fluido magnetoreológico.....	57
3.6.2.- Diseño y construcción de un electroimán.....	59
3.6.3.- Cálculo del electroimán para el amortiguador construido.....	60
3.7.- SUMARIO.....	63
4.-RESULTADOS.....	64
4.1.- SISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.....	65
4.1.1.- Observaciones del sistema de acondicionamiento de señal.....	66
4.2.- TRAYECTORIA DEL SERVOMECANISMO.....	67
4.2.1- Observaciones del mecanismo.....	69



4.3.- AMORTIGUADOR REOLÓGICO.....	70
4.3.1.- <i>Observaciones del amortiguador reológico</i>	70
4.3.2.- <i>Construcción de un amortiguador</i>	72
4.3.3.- <i>Resultados del fluido magnetoreológico con el amortiguador</i>	74
4.4.- INTEGRACIÓN FÍSICA DE LAS ETAPAS.....	76
4.5.- ANÁLISIS DEL CICLO DE MARCHA DEL PROTOTIPO.....	78
4.6.- VENTAJAS Y LIMITACIONES DEL PROTOTIPO.....	83
4.6.1.- <i>Ventajas del prototipo</i>	85
4.6.2.- <i>Limitaciones</i>	86
5.-CONCLUSIONES, TRABAJOS FUTUROS Y ANEXOS	88
5.1.-CONCLUSIONES.....	89
5.2.- TRABAJOS FUTUROS.....	90
5.3.- ANEXOS.....	91
ANEXO 1.- <i>Datasheet AD620</i>	91
ANEXO 2.- <i>Datasheet AD705J</i>	92
ANEXO 3.- <i>Datasheet LM324</i>	93
ANEXO 4.- <i>Microcontrolador Arduino Leonardo</i>	94
ANEXO 5.- <i>Servomotor GoTeck® GS-5515MG</i>	95
ANEXO 6.- <i>Magneto-Rheolical Fluid</i>	96
ANEXO 7.- <i>CODIGO DE PROGRAMACIÓN CORRESPONDIENTE A LA AUTOMATIZACIÓN DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL</i>	99
6.-REFERENCIAS	101



Relación de Figuras

1.-ESTADO DEL ARTE	1
FIGURA 1.1.-AMPUTACIONES MÁS COMUNES A NIVEL FEMORAL.	3
FIGURA 1.2.- ESTRUCTURA ÓSEA Y MUSCULAR DE LA PIERNA HUMANA.	4
FIGURA 1.3.- ELEMENTOS PRINCIPALES QUE CONFORMAN UNA PRÓTESIS A NIVEL TRANSFEMORAL.	5
FIGURA 1.4.- MECANISMO DE 4 BARRAS CRUZADO.....	6
FIGURA 1.5.- MECANISMO DE OTTO BOCK 3R60.	6
FIGURA 1.6.- MECANISMO DE 4 BARRAS PARA PRÓTESIS DE RODILLAS.	7
FIGURA 1.7.- RODILLA MAUCH® FABRICADA POR ÖSSUR©.	7
FIGURA 1.8.- RODILLA RHEO® FABRICADA POR ÖSSUR©.	8
FIGURA 1.9.- PIE SURE-FLEX® FABRICADA POR ÖSSUR©.	8
FIGURA 1.10.- PIE CETERUS® FABRICADA POR ÖSSUR©.	9
FIGURA 1.11.- PIE PROPRIO® FABRICADA POR ÖSSUR©.	9
FIGURA 1.12.- SEÑAL ELECTROMIOGRAFÍA [15].	10
FIGURA 1.13.-UNIDAD MOTORA.....	10
FIGURA 1.14.-CICLO DE DESPOLARIZACIÓN Y REPOLARIZACIÓN EN LAS FIBRAS MUSCULARES.	11
FIGURA 1.15- DIÁMETROS DE ELECTRODOS: A) ELECTRODO DE FIBRA SIMPLE, B) ELECTRODO DE AGUJA CONCÉNTRICO, C) ELECTRODO MONO POLAR D) MACRO ELECTRODO.	12
FIGURA 1.16.- DIAGRAMA DE DESCOMPOSICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE SUPERFICIE.	13
FIGURA 1.17.-ESTUDIO DE LA ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL.	13
FIGURA 1.18.-ALINEACIÓN DE LAS PARTÍCULAS [20].....	15
FIGURA 1.19.- PROTOTIPO EN SOLIDWORKS Y FÍSICO DEL MECANISMO.	16
FIGURA 1.20.-BOSQUEJO DE LA PIERNA PROTÉSICA SMART MAGNETIX [22].	16
FIGURA 1.21.- PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR (RHEOKNEE) DE GRUPO ALEMANA MEDICAL SUPLIES [23].....	17
FIGURA 1.22.- DISEÑO GRÁFICO DE LA PRÓTESIS CONSTRUIDA EN LA UNIVERSIDAD DE LA SALLE, COLOMBIA.	17
2.-MARCO TEÓRICO	19
FIGURA 2.1.- DIVISIÓN DEL CICLO DE LA MARCHA.	21
FIGURA 2.2.- FASES DEL CICLO DE MARCHA.	21
FIGURA 2.3.- CICLO DE MARCHA DE UN PACIENTE CON PRÓTESIS MECÁNICA.	23
FIGURA 2.4.- ESQUEMA DE UN MICROCONTROLADOR.	24
FIGURA 2.5.- ELECTRODOS [27].	28
FIGURA 2.6.- PROCESO DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL.	29
FIGURA 2.7.- AMPLIFICADOR NO INVERSOR.....	29
FIGURA 2.8.- SEGUIDOR DE TENSIÓN.	30
FIGURA 2.9.- AMPLIFICADOR INVERSOR.	31
FIGURA 2.10.- AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN BÁSICO CON TRES AMPLIFICADORES OPERACIONALES.....	32
FIGURA 2.11.- AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN BÁSICO CON UN RESISTOR DE AJUSTE DE LA GANANCIA EXTERNO R_g . SE INDICAN LAS SEÑALES DIFERENCIALES Y EN MODO COMÚN.	32
FIGURA 2.12.-SENSOR PIEZORESISTIVO.	33
FIGURA 2.13.- SEÑAL DE PWM.	34
FIGURA 2.14.- PARTES DEL SERVOMOTOR.	35
FIGURA 2.15.-ESTRUCTURA DE UN AMORTIGUADOR HIDRÁULICO.....	35
3. DISEÑO CONCEPTUAL.....	37
FIGURA 3.1- SENSOR PIEZORESISTIVO (FORCESENSINGRESISTORS®).	39
FIGURA 3.2.- COMPORTAMIENTO DEL SENSOR PIEZORESISTIVO.	39
FIGURA 3.3.- ELECTRODOS DE Ag/AgCl.	40
FIGURA 3.4.- DIMENSIONES DEL ELECTRODO SUPERFICIAL.	40
FIGURA 3.5.-GEL ELECTROLÍTICO.....	41
FIGURA 3.6.- RECOMENDACIÓN DE LAS DISTANCIAS ENTRE ELECTRODOS (EN MM) SEMG.....	42
FIGURA 3.7.-AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620.....	42
FIGURA 3.8.-CIRCUITO DE PIERNA DERECHA PROPUESTO POR EL PROVEEDOR (TEXAS INSTRUMENT®).	43



FIGURA 3.9.- AMPLIFICADOR OPERACIONAL AD705J.	44
FIGURA 3.10.- SIMULACIÓN DE LA ETAPA DE PRE-AMPLIFICACIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DESARROLLADO EN MULTISIM®.	44
FIGURA 3.11.-AMPLIFICACION FINAL EN CONFIGURACIÓN NO INVERSORA.	45
FIGURA 3.12.- AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM324 TEXAS INSTRUMENT®.	45
FIGURA 3.13.- SIMULACIÓN DEL CIRCUITO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DESARROLLADO EN MULTISIM®.	45
FIGURA 3.14.- MECANISMO POLICÉNTRICO [36].	46
FIGURA 3.15.- ÁNGULOS DE FLEXIÓN Y-EXTENSIÓN DE LA RODILLA.	47
FIGURA 3.16.- A) CENTRO INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN B) POLOIDE C) CIR POR EL SEGUIMIENTO TRAYECTORIA.	50
FIGURA 3.17.- DIAGRAMA DE ESTABILIDAD DE UN CUADRILÁTERO ARTICULADO HÍPER ESTABILIZADO POR RADCLIFFE.	50
FIGURA 3-18.- MECANISMO EN POSICIÓN DE FLEXIÓN(A).MECANISMO EN POSICIÓN DE EXTENSIÓN (B).	51
FIGURA 3.19.- MICROCONTROLADOR LEONARDO ARDUINO®.	52
FIGURA 3.20.- DIAGRAMA ELÉCTRICO DEL CIRCUITO DE PROTECCIÓN.	53
FIGURA 3.21.- SERVOMOTOR GoTeck® MODELO GS-5515MG®.	54
FIGURA 3.22 MEDIDAS DE PRÓTESIS EN EL PLANO [43].	55
FIGURA 3.23.- MEDIDAS DE LAS ALTURAS DEL CONTENEDOR DEL AMORTIGUADOR [43].	55
FIGURA 3.24.- PROTOTIPO DE AMORTIGUADOR Y PISTÓN ENSAMBLADO [43].	57
FIGURA 3.25.- A) LIMADURA DE FERRITA EN BRUTO; B) DESPUÉS DE LA ÚLTIMA FASE DE TAMIZADO.	58
FIGURA 3.26.- FLUIDO MAGNETORREOLÓGICO.	58
FIGURA 3.27.- CIRCUITO MAGNÉTICO EN SERIE.	59
FIGURA 3.28.- VÁSTAGO CON LA BOBINA (ELECTROIMÁN).	63
4.-RESULTADOS	64
FIGURA 4.1.- COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS.	65
FIGURA 4.2.- SEÑAL DE SALIDA A) FASE DE RELAJACIÓN; B) FASE DE CONTRACCIÓN.	66
FIGURA 4.3.- UNIÓN DE SERVOMOTOR-MECANISMO (SERVOMEKANISMO).	67
FIGURA 4.4.-FASE DE EXTENSIÓN COMPLETA (ÁNGULO DE 0°).	68
FIGURA 4.5.- ÁNGULO 5° DE FLEXIÓN DEL PIE PROTÉSICO.	68
FIGURA 4.6.- SERVOMEKANISMO EN UN ÁNGULO 135°.	69
FIGURA 4.7.- FASE DE APOYO EXTENSIÓN COMPLETA DE TODA LA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR.	69
FIGURA 4.8.- VISTA LATERAL Y ANGULAR DEL CILINDRO.	71
FIGURA 4.9.- VISTA LATERAL DEL VÁSTAGO Y EMBOLO.	71
FIGURA 4.10.- VISTA ANGULAR DEL VÁSTAGO.	72
FIGURA 4.11.- VISTA LATERAL Y ANGULAR DEL AMORTIGUADOR ENSAMBLADO.	72
FIGURA 4.12.- BOMBA PARA NEUMÁTICOS.	73
FIGURA 4.13.- BOMBA SIN EL SELLO SUPERIOR.	73
FIGURA 4.14.- VISTA LATERAL DEL VÁSTAGO.	73
FIGURA 4.15.- VISTA LATERAL DEL AMORTIGUADOR TERMINADO.	74
FIGURA 4.16.- LLENADO DEL AMORTIGUADOR.	74
FIGURA 4.17.- ENERGIZANDO EL ELECTROIMÁN PARA LAS PRUEBAS CORRESPONDIENTES.	74
FIGURA 4.18.- FOTO DE LA UBICACIÓN DE LOS SENSORES EN EL PIE PROTÉSICO.	76
FIGURA 4.19.- CONFIGURACIONES PARA ACCIONAR EL SERVOMEKANISMO A Y EL ELECTROIMÁN B.	77
FIGURA 4.20.- AMORTIGUADOR REOLÓGICO.	78
FIGURA 4.21.- PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL.	78
FIGURA 4.22.- PROTOTIPO EN LA FASE DE ABDUCCIÓN.	79
FIGURA 4.23.- A) POSICIÓN DE LA PRÓTESIS DURANTE LA FASE DE BALANCEO. B) ACERCAMIENTO AL MECANISMO.	80
FIGURA 4.24.- PRÓTESIS EN SU PUNTO MÁXIMO DE EXTENSIÓN.	81
FIGURA 4.25.- PROTOTIPO EN FASE DE IMPACTO FINAL A) ACTIVACIÓN DEL SENSOR DEL TALÓN B) POSICIÓN DEL PROTOTIPO.	81
FIGURA 4.26.- PROTOTIPO EN EL CICLO DE LA MARCHA. A) FASE DE ABDUCCIÓN B) FASE DE BALANCEO C) IMPACTO FINAL DE BALANCEO.	82
FIGURA 4.27.- DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROTOTIPO.	83
5.-CONCLUSIONES, TRABAJOS FUTUROS Y ANEXOS	88



Relación de Tablas

1.-ESTADO DEL ARTE	1
TABLA 1.1.- APLICACIÓN DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.	14
2.-MARCO TEÓRICO	19
TABLA 2.1.- PRINCIPALES MARCAS DE MICROCONTROLADORES.	25
3. DISEÑO CONCEPTUAL.....	37
TABLA 3.1.- CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR PIEZORRESISTIVO.	39
TABLA 3.2.- DISTANCIA DE ELECTRODOS EN MÚSCULOS DE GRAN TAMAÑO EN MIEMBRO INFERIOR.	41
TABLA 3.3.- COMPARACIÓN ENTRE TRES DIFERENTES PROTOTIPOS.	49
TABLA 3.4.- CARACTERÍSTICAS DEL MICROCONTROLADOR LEONARDO FABRICADO POR ARDUINO®.	52
TABLA 3.5.- CARACTERÍSTICAS DEL SERVOMOTOR GoTeck® GS-5515MG.	54
TABLA 3.6.-TABLA DE PROPIEDADES MAGNÉTICAS DE MATERIALES.	61
4.-RESULTADOS.....	64
TABLA 4.1.- RECORRIDO DEL VÁSTAGO ANTE VARIACIONES DE CORRIENTE.	75
TABLA 4.2.- COMPORTAMIENTO DEL FLUIDO MAGNETOREOLÓGICO.	75
TABLA 4.3.- PARÁMETROS DE CICLO DE MARCHA CON EL PROTOTIPO.	84
5.-CONCLUSIONES, TRABAJOS FUTUROS Y ANEXOS	88



Objetivo General.

Instrumentar una prótesis de miembro inferior de nivel transfemoral accionada mediante señales electromiográficas y sensores piezoresistivos.



Justificación.

Para una persona que padece la pérdida parcial o total de alguna de sus extremidades inferiores es necesario recobrar sus actividades, principalmente caminar, para ello, las prótesis mecánicas suelen ser una solución, aunque no siempre es la más adecuada debido a las diversas limitaciones que presentan, dentro de ellas se encuentra el control que tiene el paciente sobre la prótesis ya que para cumplir con el ciclo de marcha el paciente debe realizar el doble de esfuerzo para desplazarse con la prótesis, esto debido a que al caminar el paciente carga, impulsa y controla la prótesis mecánica con ayuda del muñón.

Con el fin de que una persona con prótesis mecánica pueda desplazarse de manera eficiente; se busca implementar un sistema que se encargue de realizar el ciclo de marcha de una forma más simple, sin que el paciente tenga que realizar un esfuerzo extra, para esto es necesario unificar un conjunto de elementos que en su mayoría son electrónicos y mecánicos, para que así se realice un ángulo de apertura óptimo en la prótesis, de tal manera que el mecanismo policéntrico de rodilla realice las funciones de extensión y flexión. Y para asegurar un amortiguamiento suave en la parte inferior de la prótesis, se implementará un amortiguador el cual contiene un fluido inteligente.

En esta investigación se trabajará con una prótesis a nivel transfemoral la cual es el motivo de esta investigación, se espera que este sistema se pueda aplicar a otros niveles de amputación, beneficiando así a una mayor parte de la población mexicana que se encuentra en circunstancias similares.



Introducción.

En el siguiente trabajo de tesis se presenta la instrumentación de una prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral, la característica principal con la que cuenta esta investigación es que se encuentra conformada por tres etapas principales, la primera, es un sistema de adquisición de señales electromiográficas, seguida por un servomecanismo que permitirá a la rodilla mecánica realizar los ángulos correspondientes a la extensión y flexión al momento de efectuar el ciclo de marcha, y como tercera etapa, se encuentra un sistema de amortiguamiento el cual permitirá un impacto con el suelo de una manera suave y segura debido al fluido inteligente inmerso en un amortiguador.

Lo anterior con el objetivo de instrumentar una prótesis de miembro inferior de nivel transfemoral accionada mediante señales electromiográficas y sensores piezoresistivos, de esta manera se busca automatizar el ciclo de marcha para un paciente que padece una amputación en este nivel.

Cabe hacer mención que la instrumentación que se menciona en capítulos siguientes se realizó en una prótesis mecánica y que los componentes fueron adaptados según las características de dicha prótesis. De esta manera se realizó un prototipo con el fin de mostrar el accionamiento, la instrumentación, ventajas y limitaciones de este sistema. Por otra parte para alcanzar los objetivos planteados, este trabajo se ha organizado de la siguiente manera:

En el Capítulo 1, Estado el Arte, da una idea del número de personas que en México sufren alguna discapacidad para moverse o desplazarse, así mismo se muestra información respecto a una amputación a nivel transfemoral, así como la estructura y composición de una prótesis en dicho nivel. Y por último se expone una breve información respecto a la señal electromiográfica y al fluido magnetoreológico.

En el Capítulo 2, Marco teórico, se proporciona información general sobre los materiales como son sensores, microcontrolador, amplificadores operacionales, mecanismo, servomotor, amortiguador reológico los cuales se utilizarán en este proyecto, mostrando su principio de funcionamiento, configuraciones básicas y aplicaciones.



En el Capítulo 3, Diseño Conceptual, se dan a conocer las etapas que conforman el proyecto, mencionando parámetros específicos del diseño y su funcionamiento.

En el Capítulo 4, Resultados, con la finalidad de completar la instrumentación de la prótesis a nivel transfemoral, se muestran resultados de cada una de las etapas descritas en el capítulo anterior, y por último se muestran las ventajas y limitaciones de la unificación de dichos sistemas.



Capítulo 1

ESTADO DEL ARTE

En el siguiente capítulo se presentan las particularidades de una amputación a nivel transfemoral, las características de una prótesis mecánica, así como las técnicas utilizadas para la adquisición de señales electromiográficas y el principio de funcionamiento del fluido magnetoreológico.

Generalidades.

La amputación total o parcial de algún miembro del cuerpo humano no solo se limita a la pérdida de la extremidad, sino que también tiene como consecuencias problemas psicológicos, emocionales y físicos en el paciente, los cuales suelen tener una repercusión en los familiares del mismo.

Con base a cifras del INEGI en México alrededor de 5 739 270 personas sufren alguna discapacidad de los cuales el 58.3 por ciento de la población padecen limitaciones al caminar o moverse [1]. Aunque no se muestran cifra exactas sobre la cantidad de personas que padecen de una amputación de miembro inferior, la Asociación Mexicana para el Cuidado Integral y Cicatrización de Heridas A.C (AMCICHAC) informa que en México se realizan alrededor de 80,000 amputaciones anuales que en su mayoría son a consecuencia del pie diabético, seguida de accidentes automovilísticos [2].

Una de las soluciones óptimas para que un paciente con una amputación de miembro inferior pueda llevar una vida cómoda, es la adquisición de una prótesis que se adecue al nivel de amputación realizada, ésta prótesis de pierna deberá cumplir con las mismas características, condiciones y restricciones que tiene la pierna humana.

La mayoría de las prótesis adquiridas son mecánicas debido a la accesibilidad económica que presentan, pero éstas deben ser diagnosticadas de manera correcta, ya que cuentan con algunas deficiencias, entre las más importantes se encuentran: el peso y longitud de la prótesis, ya que una variación de estas características antes mencionadas puede traer consecuencias y deformaciones en el muñón u otras regiones de la pierna o inclusive de la columna, además, éstas prótesis mecánicas carecen de un control adecuado para el ciclo de la marcha, ya que el paciente es quien controla la prótesis con la fuerza proveniente del muñón.

1.1.- Amputación en nivel transfemoral.

La amputación total o parcial de una pierna puede ser ocasionada por diversos factores, estos van desde un trauma físico, un tumor maligno, gangrena, infección o en casos particulares producidos por algún accidente.

La amputación transfemoral se refiere cuando el corte de la pierna es por arriba de la rodilla a la altura del fémur, el corte del fémur puede variar a diferentes alturas dependiendo del grado de afectación que padece el paciente, las cirugías más frecuentes a nivel del fémur son [3]:

- a) Desarticulación de la rodilla.
- b) En el fémur distal (supracondilar).
- c) En el fémur medio (diafiseal).
- d) Debajo del trocánter menor (amputación superior).

Como se puede observar en la figura 1.1, las amputaciones a nivel transfemoral, por lo general se practican en la unión del tercio medio y superior. La longitud del muñón en esta clase de cirugías se considera a partir de los 25 cm a 30 cm desde el trocánter mayor no olvidando que cada centímetro perdido del fémur supone una disminución o alteración del equilibrio muscular en el paciente [4], de esta manera cual sea el nivel de amputación que se presente a lo largo de la región femoral, permitirá el acondicionamiento de una prótesis, siempre y cuando no exista una desarticulación en la cadera ya que con menos de 3 cm en la región femoral podría ocasionar la necesidad de utilizar otro tipo de prótesis especial.

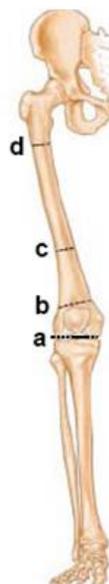


Figura 1.1.-Amputaciones más comunes a nivel femoral.

1.2.- Prótesis a nivel transfemoral.

Con el paso del tiempo las prótesis se han desarrollado con el fin de reemplazar una parte del cuerpo que ha sido afectada y extraída de él. El caso especial de una prótesis de pierna, su objetivo principal es que ésta pueda cumplir con las características, apariencia, limitaciones y primordialmente que imite los movimientos que realiza la pierna humana. Para esto hay que tomar en cuenta que la pierna humana esta seccionada en tres partes principales, que son la cadera, la pierna y el pie como se observa en la figura 1.2; las cuales permiten realizar acciones básicas como el levantarse, caminar y arrodillarse. Dependiendo de la sección afectada ésta serán reemplazadas por elementos que en su mayoría son mecánicos, los cuales ayudarán a realizar las funciones básicas antes mencionadas.

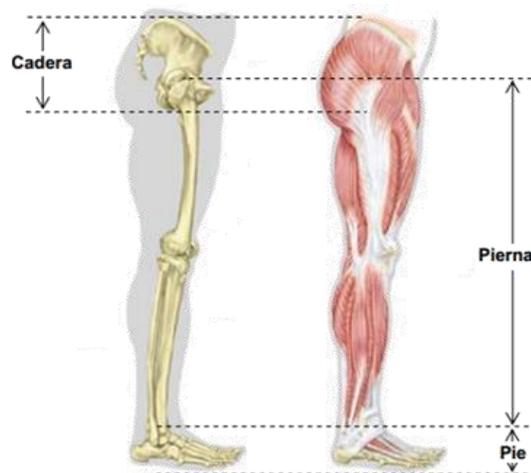


Figura 1.2.- Estructura ósea y muscular de la pierna humana.

De esta manera, las prótesis que sustituyen a la pierna humana en una amputación a nivel transfemoral, se constituyen en 5 secciones diferentes. Como se muestra en la figura 1.3, e iniciando en la parte superior de la prótesis, éstas cuentan con una suspensión, la cual es una cubierta de silicón que sirve para proteger al muñón de heridas o rozaduras que pueden provocarse por el uso de la prótesis además proporciona estabilidad y comodidad durante el movimiento, ésta cubierta de silicón se sitúa dentro del socket, el cual es el segundo elemento que conforma la prótesis, éste componente corresponde a la conexión que existe entre el paciente y la prótesis ya que en él descansa el muñón, por lo general es un molde fabricado de fibra de carbono a la medida del paciente, posteriormente, y debajo del socket encontramos la rodilla que es uno de los elementos que permite movilidad a la prótesis [5, 6].

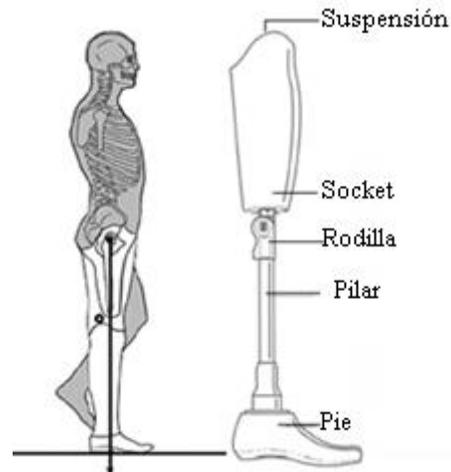


Figura 1.3.- Elementos principales que conforman una prótesis a nivel transfemoral.

Se tienen datos que el primer miembro inferior que se encontró fue en el año 1858 en Capri Italia, fabricada de cobre y madera y se cree que fue construida en el año 300 a.C. En 1696 Pieter Abdiannzoon cirujano holandés, introdujo la primera prótesis sin seguro por debajo de la rodilla. Posteriormente en 1846 el doctor Benjamín F. Palmer desarrolló una pierna protésica que tenía un resorte posterior y resortes incluidos.

Para 1850 el doctor Douglas Bly patentó la pierna anatómica Bly, aún cuando se decía que era la prótesis más completa hasta esos años, el mismo doctor admitió que tenía limitaciones. Cabe mencionar que el movimiento de las prótesis durante muchos años fue controlado por medio de mecanismos de un solo eje, que funcionaban como una bisagra, pero tuvieron que ser reemplazados por el movimiento aséptico principalmente, debido a la falta de rotación de estas [7].

Actualmente se han fabricado más de 100 prótesis de rodilla de las cuales se pueden dividir en las categorías siguientes:

- Monocéntricas.
- Policéntricas.
- Con Control de Fluido.
- Prótesis Electrónicas.

Debido a que el tema principal de esta investigación se centra en una prótesis del tipo mecánica se hará especial referencia a mecanismos policéntricos.

La rodilla policéntricas (múltiples ejes) son más complejas que las monocéntricas, brinda más libertad de movimiento al paciente ya que comprenden múltiples centros de rotación, estos mecanismos están compuestos esencialmente por pares articulados anterior y posterior, superior e inferior unidos entre sí. La estabilidad en mecanismos policéntricos es determinada por la distancia del centro instantáneo de rotación del eslabón. Estas rodillas tienen su centro instantáneo de rotación suficiente próximo y superior para mayor estabilidad, dicha estabilidad depende del diseño de los mecanismos y no del control que esta debe tener. Dentro de las rodillas policéntricas se encuentran mecanismos de 4, 5 y 6 barras, dependiendo del número de barras que contenga el mecanismo éste cuenta con dos ventajas, mayor estabilidad en la fase de postura y la flexibilidad de rodilla, pero como desventaja al incrementar el número de barras tiene un rango de movimiento limitado y también incrementa el peso debido al aumento en el número de piezas, además que el mantenimiento de las mismas es mayor si se compara con un mecanismo de una barra. Kazutoshi desarrolló los primeros mecanismos de 4 barras con un par de estas intermedias aplicados a una prótesis de miembro inferior. Incluyen microprocesadores, sensores y cilindros que ayudan a controlar los parámetros biomecánicos de su prototipo [8].

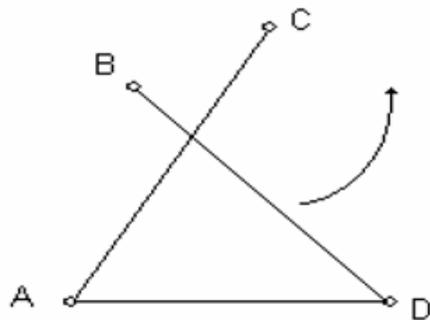


Figura 1.4.- Mecanismo de 4 barras cruzado.

Por otra parte Blumentritt y Werner investigaron la prótesis de Otto Bock 3R60 [9] con un mecanismo policéntrico de 4 barras, que permite la flexión controlada de la rodilla protésica en fase prematura de la postura simulando el aspecto del paso.

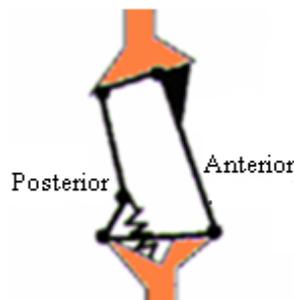


Figura 1.5.- Mecanismo de Otto Bock 3R60.

En Rovetta los ligamentos cruzados son sustituidos por cuatro barras que están dirigidas a dos estructuras que simulan el fémur y la tibia. Este mecanismo que sustituye a la rodilla consiste en un sistema articulado con un cuadrilátero cruzado como se observa en la figura 1.6 [10].

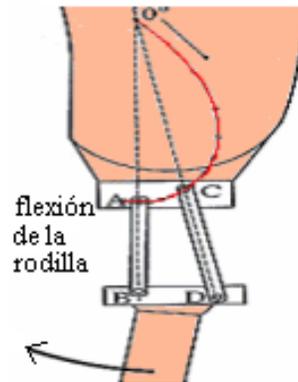


Figura 1.6.- Mecanismo de 4 barras para prótesis de rodillas.

De esta manera las prótesis de rodillas han venido evolucionado con el paso del tiempo además de que se les han añadido elementos modernos que permiten realizar un mejor ciclo de marcha; de este modo se han diseñado una gran diversidad de prótesis ideales para diferente tipo de paciente, desde el paciente mas sedentario, como para pacientes que llevan una vida con una mayor actividad física, para ellos existen rodillas que contienen un pistón neumático interno tal como se muestra en la figura 1.7, este pistón realiza la función de amortiguar la fuerza ejercida durante su uso [11].

Este mecanismo permite que el paciente pueda variar la velocidad durante su marcha e incluso realizar funciones como el subir y bajar escaleras con una mayor facilidad.



Figura 1.7.- Rodilla Mauch® Fabricada por Össur®.

Actualmente se encuentran rodillas con microcontroladores y actuadores que permiten al paciente ejercer un mayor control sobre la marcha, ya que estos dispositivos electrónicos actúan sobre la prótesis de tal manera que ésta se adecua al terreno y al movimiento del paciente proporcionando una mayor estabilidad.



Figura 1.8.- Rodilla Rheo® Fabricada por Össur©.

Continuando con la siguiente sección de la prótesis a nivel transfemoral se encuentra el pilar, el cual es un elemento que une a la rodilla con el pie protésico, este elemento también ha venido evolucionando, ya que el material con el que se fabricaba era madera, posteriormente pasó a ser aluminio, pero actualmente se fabrican de fibra de carbono o titanio ya que necesita la rigidez suficiente para soportar el peso de la prótesis y del paciente.

Por último se encuentra el pie protésico, dicho elemento también ha tenido avances tecnológicos considerables ya que las primeras prótesis que se fabricaban no contaban con un pie articulado que permitiera un amortiguamiento durante la marcha. En la actualidad la prótesis de pie se diseña y se fabrica junto con el tobillo, en el caso particular para pacientes con una actividad física baja, las prótesis sencillas están fabricadas con materiales elásticos; esto con el fin de hacer ligero el pie además de que estos materiales simulan las articulaciones proporcionando movilidad, estabilidad y resistencia al caminar [12, 13].



Figura 1.9.- Pie Sure-Flex® Fabricada por Össur©.

En el caso de pacientes con una actividad física mayor se han diseñado prótesis de pies con pistones hidráulicos los cuales proporcionan un amortiguamiento mayor absorbiendo el impacto durante su uso. Estos dispositivos proporcionan una rotación y una respuesta dinámica al terreno los cuales permiten al paciente gastar menos energía al caminar o subir escaleras.



Figura 1.10.- Pie Ceterus® Fabricada por Össur©.

El avance tecnológico que se ha venido realizando sobre nuevos materiales flexibles y a su vez rígidos, han permitido diseñar y fabricar prótesis de miembro inferior, para aquellos deportistas que, a pesar de haber sufrido la pérdida parcial o total de una o ambas extremidades inferiores continúan realizando sus actividades con normalidad. Y así como en el caso de las rodillas, actualmente se han diseñado y fabricado pies “inteligentes” los cuales son capaces de detectar las circunstancias del terreno y el movimiento de la prótesis ejercida por el paciente, para que el pie pueda moverse una forma natural permitiendo al paciente ahorrar energía al realizar sus actividades cotidianas.

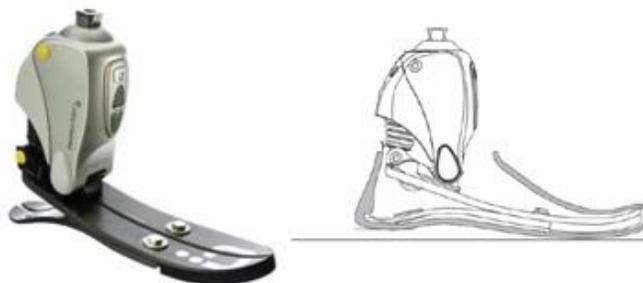


Figura 1.11.- Pie PROPRIO® Fabricada por Össur©.

1.3.- Electromiografía.

Una de las principales técnicas para el estudio y adquisición de información del cuerpo humano es la electromiografía. La electromiografía se define como una técnica experimental la cual se enfoca en el desarrollo, registro y análisis de las señales electromiográficas.

En 1912 en Alemania H. Piper fue el primer investigador en estudiar las señales electromiográficas el cual construyó un prototipo basado en un galvanómetro; en 1942 Gasser y Erlanger realizaron estudios similares pero con ayuda de un osciloscopio, cuatro años más tarde Probst observó las señales producidas por los movimientos de los músculos abriendo el estudio de la electromiografía. Con la introducción de las computadoras 1980 se pudieron continuar con los estudios de la electromiografía, dando paso a la descomposición de estas señales. Unos de los pioneros quien obtuvo grandes resultados de la electromiografía fue LeFever y De Luca [14].



Figura 1.12.- Señal electromiografía [15].

1.3.1.- Señal electromiográfica.

El cuerpo humano está formado por diversos sistemas que ayudan a realizar movimiento o acciones determinadas; el sistema que se encarga de la producción de movimientos a partir de una recepción de estímulos se le conoce como sistema neuromuscular, el cual comprende la unión del sistema muscular y el sistema nervioso; el primero está constituido por más de 600 músculos lo cuales generan movimiento al cuerpo humano [16], mientras que el sistema nervioso está formado por el cerebro, la espina dorsal y los nervios, es el encargado de recibir y procesar señales para ejercer control y coordinación sobre los demás órganos. El sistema neuromuscular envía información a través de las neuronas del cerebro, dentro de ellas existe una unidad la cual se encarga del proceso de la contracción muscular la cual se llama “unidad motora”. Esta unidad es definida como la célula de cuerpo que describe el comportamiento de las fibras musculares [15].

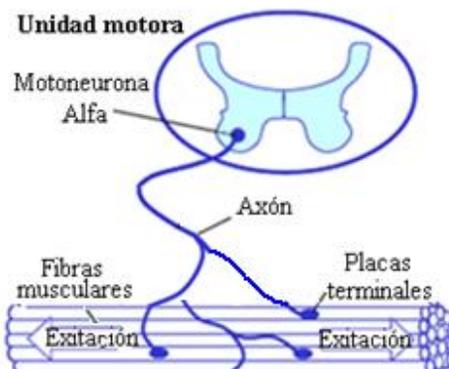


Figura 1.13.-Unidad motora.

La unidad motora está compuesta por:

- Cuerpo celular y dendritas de una unidad motora.
- Múltiples ramificaciones del axón.
- Fibras musculares inervadas por el axón y sus ramas.

El potencial de acción de la unidad motora es el campo eléctrico producido por las fibras musculares que pertenecen a una unidad motora. Por lo general las fibras musculares pertenecen a una misma unidad y estas se despolarizan y repolarizan de modo síncrono. La despolarización de las fibras musculares consiste en el incremento de sodio en la membrana de la unidad motora, el cual provoca una variación de tensión alrededor de -80mV a $+30\text{mV}$. Después de esta variación de potencial, inmediatamente es restituido por la fase de repolarización y seguida por un periodo de hiperpolarización posterior de la membrana, así como se puede observar en la figura 1.14 [15].

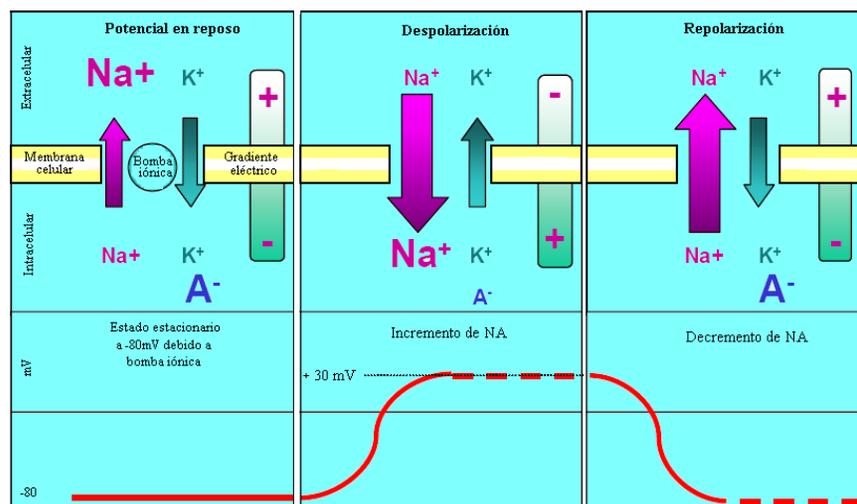


Figura 1.14.-Ciclo de despolarización y repolarización en las fibras musculares.

El registro de un potencial de acción de las unidades motoras en condiciones normales tiene un valor alrededor de 0.5mV y una duración de entre 8ms a 14ms , esto dependiendo de la unidad motora que emita el potencial. La diferencia de potencial es producida por una bomba de iones en el interior y exterior de la célula. El potencial de acción que se produce por medio de las fases de la despolarización, repolarización y la hiperpolarización, se distribuye a lo largo de las fibras musculares en ambas direcciones y dentro de la fibra muscular, esta excitación conduce a una liberación de iones de calcio misma que pasa a través de la fibra muscular a una velocidad de entre 2m/s y 6m/s y posteriormente puede ser detectada por un electrodo.

1.3.2.-Detección de la señal electromiográfica.

Para detectar los potenciales generados por las unidades motoras actualmente se practican dos técnicas principales, a estas técnicas se les conoce como “electromiografía invasiva” y “electromiografía de superficie” [17].

La electromiografía invasiva hace uso de electrodos de aguja, la cual consiste en una delgada aguja de metal que es insertada en el músculo en reposo directamente, con esta técnica no es necesario el uso de corriente eléctrica para estimular el músculo, ni mucho menos es necesario inyectar alguna sustancia por medio de esta aguja, basta con el puro movimiento mecánico al insertar la aguja en el paciente de este modo el registro de estas señales se debe a la despolarización de unidades motoras cercanas al electrodo (campo eléctrico) ocasionadas por el daño mecánico, y estas tienen una breve duración de no más de 2s - 3s. El registro de la amplitud de esta actividad puede oscilar entre los 50mV y 250mV. En general se considera que cuando existe una disminución en la actividad de inserción significa que existe un número escaso de fibras musculares sanas. Debido a la inserción de estos electrodos de aguja; el estudio suele ser doloroso, por este motivo esta técnica se limita a ser utilizada para el diagnóstico de enfermedades motoras, por otra parte la electromiografía invasiva es inadecuada para el uso e investigación de prótesis ya que es incómodo el procedimiento de inserción de la aguja en el paciente.

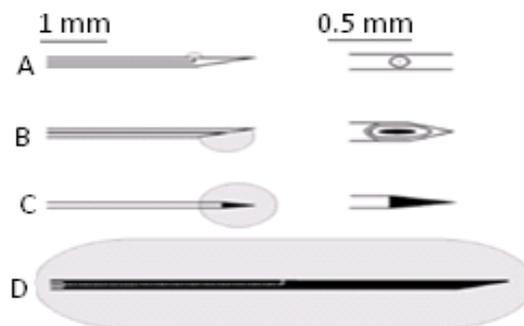


Figura 1.15- Diámetros de electrodos: A) Electrodo de fibra simple, B) Electrodo de aguja concéntrico, C) Electrodo mono polar D) Macro electrodo.

La electromiografía superficial se basa en utilizar electrodos que son colocados directamente sobre la piel del paciente, la característica principal que presenta esta técnica es que al existir un área de contacto mayor en el electrodo se registra una serie de información proveniente de las fibras musculares.

Por esta razón el uso de electrodos superficiales es adecuado para el estudio de la actividad eléctrica que se presenta en una sección de la extremidad, de esta manera es posible detectar daños o fatiga existente en el músculo del paciente, es por ello que la electromiografía superficial es óptima para el desarrollo e investigación de prótesis biónicas.

Aunque en este tipo de estudios se registre un conjunto de señales provenientes de la región donde está situado el electrodo es posible descomponer dicho conjunto, gracias a las aportaciones de De Luca [16] se dio origen a la descomposición de estas señales electromiográficas superficiales, ya que él fue el pionero en sugerir el estudio de la electromiografía en potenciales de acción unitarios. En la figura 1.16 se muestra la descomposición de la señal electromiográfica en potenciales unitarios.

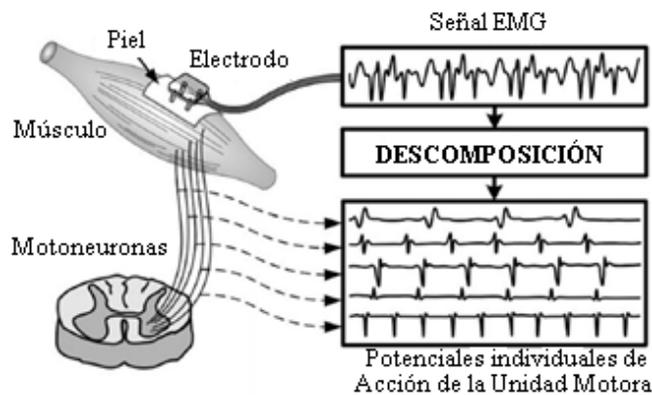


Figura 1.16.- Diagrama de descomposición de señales electromiográficas de superficie.

Cabe destacar que la electromiografía se constituye como una herramienta de evaluación de la investigación aplicada hacia diversos campos, no sólo campos de la medicina, sino que también da oportunidad a la investigación. A continuación en la tabla 1.1 se mencionan diversos sectores donde la electromiografía cumple un papel importante en la detección del comportamiento del músculo [14].



Figura 1.17.-Estudio de la electromiografía superficial.

Tabla 1.1.- Aplicación de la electromiografía.

La investigación médica:	Rehabilitación:
<ul style="list-style-type: none">• Ortopédica.• Cirugía.• Función neuronal.• El análisis de la postura.• Análisis durante la marcha.	<ul style="list-style-type: none">• Cirugía después del accidente.• Rehabilitación neuronal.• Terapia física.
Ergonomía:	Ciencia del deporte:
<ul style="list-style-type: none">• Análisis de demanda.• Prevención de riesgos.• Diseño de ergonomía.• Certificación de productos.	<ul style="list-style-type: none">• Biomecánica.• Análisis de movimiento.• Entrenamiento de fuerza.• Rehabilitación de deportistas.

Un perfecto análisis sobre determinados músculos tiene como consecuencia beneficios para el paciente y para la investigación médica. Algunas de las ventajas que se presentan al utilizar esta técnica son:

- Se puede realizar estudios directamente en el músculo a analizar.
- El estudio permite medir el rendimiento muscular.
- Ayuda al paciente a entrenar sus músculos.
- Permite un análisis para mejorar las actividades deportivas.
- Ayuda a detectar la respuesta muscular en estudios ergonómicos.

1.4.- Fluido magnetoreológico.

Los fluidos magnetoreológicos son soluciones acuosas que contienen microesferas de magnetita, a esta solución se le tiene que agregar una sustancia que reduce la tensión superficial en los líquidos llamada surfactante, esto se hace con el propósito de estabilizar la suspensión. Una de las grandes ventajas que tiene este fluido es que no tienen remanencia y tampoco histéresis magnética lo que da lugar a desenergizarse en su totalidad. Este tipo de fluidos inteligentes pueden denominarse como ferro-fluidos o magnetoreológico, esto dependiendo del tamaño de las partículas de magnetita; ya que si sus partículas son de 3nm a 15nm; se llama ferro-fluido, si las partículas inmersas en él están entre .05 micras y 8 micras se le conoce como magnetoreológico.

Las características ópticas y mecánicas del fluido tienden a cambiar, debido a que este tipo de fluidos magnéticos reaccionan al mantenerse en contacto con un campo magnético; a este comportamiento se le conoce como cambio en su composición reológica, el fluido al mantenerse en un campo magnético constante sus partículas pasan por un momento dipolar, lo cual provoca que entre sus partículas se produzca una fuerza entre sí [18]. Al haber presencia de esta fuerza hace que las partículas se alineen en forma de collares con el campo magnético, esta razón es por la cual se genera un cambio en su composición reológica [19]. En la figura 1.18 se puede observar este cambio ya que se desarrolla un esfuerzo producido monotónicamente debido a que se incrementa o disminuye en función de la intensidad del campo magnético inducido en el fluido.

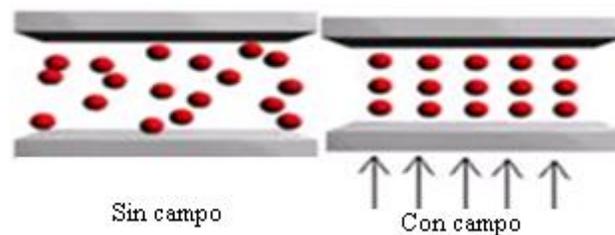


Figura 1.18.-Alineación de las partículas [20].

Entre las características más relevantes de este fluido se puede encontrar que ofrece una simple, rápida y silenciosa respuesta en las interfaces que mantienen comunicación entre sistemas electrónicos y sistemas mecánicos. Una aplicación común de este flujo inteligente lo podemos encontrar en amortiguadores, ya que su objetivo en general es el de reducir o eliminar las oscilaciones de un sistema. A pesar de que este tipo de fluido tiene muchas propiedades aún no es tan común en el ramo de la medicina, sin embargo desde hace unos años se han iniciado investigaciones y se han desarrollado ideas para obtener un beneficio en ésta área. A continuación se muestra algunas de las aplicaciones que se les ha dado al fluido magnetoreológico dentro del campo de la rehabilitación y la medicina.

El 25 de octubre del 2007 estudiantes y profesores de la Escuela Superior de Física y Matemáticas del Instituto Politécnico Nacional realizaron el diseño y construcción de una rodilla con pistón magnetoreológico, está constituida de una rodilla policéntrica a la cual añadieron un pequeño pistón con fluido magnetoreológico, esto con el fin de eliminar las oscilaciones producidas en el momento de la marcha [21].

La prótesis construida como se muestra en la figura 1.19 solo consta del mecanismo de rodilla ya que carece de la electrónica necesaria para realizar el control del fluido magnetoreológico.

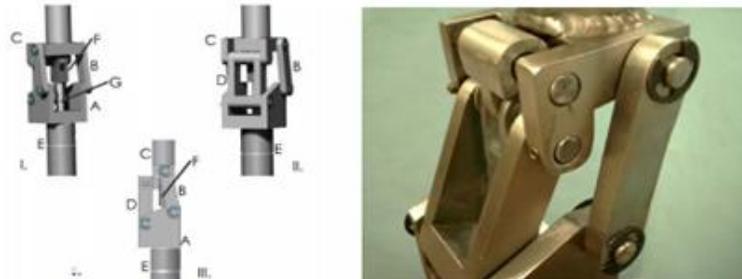


Figura 1.19.- Prototipo en Solidworks y físico del mecanismo.

LORD Corporation una empresa de origen estadounidense en conjunto con Biedermann Motech desarrolló un prototipo de una pierna protésica tipo transfemoral utilizando un pistón con fluido magnetoreológico en la parte trasera de la pierna a la altura de la rodilla (rodilla artificial de la prótesis de pierna Smart Magnetix) para simular el movimiento de dicha articulación [22].

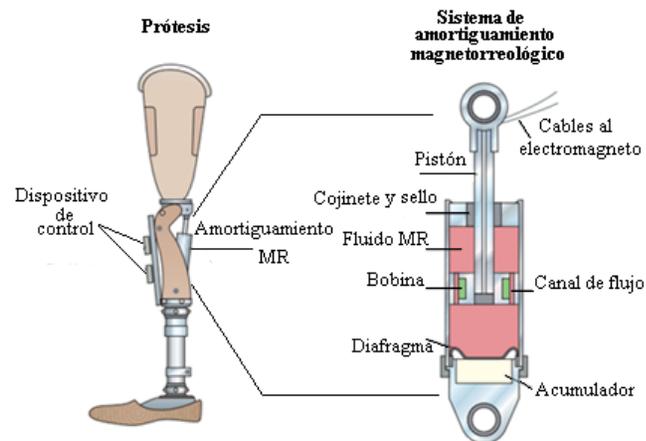


Figura 1.20.-Bosquejo de la pierna protésica Smart Magnetix [22].

Por otra parte el grupo Alemania Medical Suplies desarrolló una prótesis de miembro inferior de tipo transfemoral, la cual funciona a partir de diversos sensores de última generación por lo que garantiza una respuesta sumamente rápida hacia el microprocesador, esto permite que el cerebro de la prótesis esté recibiendo información todo el tiempo, de este modo se facilita el proceso de aprendizaje y entrenamiento al microprocesador, la cual es la característica principal de esta pierna artificial, en la parte de la rodilla se le acoplaron unas palas rotatorias con el fin de regular la resistencia que se presenta en cada paso, y para el pilar de la prótesis implementaron un pistón con fluido magnetoreológico el cual es controlado por el mismo microprocesador y los mismos sensores antes mencionados [23].



Figura 1.21.- Prótesis de miembro inferior (RheoKnee) de Grupo Alemana Medical Suplies [23].

En la Universidad de la Salle de Colombia diseñaron y construyeron una prótesis de miembro inferior de tipo transfemoral la cual tiene la capacidad de hacer un adecuado amortiguamiento por la implementación de un pistón con flujo magnetoreológico ubicado entre la rodilla y el tobillo el control de este mecanismo se hizo a través de dispositivos que sensan la carga aplicada sobre la prótesis, esta información se envía a un microprocesador el cual la interpreta para poder hacer los cambios necesarios en la inducción de corriente eléctrica hacia dicho fluido.



Figura 1.22.- Diseño gráfico de la prótesis construida en la universidad de la Salle, Colombia.

Las principales ventajas que se han obtenido de este fluido en las prótesis son la rápida respuesta que ofrece en comparación de otro tipo de dispositivos proporcionando, un movimiento de las prótesis más real, además de aportar un amortiguamiento adecuado a las circunstancias, sin importar el movimiento o la actividad realizada por el paciente. Por otra parte una de las desventajas que se han detectado en prótesis a las que se les ha implementado este aceite inteligente es el control de dicho material, debido a que es necesario el uso de sensores y elementos semiconductores lo que ocasiona que la electrónica para el control de ésta sea extensa.

1.5 Planteamiento del problema.

Las prótesis mecánicas de miembro inferior ayudan al paciente a llevar una vida de una manera más normal además, de que le permite realizar ciertas actividades con mayor facilidad.

Desafortunadamente estas prótesis también constan de limitaciones y desventajas que pueden ser dañinas para el paciente. En ocasiones las prótesis diagnosticadas a los pacientes no suelen ser las adecuadas, ya que el peso, la longitud y el control suele ser factores importantes, además de que cada paciente presenta características diferentes y un nivel de amputación distinto (aunque se trate de una amputación transfemoral), hay que tomar en cuenta que las prótesis mecánicas no cuentan con un accionamiento adecuado para realizar algunos movimientos como es el de la extensión y flexión durante la marcha, ya que estos desplazamientos los debe realizar el paciente con la fuerza proveniente del muñón impulsando de una manera drástica la prótesis realizando un esfuerzo mayor.

Es por ello que en esta investigación se presenta una propuesta para realizar el ciclo de marcha con una prótesis mecánica de una manera más eficiente, para esto es necesario añadir elementos mecánicos y electrónicos los cuales permitirán realizar el desplazamiento con menos esfuerzo, esto con el fin de que el paciente no tenga repercusiones mayores en otras regiones del cuerpo como lo es la columna, cadera y principalmente el muñón a consecuencia del esfuerzo realizado al estirar la prótesis y al impacto que tiene ésta con el suelo



Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

En el siguiente capítulo se dará a conocer de forma general información respecto al principio de funcionamiento, configuraciones básicas y aplicaciones de los componentes que integran esta investigación

Para realizar la construcción del prototipo; que es parte esencial de esta investigación, es de vital importancia dar a conocer de una forma profunda y breve los elementos importantes que conformarán dicho prototipo, proporcionando así y por medio de este capítulo, información básica de cada uno de ellos, esto con el fin de mostrar al lector un panorama amplio sobre las características, limitaciones y fundamentalmente el principio de funcionamiento de dichos dispositivos electrónicos y mecánicos.

2.1.- Ciclo de marcha.

Se define a la marcha como el paso bípedo que realiza los seres humanos al desplazarse de un lugar a otro con un mínimo esfuerzo, para muchos investigadores, científicos y expertos la marcha es un elemento característico de cada persona ya que permite revelar aspectos individuales de la personalidad, el autoestima, la condición de la salud y las situaciones personales de cada persona [24]. El ciclo de marcha requiere de la integración de varios sistemas unidos con segmentos corporales ya que las particularidades de la marcha de cada individuo están influenciadas por la postura y la posibilidad de movimiento que ofrezca el sistema osteomuscular y las relaciones funcionales de los demás sistemas corporales.

La marcha suele ser un campo de estudio de muy alta complejidad ya que no solo las extremidades inferiores intervienen en el movimiento, sino que también diversos músculos y huesos intervienen en esta actividad, es por ello que el análisis de la marcha se presenta en términos temporales de periodos y fases para facilitar la descripción, así pues la marcha se define como el periodo en el que se presentan acciones sucesivas alternas y uniformes. Por ejemplo, el ciclo de marcha derecho es el tiempo que transcurre entre el contacto inicial del pie derecho y el siguiente contacto inicial del mismo pie.

Generalmente, el ciclo de marcha se ha dividido en dos fases, la primera se refiere al ciclo de soporte refiriéndose al tiempo que transcurre mientras el pie permanece en contacto con el piso, permitiendo de esta manera que el peso del cuerpo pueda transferirse de una extremidad inferior a otra completando un 62% del ciclo total.

La segunda fase hace referencia al tiempo durante la cual la extremidad permanece en el aire y avanza hacia adelante, en esta fase el pie pierde el contacto con el suelo lo que constituye a un 38% del ciclo restante. Durante la marcha se puede observar otra fase, llamada periodo de doble soporte, esta se presenta cuando los dos pies se encuentran en contacto con el piso, en dos ocasiones durante el ciclo de la marcha, la primera cuando se inicia con la marcha y la segunda al terminar dicho ciclo, es decir que la fase de doble soporte constituye un 25% del ciclo así que en cada periodo de doble soporte se representa un 12.5% [24]. En la figura 2.2 se puede observar las fases que conforman el ciclo de marcha.

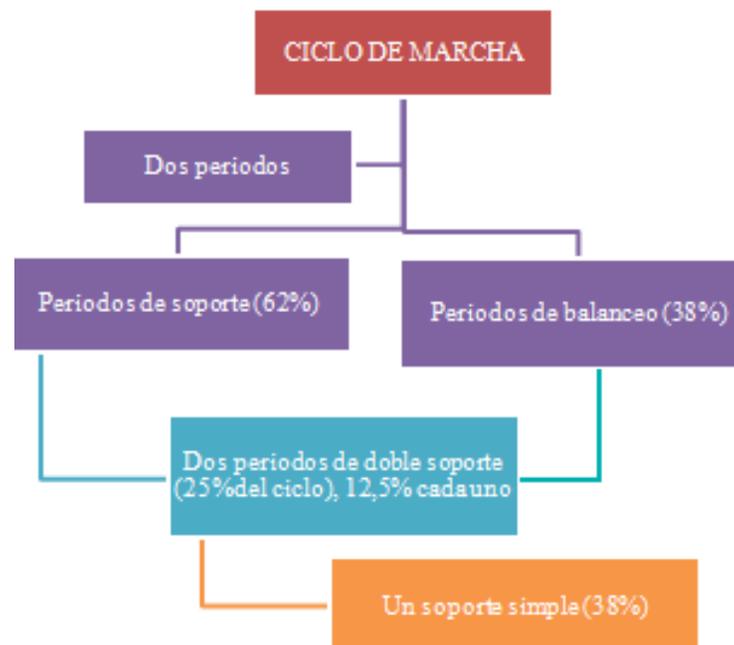


Figura 2.1.- División del ciclo de la marcha.

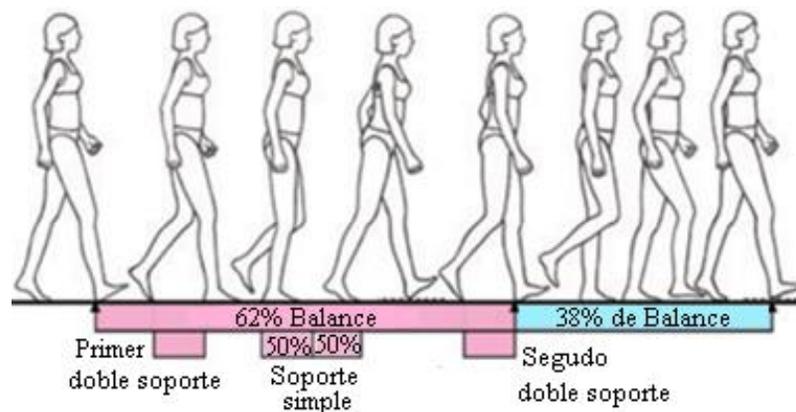


Figura 2.2.- Fases del ciclo de marcha.

2.1.1.- Ciclo de la marcha con prótesis de miembro inferior.

Un paciente que padece de una amputación de miembro inferior, la principal actividad que se ve afectada después de la rehabilitación con la prótesis, es el ciclo de marcha ya que independientemente del nivel de la amputación que se presente y de la prótesis adaptada al muñón, el ciclo de la marcha no será igual al de una persona que cuenta con ambas extremidades. Para desplazarse es necesario que el paciente realice las siguientes fases.

- a) *Fase de abducción.*- Esta fase se refiere cuando existe un doble apoyo y cuando ambos pies se encuentran en el suelo, en el paciente se puede observar una ligera inclinación lateral del tronco la cual recae peso sobre el socket de la prótesis.
- b) *Fase de balanceo.*- Posteriormente a la fase de abducción comienza la fase de balanceo y es en este momento cuando el paciente comienza con el ciclo de marcha desviando su centro de gravedad hacia la prótesis, durante esta fase se puede observar que la inclinación es más notoria. Cuando el paciente cambia su centro de gravedad hacia su pierna, provocando que la geometría del mecanismo policéntrico sea destrabado, la prótesis tiende a seguir un desplazamiento curvo hacia adelante. Es en este momento que existe un latiguelo del pilar y del pie protésico al despegar el talón del suelo, este latiguelo tiene como consecuencia que el pie protésico tenga una elevación desigual, lo que provoca que el talón se mueva ligeramente hacia atrás.
- c) *Impacto final de balanceo.*- Para concluir este ciclo y con el temor de que la geometría del mecanismo policéntrico no se encuentre en una posición adecuada, el paciente deberá extender el muñón de una manera brusca, de tal forma que la rodilla mecánica sea extendida en su totalidad, cuando esto sucede se escucha el tronar del mecanismo indicando que se encuentra en una posición segura, por último con la fuerza del muñón y la cadera el paciente buscará colocar de manera correcta el pie protésico en el suelo, para así continuar con la marcha.

En la figura 2.3 se observa las tres fases que realiza un paciente con prótesis de miembro inferior.

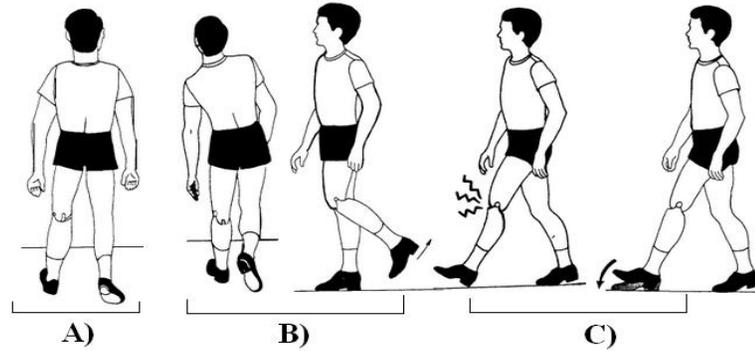


Figura 2.3.- Ciclo de marcha de un paciente con prótesis mecánica.

2.2.- Instrumentación.

La instrumentación como tal es un conjunto de elementos que nos sirven para medir, controlar o registrar variables de un proceso, con el fin de optimizar recursos. La instrumentación sirve para determinar si el proceso se está llevando a cabo como se desea o de lo contrario la instrumentación permitirá manipular algunos parámetros del sistema y proceder de una forma correctiva. La medición y la instrumentación están relacionadas con el control, ya que el objetivo de toda medición, es obtener un buen control. Los elementos básicos de control empleados frecuentemente para llevar a cabo la instrumentación son los siguientes.

- Elemento Primario (Sensor).
- Elemento secundario (Transmisor).
- Controlador (microcontrolador).
- Elemento final de control (motores, válvulas, servomotores, etc.).

Estos elementos interconectados entre sí desempeñan las tres acciones básicas de un sistema de control.

- Decisión.
- Medición.
- Acción.

En todo proceso a controlar es necesario que para su realización se cuente con una instrumentación adecuada aplicando de manera correcta todos elementos de control para su buen funcionamiento. A continuación se describirán los elementos que forman parte de la instrumentación.

2.2.1.- Sensor.

Este es el instrumento capaz de detectar las variaciones de las magnitudes o intensidades de variables, tales como:

- Temperatura.
- Nivel.
- Flujo.
- Presión.

El sensor produce una señal que por lo general es eléctrica la cual refleja el valor de una propiedad medida, mediante alguna correlación definida, de esta manera el sensor no altera la propiedad sensada.

2.2.2.- Controlador (microcontrolador).

Un microcontrolador se define como un circuito integrado en el cual está constituido por tres unidades funcionales: CPU, Memoria y Unidades de Entada/Salida, es decir, este circuito integrado es programable y es destinado a gobernar una sola tarea dependiendo del programa que sea registrado en su memoria. Sus líneas de E/S permiten la comunicación entre sensores y actuadores del dispositivo a controlar; en la figura 2.4, se observa los elementos principales que conforman a un microcontrolador [25].

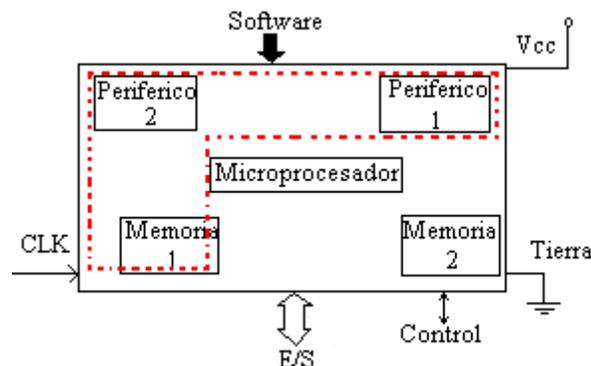


Figura 2.4.- Esquema de un microcontrolador.

Los microcontroladores están siendo empleados en una multitud de sistemas que hoy en día son de uso cotidiano, estos sistemas pueden ser juguetes, horno microondas, televisores, computadoras, impresoras, módem, etc. Además cuentan con una gran presencia a nivel industrial como en la instrumentación electrónica, control de sistemas en una nave espacial, control de procesos dentro de una planta nuclear, etc. Un sistema electrónico complejo podría emplear varios microcontroladores para controlar pequeñas partes del sistema, estos pequeños controladores pueden comunicarse entre ellos con un procesador central más potente para compartir la información y coordinar sus acciones, como ocurre habitualmente en cualquier PC. Los principales fabricantes de microprocesadores se describen a continuación en la tabla 2.1.

Tabla 2.1.- Principales marcas de microcontroladores.

Atmel	Motorola
Intel	Microchip
NEC	Hitachi
Arduino	Siemens
National	Texas instruments

2.2.3.- Actuador.

Un actuadores un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Este recibe la orden de un controlador y en función a ella genera la orden para activar un elemento final de control como, por ejemplo: una válvula, un motor, un ventilador, un generador, etc. A continuación se describen de una manera breve los tipos de actuadores que existen.

- **Electrónicos.**

Los actuadores electrónicos también son muy utilizados en los aparatos mecatrónicos, como por ejemplo, en los robots. Los servomotores C.A. sin escobillas se utilizarán en el futuro como actuadores de posicionamiento preciso debido a la demanda de funcionamiento sin horas extras de mantenimiento.

- **Hidráulicos.**

Los actuadores hidráulicos, que son los de mayor antigüedad, pueden ser clasificados de acuerdo con la forma de operación, funcionan en base a fluidos a presión. Existen tres grandes grupos:

- Cilindro hidráulico.
- Motor hidráulico.
- Motor hidráulico de oscilación.

- **Neumáticos.**

A los mecanismos que convierten la energía del aire comprimido en trabajo mecánico se les denomina actuadores neumáticos. Aunque en esencia son idénticos a los actuadores hidráulicos, el rango de compresión es mayor en este caso, además de que hay una pequeña diferencia en cuanto al uso y en lo que se refiere a la estructura, debido a que estos tienen poca viscosidad. En esta clasificación aparecen los fuelles y diafragmas, que utilizan aire comprimido y también los músculos artificiales de hule, que últimamente han recibido mucha atención.

- **Eléctricos.**

La estructura de un actuador eléctrico es simple en comparación con la de los actuadores hidráulicos y neumáticos, ya que sólo requieren de energía eléctrica como fuente de poder. Como se utilizan cables eléctricos para transmitir electricidad y las señales, es altamente versátil y prácticamente no hay restricciones respecto a la distancia entre la fuente de poder y el actuador. Existe una gran cantidad de modelos y es fácil utilizarlos con motores eléctricos estandarizados según la aplicación. En la mayoría de los casos es necesario utilizar reductores, debido a que los motores son de operación continua.

Los actuadores hidráulicos, neumáticos y eléctricos son usados para manejar aparatos mecatrónicos. Por lo general, los actuadores hidráulicos se emplean cuando lo que se necesita es potencia, y los neumáticos son simples posicionamientos. Sin embargo, los hidráulicos requieren mucho equipo para suministro de energía, así como de mantenimiento periódico. Por otro lado, las aplicaciones de los modelos neumáticos también son limitadas desde el punto de vista de precisión y mantenimiento.

2.3.- Instrumentación biomédica.

Partiendo con lo descrito anteriormente y trasladando estos conceptos de instrumentación al campo de la medicina, se da lugar a la instrumentación biomédica la cual permite la integración de elementos similares originando sistemas que proporcionan comodidad, seguridad y control. La instrumentación biomédica se basa en utilizar diversos elementos para obtener información médica de los seres vivos, también permite el estudio de señales o energía producida por el cuerpo humano, por otro lado la instrumentación biomédica ofrece ayuda funcional a la sustitución de funciones fisiológicas. La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica que la fuente de las señales suelen ser de seres vivos o energía aplicada a estos seres o tejidos vivos. También es habitual, que en una medida de una señal biológica influyan otras señales que provoquen una interferencia (estas interferencias pueden deberse a otras variables fisiológicas o propias del instrumento).

Los principales elementos que componen un sistema de instrumentación biomédica son:

- Sensor.
- Acondicionamiento de la señal.
- Dispositivo de salida (Leeds, sonidos, movimientos, display).
- Elementos auxiliares (Retroalimentación de señales, memorias).

La fuente de las señales medidas con la instrumentación biomédica son los tejidos vivos o energía aplicada a éstos. Esta circunstancia condiciona los métodos de medida aplicables y los sensores o transductores a utilizar, para ello deben cumplirse los siguientes requisitos:

- La acción de medir no debe alterar la magnitud medida.
- Hay que garantizar la seguridad del paciente.
- Los equipos, éstos deben ser robustos, fiables y de fácil calibración.

Dicho lo anterior se procederá a revisar de forma detallada los elementos que se utilizan frecuentemente para llevar a cabo en este tipo de instrumentación biomédica.

2.3.1.- Electrodo de Superficie.

Es un elemento esencial que sirve para detectar el potencial eléctrico y transferirlo a otro sistema por medio de un transductor. En el caso de la instrumentación biomédica existen diferentes tipos de sensores y transductores que generalmente se encuentran integrados para realizar la función de sensor las diferentes señales que genera un ser vivo, el transductor en este caso se encarga de detectar y realizar una transferencia iónica del tejido cutáneo son comúnmente llamados electrodos, estos electrodos envían esa transferencia iónica a un sistema que acondicionará dicha señal para que sea medible. Para el caso de esta investigación se utilizarán electrodos superficiales estos serán situados en puntos estratégicos de la superficie cutánea sin dañar o incomodar al paciente, estos electrodos suelen variar sus diámetros desde 0.3cm hasta 0.5cm, en algunos casos estos diámetros pueden llegar hasta 1cm. Básicamente el electrodo es una lámina metálica cóncava que permite sensor las señales provenientes de los músculos a través de la superficie cutánea, pero para esto es necesario utilizar un gel electrolítico y realizar un previo tratamiento en la piel la cual permitirá que exista una mayor conductividad entre la piel y el electrodo, y así poder realizar óptimamente dicho sensado del potencia eléctrico del músculo. Sin embargo, si existe cierta variación con electrodos de diferentes tamaños ya que se puede obtener un descenso de las señales de alta frecuencia conforme aumenta el tamaño del electrodo [26], en la figura 2.5 se muestran los elementos que conforman un electrodo de superficie.

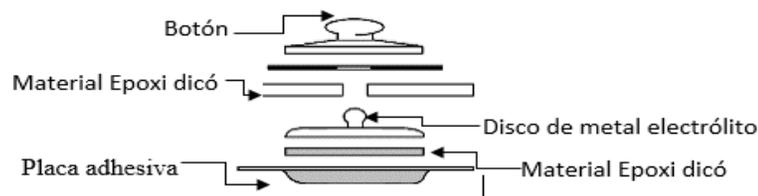


Figura 2.5.- Electrodo [27].

2.3.2.-Acondicionamiento de la señal.

Por lo general la señal de un sistema de medición se debe procesar de una forma adecuada ya que no es posible aplicarse de forma directamente a un display o dispositivo de salida. La señal, por ejemplo puede presentarse demasiado pequeña y sería necesario que se amplificara, otro de los casos es que podría contener interferencias que eliminar, ser no lineal y requerir linealización o simplemente ser análoga y requerir su respectiva digitalización.

A continuación se mencionan algunas etapas que conforman el proceso de acondicionamiento de una señal:

- Protección para evitar el daño en el siguiente elemento.
- Convertir la señal en un tipo de señal adecuado.
- Obtención del nivel adecuado de la señal.
- Eliminación o reducción de ruido.

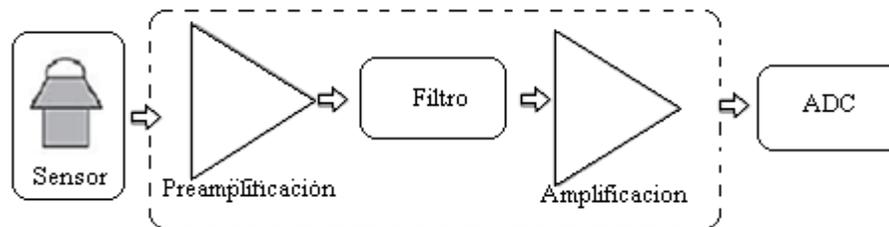


Figura 2.6.- Proceso de acondicionamiento de la señal.

Para emplear debidamente un acondicionamiento de la señal, figura 2.6, es necesario implementar configuraciones básicas de los amplificadores, a continuación se presentan configuraciones básicas que son indispensables para el acondicionamiento de señal electromiográfica.

2.3.2.1.- Amplificador no inversor.

Esta configuración muestra a un amplificador operacional conectado en lazo cerrado (no inversor) como se muestra en la figura 2.7, la cual permite tener una ganancia controlada de voltaje. En la entrada no inversora (+) se aplica la señal de entrada, mientras que en la entrada inversora se aplica la señal de salida como producto del lazo cerrado, formado por el resistor R_i y el resistor de alimentación R_f estos forman un divisor de tensión el cual reduce (V_{sal}) y conecta ese voltaje a la entrada inversora teniendo así una alimentación negativa en lazo cerrado.

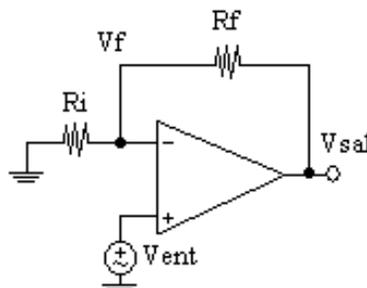


Figura 2.7.- Amplificador no inversor.

En este caso la entrada diferencial del amplificador operacional es el voltaje de entrada (V_{ent}) y el voltaje de realimentación (V_f), este voltaje es amplificado y produce una salida de voltaje que se expresa como:

$$V_{sal} = A_{ol}(V_{ent} - V_f) \quad (2.1)$$

La ganancia en lazo cerrado para el amplificador no inversor depende directamente de los valores de R_i y R_f [28].

2.3.2.2.-Seguidor de tensión.

Se considera un amplificador no inversor, con la diferencia de que todo el voltaje de salida regresa a la terminal inversora (-), lo que provoca una ganancia unitaria por lo tanto no existe ganancia alguna, en la figura 2.8 se muestra la configuración de un seguidor de tensión.

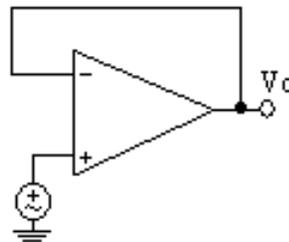


Figura 2.8.- Seguidor de tensión.

2.3.2.3 Amplificador inversor.

La configuración mostrada en la figura 2.9 indica que la señal de entrada se aplica en la terminal inversora (-) con un resistor R_i y en la salida tenemos una retroalimentación que va a la terminal a la misma terminal antes mencionada, que de igual modo está conectada a un resistor R_f . Mientras la terminal no inversora (+) se conecta a tierra [29]. Una de las características primordiales de esta configuración es que mientras exista una corriente *cero*, debido a la impedancia de entrada infinita, no existirá una caída de voltaje entre las entradas inversora y no inversora del amplificador operacional. Esto significa que el voltaje en la entrada inversora (-) es *cero* porque la entrada no inversora (+) está conectada a tierra, (a este voltaje *cero* en la terminal inversora se le conoce como *tierra virtual*).

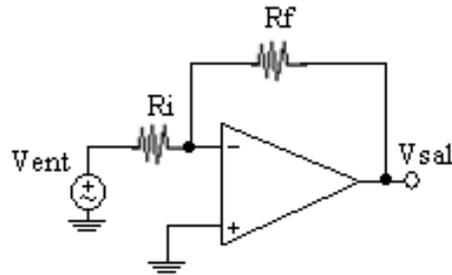


Figura 2.9.- Amplificador inversor.

La ganancia en lazo cerrado del amplificador inversor $A_{cl(l)}$ es la relación del resistor de realimentación R_f a la resistencia de la terminal inversora R_i . La ganancia en lazo cerrado es independiente de la ganancia en lazo abierto del amplificador operacional, por lo tanto la realimentación negativa estabiliza la ganancia de voltaje [30].

$$A_{cl(l)} = R_f R_i \quad (2.2)$$

2.3.2.4.-Amplificador de instrumentación.

Es un elemento el cual tiene como característica general amplificar la diferencia entre dos voltajes en sus terminales de entrada. Este dispositivo amplifica señales pequeñas que pueden mezclarse con grandes voltajes en modo común [28]. El amplificador de instrumentación cumple con las siguientes características:

- Muy alta impedancia o resistencia de entrada.
- Aceptar señales de la entrada de sistemas balanceados, simétricos o flotantes.
- Aceptar señales de entrada referidas a tierra.
- Señal de salida referida a tierra.
- Alta ganancia en modo diferencial.
- Ganancia en modo común prácticamente cero.
- Alta razón de rechazo de modo común.
- Un simple control de ganancia para la señal de entrada diferencial.
- Errores de desviación (*offset*) cero.
- Muy baja resistencia de salida.
- Bajo ruido.

El amplificador de instrumentación básico consta de tres amplificadores operacionales y varios resistores, pero para que su ganancia pueda ser ajustable es necesario un resistor externo. A continuación en la figura 2.10 se muestra un amplificador de instrumentación básico.

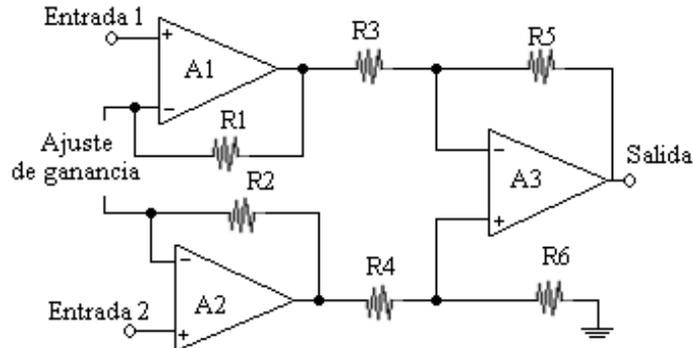


Figura 2.10.- Amplificador de instrumentación básico con tres amplificadores operacionales.

Como se puede observar, los amplificadores A_1 y A_2 son configuraciones no inversoras las cuales proporcionan altas ganancias de voltaje, mientras que el amplificador A_3 tiene una configuración como amplificador de ganancia, mientras los resistores son de alta precisión y del mismo valor (así que $R_3 = R_4 = R_5 = R_6$).

Como se mencionó es necesario conectar un resistor en la parte externa del amplificador de instrumentación para que la ganancia sea ajustable, así como se muestra en la figura 2.11.

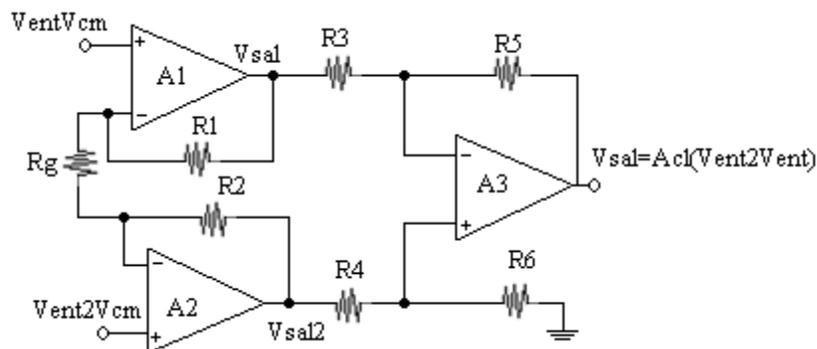


Figura 2.11.- Amplificador de instrumentación básico con un resistor de ajuste de la ganancia externo R_g . Se indican las señales diferenciales y en modo común.

De esta manera la ganancia en lazo cerrado total del amplificador de instrumentación se describe como:

$$A_{cl} = 1 + 2RR_g \quad (2.3)$$

Dónde: $R_1 = R_2 = R$

Y para una ganancia deseada se despeja R_g por lo tanto:

$$R_g = 2RA_{cl} - 1 \quad (2.4)$$

Comúnmente se utiliza para medir tensiones mínimas provenientes de señales diferenciales. El amplificador de instrumentación se encarga de detectar y amplificar la señal mínima proveniente de algún sensor y rechazar el gran voltaje en modo común [30].

2.3.3.- Sensor de presión o fuerza (piezoresistivo).

La presión queda determinada por la razón de una fuerza sobre el área dónde actúa la fuerza. Dado que tanto la fuerza como el área son de naturaleza vectorial, la presión es una magnitud escalar, es decir, sólo tiene magnitud y no tiene dirección. Así, si una fuerza F actúa sobre una superficie A , la presión P queda estrictamente definida por la razón:

$$P = \frac{F}{A} \quad (2.5)$$

El principio de funcionamiento de los sensores piezoresistivos consiste en que cuando se aplica una presión, fuerza o aceleración a una delgada placa que contiene resistencias obtenidas por difusión o implantación de iones de constatan o nicrom, o inclusive de algún semiconductor como el silicio o el germanio, se desarrolla un cambio en su resistencia eléctrica, dicha resistencia eléctrica es proporcional a la fuerza aplicada.

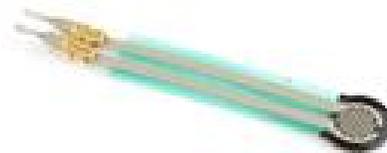


Figura 2.12.-Sensor piezoresistivo.

Otra característica de estos sensores es que la señal generada decae rápidamente al dejar de ejercer fuerza. La aplicación de presión es una acción generadora, el elemento metálico convierte la energía mecánica de compresión a una resistencia eléctrica.

2.3.4.- Servomotor.

En la actualidad existen servomotores de corriente continua, estos por lo general poseen un rotor de corriente directa, además cuenta con una serie de engranes para producir la reducción de velocidad del giro e incrementar su capacidad de torque, los servomotores se caracterizan por su giro, ya que generan un ángulo determinado, máximo de 270°, este movimiento lo pueden realizar mediante un control electrónico.

Los servomotores cuentan con un potenciómetro conectado al eje de salida, y un circuito de control de retroalimentación, estos son activados por medio 3 cables que reciben una señal, dos para la alimentación del motor (uno para la parte positiva y otro para la parte negativa) y el tercero va conectado a la tarjeta de control la cual tiene la función de enviar una señal que se encarga de controlar y determinar la posición que se requiere, esta señal se llama PWM (modulado por ancho de pulso) en la figura 2.13 se muestra la señal PWM, que básicamente es la señal de información que se convierte en un tren de pulsos de duración variable que se amplifica al nivel suficiente para aplicarlo como señal moduladora.

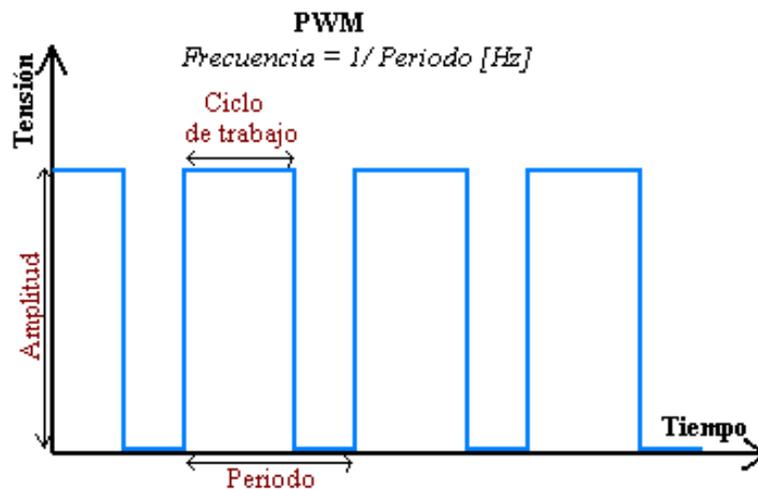


Figura 2.13.- Señal de PWM.

A continuación en la figura 2.14 se muestran los elementos que conforman a un servomotor, en su interior contiene un amplificador, motor, piñonearía de reducción y un potenciómetro de realimentación; todo incorporado en el mismo conjunto.

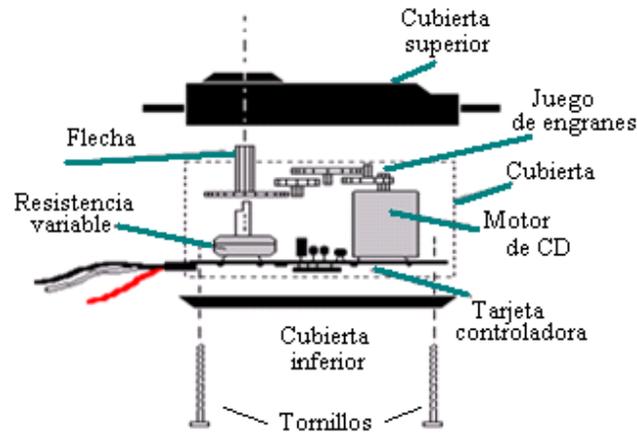


Figura 2.14.- Partes del servomotor.

2.3.5.- Amortiguador.

Un amortiguador se encarga de absorber, reducir y en el mejor de los casos eliminar las oscilaciones producidas por el terreno donde se utiliza o por el campo de trabajo donde se es aplicado, su función es proteger un sistema en caso de oscilaciones. El amortiguador está constituido por un cilindro grande y uno más pequeño, una barra (vástago) con un pistón en el interior del cilindro pequeño, en la figura 2.15 se muestran las partes de un amortiguador. El cilindro pequeño es el que contiene el fluido hidráulico, el cual absorbe las oscilaciones, dicho fluido se encuentra entre el pistón y el extremo inferior del cilindro [31].

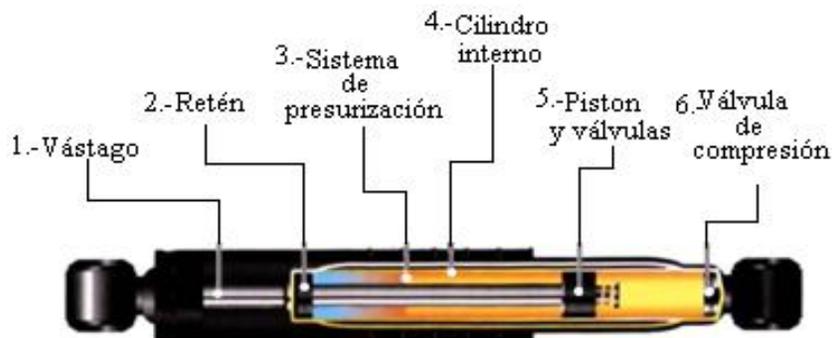


Figura 2.15.-Estructura de un amortiguador hidráulico.

La carga o fuerza aplicada se ejerce en la parte superior del amortiguador, en el vástago, de este modo se hace una compresión del pistón sobre el fluido hidráulico.



2.4.-Sumario.

Con el fin de proporcionar al lector un panorama amplio, concreto y general de los elementos vitales que conforman este proyecto de investigación, es necesario dar a conocer de una forma una breve y concreta, información respecto a sus aplicaciones en otras áreas, así como su principio de funcionamiento, características y limitaciones que presentan. Además de que para formar un sistema es necesario conocer al detalle el funcionamiento de dichos elementos por separado.



Capítulo 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En el siguiente capítulo se muestra información detallada de los elementos que conforman esta investigación, proporcionando al lector parámetros específicos de dichos elementos, así como los sistemas que son parte del prototipo final.

Para la construcción del prototipo es necesario estudiar por separado cada uno de los elementos que lo constituyen y así observar detenidamente su comportamiento, su estructura y sus características de cada uno de ellos. A lo largo de este capítulo se mostrará las características y especificaciones de cada uno de los elementos, para ello se ha dividido al proyecto en tres etapas.

En la primera etapa se muestran las especificaciones para el diseño y construcción de un sistema el cual será el encargado de detectar y amplificar los potenciales eléctricos provenientes de los músculos del cuerpo humano. Posteriormente, en la segunda etapa de este proyecto se describen características sobre el funcionamiento de un mecanismo policéntrico el cual realizará la acción de flexión y extensión en la prótesis. Por último y como tercera etapa de este prototipo, se da a conocer la fabricación del fluido magnetoreológico, al igual que todos los componentes necesarios para implementarlo en un amortiguador magnetoreológico, así como sus características físicas para tener un óptimo funcionamiento.

3.1.- Sensor.

Uno de los elementos vitales para el desarrollo de este prototipo es el sensor. En este caso se necesita un elemento que en conjunto con las señales electromiográficas accione el servomecanismo por medio de una presión ejercida, además de controlar el funcionamiento del amortiguador magnetoreológico por ello es de suma importancia hacer una elección adecuada de este elemento.

La elección del sensor piezoresistivo se realizó a partir de una comparación con otro sensor similar (sensor piezoeléctrico), esto con la finalidad de seleccionar el sensor que se adecue a las necesidades del prototipo final; en primera instancia se notó que el funcionamiento es el mismo a diferencia que en el sensor piezoresistivo se obtiene una señal en Ohms y en el caso del sensor piezoeléctrico se obtiene una salida en Volts, hasta este punto no existe ningún inconveniente ya que es posible adaptar un circuito electrónico extra en caso de que se requiera convertir la señal a Ohms o Volts según sea el caso [32]. Por otra parte el sensor piezoresistivo tiene un mayor rango de linealidad que el piezoeléctrico, este punto es considerado el más importante para la elección de dicho sensor, debido a que no requiere de otros sistemas electrónicos para linealizarlo y así obtener una buena medición.

Otra característica con las que cuenta estos sensores es que al agregar resistencias en los extremos del sensor se pueden definir parámetros máximos y mínimos, esto con el fin de limitar rangos con relación a la fuerza ejercida sobre él, cabe mencionar que al agregar estas resistencias no se modifica la linealidad del sensor.



Figura 3.1.- Sensor piezoresistivo (ForceSensingResistors®).

A continuación en la tabla 3.1 se presentan las principales características con las que cuentan los sensores piezoresistivos.

Tabla 3.1.- Características del sensor piezoresistivo.

Característica	Valor
Área activa	5 mm de diámetro
Espesor	0.30 mm
Rango de sensibilidad de una fuerza	100 g a 10 kg
Rango de sensibilidad a presión	1.5 PSI a 150 PSI
Vida media	10 millones de ciclos

En la figura 3.2 se puede apreciar el principio de funcionamiento del sensor, la fuerza ejercida es inversamente proporcional a la resistencia eléctrica, es decir, al ejercer mayor fuerza, la resistencia eléctrica disminuye, y al ejercer menor fuerza o no existir fuerza ejercida la resistencia eléctrica del sensor aumenta.

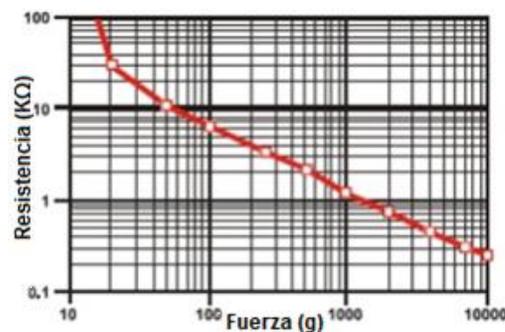


Figura 3.2.- comportamiento del sensor piezoresistivo.

3.2.- Adquisición y acondicionamiento de señal electromiográfica.

Para la adquisición de señales electromiográficas es necesario contar con un elemento primario de medición, el cual será quien detecte dicha señal, para que posteriormente sea procesada. De este modo, los electrodos que detectarán este potencial eléctrico son electrodos de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl).



Figura 3.3.- Electrodos de Ag/AgCl.

Con base en los registros de la SENIAM [33] (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles por sus siglas en inglés) indica que es recomendable para el registro de la electromiografía el uso de electrodos Ag/AgCl debido a la conductividad que presenta al estar en contacto con la piel. Estos electrodos superficiales son los más usados y recomendados ya que son de fácil manejo y su instalación no requiere de la supervisión médica, los electrodos que se utilizan en esta investigación tiene la característica de medir 45mm de largo, mientras que de ancho miden 43mm, y con lo que respecta al electrodo, este tiene un diámetro de 10mm, este es el diámetro real del sensor, así como se puede observar en la figura 3.4. Estos electrodos suelen tener la desventaja de que solo pueden ser utilizados una sola vez, debido al desgaste del pegamento con el que se adhieren a la superficie cutánea.

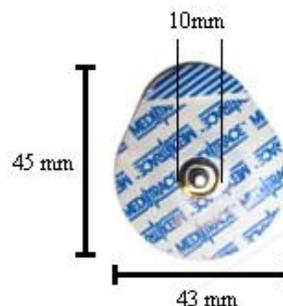


Figura 3.4.- Dimensiones del electrodo superficial.

Para colocar los electrodos a la superficie cutánea, ésta deberá tener un tratamiento previo a la ubicación de los electrodos, esto con el fin de reducir la resistencia que existe entre el electrodo y la piel, el tratamiento consiste en:

- Eliminar de la piel todo elemento que pueda impedir o reducir el paso del potencial eléctrico a través del electrodo, así que se debe eliminar las capas externas como lo es el vello, sudor, cremas, etc.
- También se debe limpiar la piel con alcohol, dejando que el alcohol se evapore por sí solo.

Una vez teniendo la piel limpia, se procede a instalar los electrodos en el musculo donde se obtendrán las señales electromiográficas, para esto es necesario aplicar un gel electrolítico el cual ayuda a que exista una mejor recepción del potencial eléctrico en la piel.



Figura 3.5.-Gel electrolítico.

La colocación de los electrodos es una tarea muy importante, ya que dependiendo de su ubicación la señal electromiográfica será detectada en mayor o menor intensidad. A continuación en la tabla 3.2 se muestran las distancias recomendadas para la colocación de electrodos en músculos grandes de la región de miembro inferior [34].

Tabla 3.2.- Distancia de electrodos en músculos de gran tamaño en miembro inferior.

Músculo de la región femoral	Distancia entre electrodos (mm)
Bíceps femoral.	20 a 50
Gastronecmio.	10 a 50
Recto femoral.	10 a 50
Cuadripec femoral.	10 a 50

En la figura 3.6 se muestra una grafica donde se observa la distancia que se propone para la colocación de los electrodos, para ello, se indica que para obtener una señal definida se recomienda una distancia aproximada de 20mm entre electrodos situados a lo largo del musculo a analizar; cabe hacer mención que estas distancias son recomendadas para músculos largos.

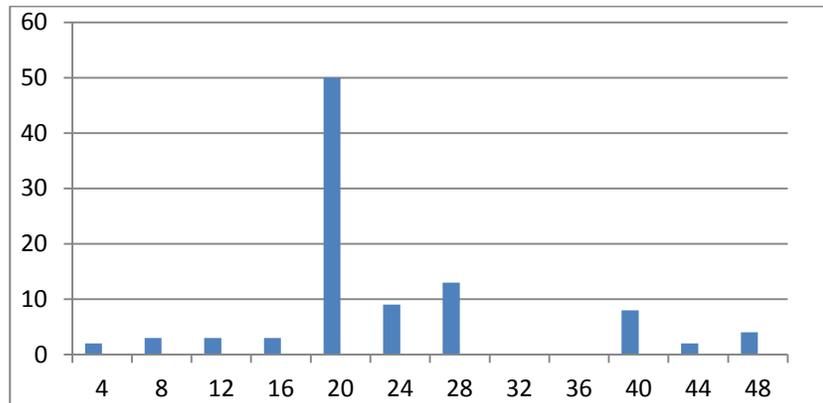


Figura 3.6.- Recomendación de las distancias entre electrodos (en mm) SEMG.

3.2.1.- Pre-amplificación.

El primer bloque para el registro de las señales electromiográficas provenientes de los electrodos es contar con una etapa de pre-amplificación la cual se encargará de acondicionar la señal emitida por los músculos para su posterior tratamiento. Este registro será realizado con ayuda de un amplificador de instrumentación. Con este amplificador es posible detectar y acondicionar una señal con una tensión mínimo de alrededor de los 100mV.

Uno de los aspectos importantes a considerar para elegir un amplificador de instrumentación es el Porcentaje de Rechazo De Modo Común o CMRR por sus siglas en inglés (Common Mode Rejection Ratio), mientras más alto sea este nivel mejor será la capacidad que tiene el amplificador de instrumentación para captar estos potenciales mínimos. Ya que el objetivo es realizar un sistema compacto para la detección de señales electromiográficas, se utiliza el circuito integrado AD620, este es un amplificador en la configuración de instrumentación, es un circuito diseñado para detectar señales provenientes de un bajo voltaje, ideal para detectar señales electromiográficas ya que su valor de CMRR es de 120dB y una alta impedancia de entrada con ganancia de 500 veces su valor nominal.

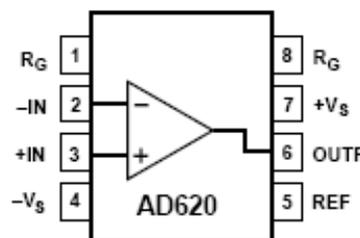


Figura 3.7.-Amplificador de instrumentación AD620.

Adicionalmente y para que se pueda obtener una ganancia óptima, este circuito integrado requiere de una resistencia externa R_G la cual su valor se puede calcular por medio de la ecuación que proporciona el fabricante.

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.1)$$

Así que para saber el valor de la resistencia externa y conociendo el valor de la ganancia a la que se desea llegar se despeja R_G de manera que:

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad (3.2)$$

$$G = \frac{49.4K\Omega}{8.25K\Omega} + 1 = 5.987878 \quad (3.3)$$

De igual manera, el proveedor proporciona información respecto a la adquisición de señales para electromiografía, para ello establece un circuito de referencia acompañado de un amplificador AD705J, el cual servirá para conectar un tercer electrodo, dicho electrodo tendrá la función de servir como referencia a tierra. En la figura 3.8 se muestra el circuito que proporciona el fabricante al igual que la configuración de dichos elementos.

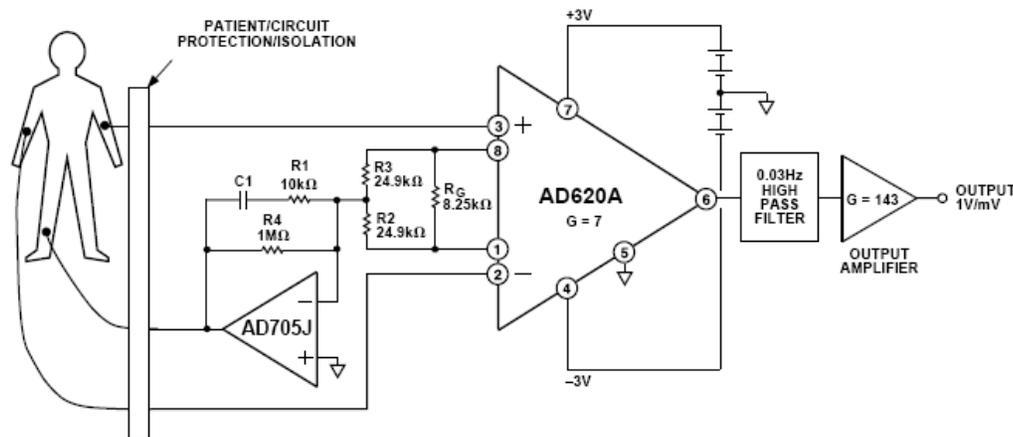


Figura 3.8.-Circuito de pierna derecha propuesto por el proveedor (Texas Instrument®).

El Amplificador operacional AD705J tiene la característica de proporcionar una corriente eléctrica baja, ofreciendo significativamente una desviación en la temperatura de polarización de entrada, este amplificador ofrece las ventajas de amplificadores bipolares, además proporciona una tensión de offset en mV y alto valor de CMRR como un amplificador bipolar de precisión. Se utiliza para proporcionar el mismo nivel de precisión de corriente continua.

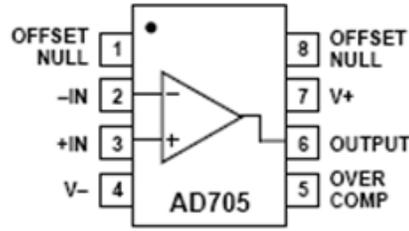


Figura 3.9.- Amplificador operacional AD705J.

Para verificar el correcto funcionamiento del circuito se realizó la simulación en un programa que permite simular circuitos eléctricos llamado MULTISIM®, se escogió este programa ya que contiene todos los elementos antes mencionados para realizar el circuitos de adquisición de la señal electromiográfica.

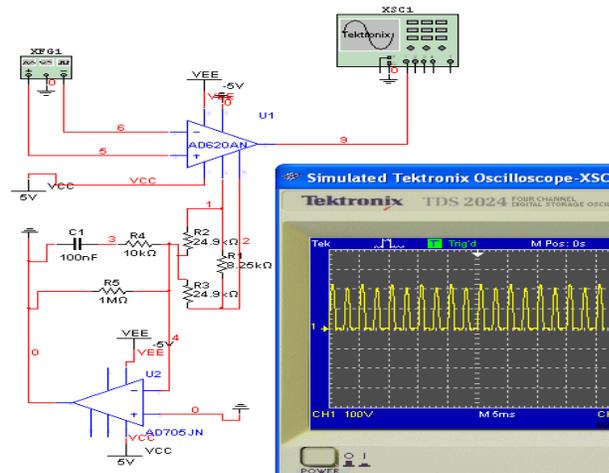


Figura 3.10.- Simulación de la etapa de pre-amplificación de señales electromiográficas desarrollado en Multisim®.

3.2.2.- Amplificación.

Como último bloque se encuentra la amplificación final el cual proporcionará la salida amplificada deseada, para fines de esta investigación es necesario obtener una amplificación máxima de 5v. Así que se utilizó un amplificador operacional en configuración no inversora con una ganancia aproximada de 150.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \tag{3.4}$$

$$G = 1 + \frac{1M\Omega}{7K\Omega} = 143.8571 \tag{3.5}$$

La configuración no inversora se muestra a continuación en la figura 3.11.

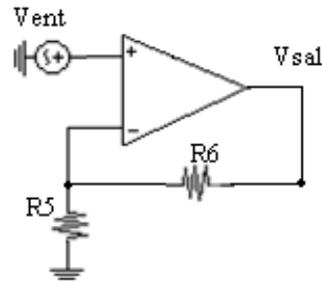


Figura 3.11.-Amplificación final en configuración no inversora.

Hay que considerar que para la etapa de amplificación se utilizan los amplificadores operacionales LM324 fabricados por Texas Instrument®. Su configuración se muestra en la figura 3.12.

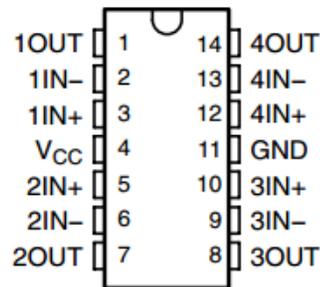


Figura 3.12.- Amplificador operacional LM324 Texas Instrument®.

Al igual que en la fase de pre-amplificación, en la figura 3.13 se muestra la simulación correspondiente a todo el circuito de adquisición de señales electromiográficas en Multisim®.

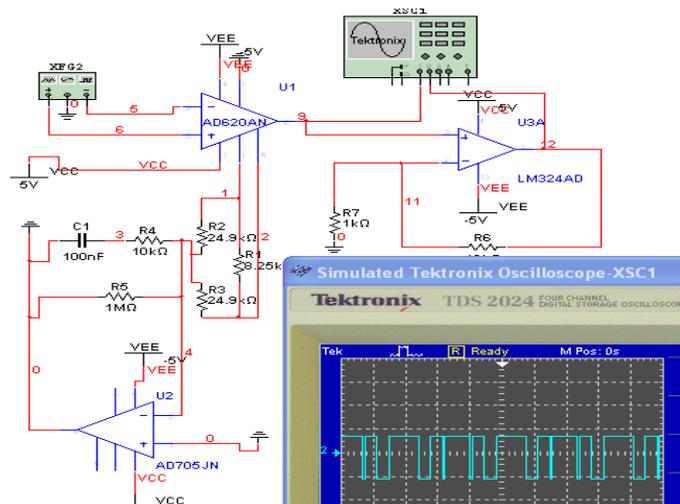


Figura 3.13.- Simulación del circuito de adquisición de señales electromiográficas desarrollado en Multisim®.

3.3.- Mecanismo policéntrico de cuatro barras.

El mecanismo policéntrico de cuatro barras cumple con la función de ser una rodilla mecánica de esta manera se tiene un conjunto de elementos que al unirse forman el mecanismo el cual proporciona estabilidad en una prótesis transfemoral [35]. El objetivo primordial de una rodilla mecánica es que esta pueda imitar los movimientos y características de una rodilla sana. Desafortunadamente esto aún no es posible ya que la construcción de una rodilla que proporcione los movimientos idénticos de una rodilla sana aún no se ha desarrollado.

El diseño de eje policéntrico provee un centro móvil de rotación por el grado de flexión de la rodilla. La gran ventaja del mecanismo policéntrico es que permite la estabilidad de la rodilla cuando se hace contacto con el talón y reduce la estabilidad al momento del despegue de la punta del pie; con ello se incrementa la distancia del contacto con el piso y reduce la posibilidad de tropiezo.

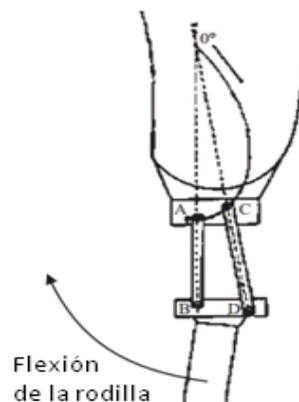


Figura 3.14.- Mecanismo Policéntrico [36].

Los elementos principales que intervienen en la estabilidad y la movilidad, son básicamente 4 ligamentos (en los cuales está basada la prótesis).

Los ligamentos son los siguientes:

- Colaterales.
- Cruzados.
- Posteriores.

Un mecanismo de 4 barras (Policéntrico) resulta mucho más efectivo, dado que se encuentra caracterizado por un centro de rotación que varía con el ángulo de flexión de la rodilla. En el desarrollo del mecanismo se tomaron las siguientes consideraciones para que puedan ser aplicados al diseño de una prótesis de miembro inferior con amputación de nivel transfemoral [37].

- El diseño se hace normalmente de tipo paralelogramo. esto debido a que el ángulo de flexión de la rodilla será 0° , aunque la unión del mecanismo rote.
- El ángulo es de 0° cuando la rodilla se encuentra en extensión completa e incrementa linealmente el ángulo formado por las líneas de conexión del centro de la cadera en los puntos de alineamiento de la rodilla y los puntos de alineamiento de la rodilla con el centro del tobillo. La diferencia máxima entre los ángulos de flexión y extensión es aproximadamente de 10° por cada unión del diseño de la 4 barras y en la mayoría de la rodillas la diferencia es de al menos 5° sobre el rango de movimiento de ésta.

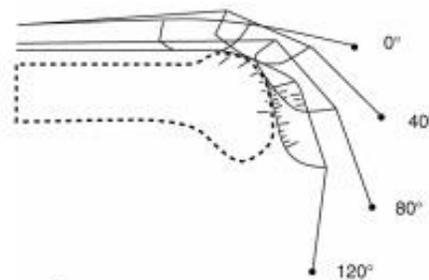


Figura 3.15.- Ángulos de Flexión y-Extensión de la rodilla.

3.3.1.- Determinación de los grados de libertad.

Para saber los grados de libertad tiene el mecanismo policéntrico, se llevó a cabo el análisis sistemático que sirve para determinar ciertas restricciones con base a Shigley [38] del cual se obtiene lo siguiente: la especificación de los grados de libertad se calcula a partir del número de coordenadas dependientes y del número de ecuaciones de restricción independiente; por otra parte la problemática de los desplazamientos finitos se utiliza para calcular una nueva posición del sistema a partir de unos incrementos finitos de las coordenadas finitas; el análisis de velocidades, calcula las velocidades dependientes a partir de las independientes; por último, el análisis de aceleraciones calcula las aceleraciones dependientes a partir de todas las velocidades y las aceleraciones independientes.

Con base a este tipo de análisis se determinaron los grados de libertad los cuales son el número de parámetros independientes (medidas) para definir inequívocamente cualquier posición en un cierto espacio.

Para calcular el número de grados de libertad totales en un mecanismo se debe de tomar en cuenta:

- Número de Eslabones.
- Número de Articulaciones.
- Y la interacción que estos tiene entre sí.

La ecuación de Kutzbach permite obtener el número de grados de libertad:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (3.6)$$

Donde:

m = Grados de libertad.

j_1 = Número de pares de un solo lado grado de libertad.

n = Número de eslabones.

j_2 = Número de pares con 2 grados de libertad.

Para un mecanismo de 4 eslabones, los grados de libertad son:

$$m = 3(4 - 1) - 2(2) - 0 = 1 \quad (3.7)$$

Para poder utilizar el mecanismo de 4 eslabones se deben que tomar en cuenta ciertas configuraciones para generar el movimiento de la rodilla; por lo general, se consideran algunos puntos mostrados en la tabla 3.3 que describe el estudio realizado a tres prototipos que sirven como base de apoyo para el análisis de las prótesis policéntricas. En ella, se presentan los parámetros que se consideraron para el desarrollo del mecanismo policéntrico, los cuales, son el grado de movilidad y la estabilidad puesto que son las principales variables que influyen en forma directa en el diseño de este.

Cabe mencionar que las variables con las que cuenta la tabla se toman como punto de inicio para el diseño de toda una prótesis de miembro inferior con un mecanismo policéntrico.

Tabla 3.3.- Comparación entre tres diferentes prototipos.

Parámetros	Prototipo Millán (1996)	Prototipo Cortés (1988)	Prototipo Pinzón (1995).
Peso Unitario.	X	X	X
Edad de usuario.	X	X	X
Altura Usuario.		X	
Sexo.		X	
Geometría del muñón.		X	X
Nivel de sensibilidad.		X	
Recursos Económicos.	X	X	X
Grados de movilidad.		X	
Material.	X	X	X
Material Protésico.		X	X
Estabilidad.		X	X
Comercialización.	X		X
Vida Útil.		X	

3.3.2.- Determinación de la trayectoria del mecanismo policéntrico.

Para cubrir con la trayectoria generada con la rodilla, se tomaron en cuenta como base los trabajos de Radcliffey, sobre un mecanismo de 4 barras [39].

El poloide que es la curva que describe la trayectoria del CIR (Centro Instantáneo de Rotación), es sumamente utilizado en diseño de sustituciones de rodilla, para aquellas prótesis transfemorales que involucran un mecanismo de rodilla de 4 barras el CIR en cualquier posición. Como se incrementa el ángulo de flexión en la rodilla, el CIR toma una serie de posiciones que trazan típicamente una trayectoria con la extensión de la pierna, la cual avanza hacia atrás o hacia abajo, al centro anatómico de la rodilla.

En la figura 3.16 se observa el movimiento del mecanismo policéntrico, describiendo la trayectoria del polide.

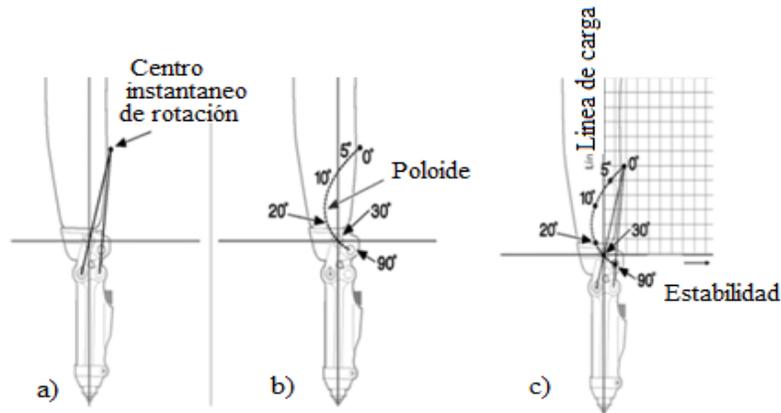


Figura 3.16.- a) Centro Instantáneo de Rotación b) Poloide c) CIR por el seguimiento Trayectoria.

De este arreglo de eslabones, para prótesis policéntricas, existen tres tipos de configuraciones:

- Mecanismo de cuarto barras cuasi-estable.
- Mecanismo de cuatro barras híper estabilizado.
- Mecanismo de cuatro barras de control voluntario.

El mecanismo utilizado en es este prototipo está diseñado con base en el mecanismo de cuarto barras híper estabilizado [40]. En la figura 3.17 se muestra la trayectoria que lleva el mecanismo policéntrico de cuatro barras híper estabilizado, mostrando las áreas de contacto, áreas de carga y la posición del mecanismo conforme se realiza el ciclo de marcha.



Figura 3.17.- Diagrama de estabilidad de un cuadrilátero articulado híper estabilizado por Radcliffe.

De acuerdo al análisis cinemático de Vera Luna señala que la articulación de la rodilla esta en extensión completa antes de que el talón contacte con el suelo, de acuerdo como se observa en la figura anterior se puede observar al mecanismo realizando la primera fase del ciclo de la marcha.

Así con lo descrito anteriormente, se muestra a continuación en la figura 3.18 se presentan imágenes correspondientes a la trayectoria que realiza el mecanismo policéntrico. Como se puede observar en el inciso a) correspondiente a la fase donde la articulación empieza a flexionar, realizando un movimiento continuo a lo largo del poloide y ésta continúa flexionando hasta que se cumple los ángulos de flexión haciendo que la planta del pie prostético esté en contacto con en el suelo. Inmediatamente después de haber alcanzado dicha posición, el mecanismo realiza el movimiento de flexión como se observa en el inciso b), es así como y empieza a moverse en dirección de extensión, cumpliéndose y repitiéndose de esta manera el ciclo de marcha.

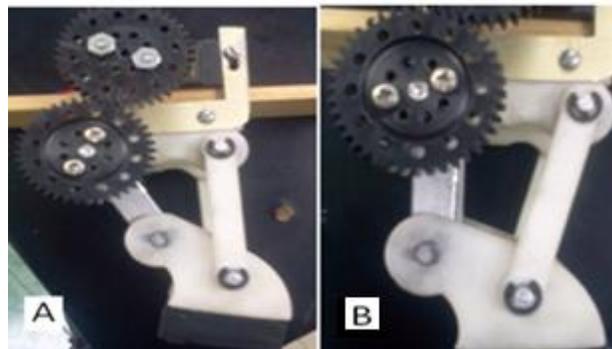


Figura 3-18.- Mecanismo en posición de flexión(A).Mecanismo en posición de extensión (B).

3.4.- Microcontrolador.

Un microcontrolador es un dispositivo electrónico el cual se caracteriza por cumplir diferentes funciones de las cuales la principal y fundamental es la llevar a cabo procesos lógicos. Los procesos o acciones son programados en un lenguaje ensamblador, actualmente los microcontroladores permiten reducir cualquier cantidad de elementos electrónicos y cálculos matemáticos, de tal vez diseñar un circuito electrónico sumamente complejo este se podrá reducir por uno más compacto y de menor grado de complejidad. Estos se basan en algunas reglas en su lenguaje de programación para obtener de cierta forma el programa que se requiera, por ese motivo se desarrolló un código sencillo pero eficaz que cumpla con función que se requiere de manera efectiva.

Arduino Leonardo

El microcontrolador que se eligió es el Arduino Leonardo, ya que es una plataforma de código abierto, el modelo Leonardo es pequeño en comparación de otros modelos sin afectar sus capacidades. Dispone de distintos componentes esenciales con los que contaría cualquier otro tipo de microcontrolador superior. Una multiplataforma que se caracteriza por adaptarse a cualquier tipo de sistema operativo (Windows, GNU/Linux), cuenta con un lenguaje de programación basado en librerías de C++. Esta es la solución para realizar el control de la instrumentación implementada, ya que permitirá obtener la medición de algunas variables del sistema, accionar y sincronizar el servomotor y el amortiguador con los demás elementos de esta investigación.

A continuación en la tabla 3.4 se muestran las características esenciales con las que cuenta este microcontrolador.

Tabla 3.4.- Características del microcontrolador Leonardo fabricado por Arduino®.

Característica	Parámetro
Microcontrolador	ATmega32u4
Tensión de funcionamiento	5V
Tensión de entrada (recomendado)	7-12V
Tensión de entrada (límites)	6-20V



Figura 3.19.- Microcontrolador Leonardo Arduino®.

3.4.1.- Protección del micro controlador.

Un aspecto importante a considerar e independientemente del tipo de microcontrolador que se utilice es la protección que éste necesita, ya que al existir una variación de corriente y tensión a la suministrada y proporcionada por el microcontrolador se debe contar un circuito que lo proteja de oscilaciones. Para esto en la figura 3.20 se muestra una opción para proteger un microcontrolador, esta protección consiste en interconectar entre sí una serie de semiconductores, los cuales en conjunto ayudarán a evitar regresiones de corriente que pueden dañar al microcontrolador [41].

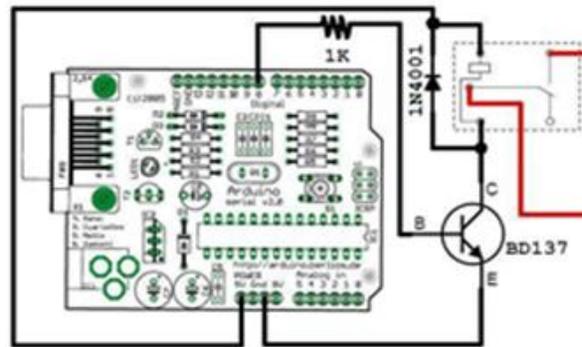


Figura 3.20.- Diagrama eléctrico del circuito de protección.

3.5.- Servomotor.

Un servomotor tiene como resultado un posicionamiento en un margen de 270°. Este se encuentra conformado por un motor de corriente continua, engranes reductores, un sensor de desplazamiento, y un circuito de retroalimentación éste es el que le permite al dispositivo realizar la función del posicionamiento ya que este circuito compara la señal de entrada de referencia (posición deseada) con la posición actual medida con el potenciómetro (sensor de desplazamiento). Esta diferencia es comparada entre la posición actual y la deseada que permiten que la señal sea amplificada y utilizada para mover motor en una dirección necesaria y así reducir el error. Dicho sistema de control es de tipo PID, es por esa razón que no da un ángulo definido.

La ecuación que permite realizar una elección adecuada de un servomotor con respecto al torque es la siguiente.

$$F = m * l \quad (3.8)$$

Donde:

m = el centro de masas de la carga a desplazar.

l = la longitud de la carga a desplazar.

f = el toque mínimo que se necesita para desplazar la carga.

En la figura 3.21 se muestra el servomotor que se implementara en este prototipo, este actuador es de la Marca GoTeck® Modelo GS-5515MG® [42].



Figura 3.21.- Servomotor GoTeck® Modelo GS-5515MG®.

Las características eléctricas del servomotor se muestran a continuación en la tabla 3.5.

Tabla 3.5.- Características del servomotor GoTeck® GS-5515MG.

SERVO-MOTOR		
Parámetro	Valor	
Voltaje de trabajo	At 4.8V	At 6.0V
Torque	13 Kg.cm	15 Kg.cm
Velocidad	0.31 sec/ 60 deg.	0.28 sec/60 deg
Control	Positivo PWM control	
Temperatura	-20°C a 60 °C	

3.6.- Amortiguador reológico.

El amortiguador reológico es un amortiguador hidráulico que contiene un aceite especial (fluido magnetoreológico), este fluido actúa ante tensiones eléctricas provocando una deformación en sus moléculas haciéndolo rígido o suave dependiendo del valor de la tensión ejercida sobre dicho fluido.

Para asegurar un amortiguamiento adecuado en una prótesis mecánica es necesario emplear un amortiguador en la sección del pilar para ello en este prototipo se integrará un pistón proporcionado por un alumno de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; el cual fue diseñado, desarrollado y fabricado para su proyecto de tesis, “Diseño de una Prótesis Transtibial Amortiguada” [43], el diseño se muestra en la figura 3.22. Este pistón es un prototipo al cual se le adaptará un electroimán previamente diseñado.

En el diseño de la prótesis transtibial amortiguada se establece que la altura promedio del pie es de 8.1cm, el largo de la tibia es de 40.8cm, la tolerancia de una amputación optima es de 12.0cm y el centro de masa del conjunto pie-pierna se encuentra a 25.1cm del suelo.

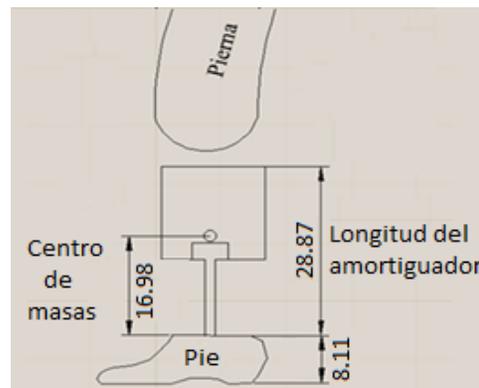


Figura 3.22 Medidas de prótesis en el plano [43].

Para lograr que el centro de masa recaiga donde se desea, es necesario proponer y segmentar el tanque del amortiguador en dos secciones, tal como se muestra en la figura 3.23.

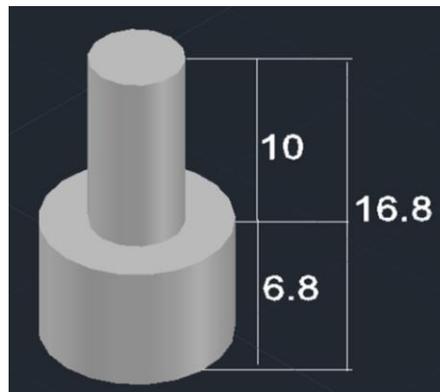


Figura 3.23.- Medidas de las alturas del contenedor del amortiguador [43].

La altura total del amortiguador es de 28.8cm, pero como el vástago mide 12cm, por lo tanto la longitud del tanque será de 16.8cm, si se divide en 6.8cm y 10cm respectivamente como se muestra en la figura 3.23. Como son cilindros con densidad uniforme, se sabe que sus centros de masa se encuentran a la mitad de los dos cilindros, es decir en 3.4cm y 5cm respectivamente; aparte hay que aumentar los 12cm de la longitud del vástago, por lo tanto, el centro de masa de la parte de abajo (r_{Ab}) está en 15.4cm, y el centro de masa de la parte de arriba (r_{Arr}) está en 23.8cm.

Para obtener la relación del centro de masa total se tiene:

$$r_A = \frac{m_{Arr}r_{Arr} + m_{Ab}r_{Ab}}{m_{Arr} + m_{Ab}} \quad (3.9)$$

Cabe mencionar que el tanque completo pesa 2kg, por lo tanto:

$$m_{Arr} + m_{Ab} = 2Kg \rightarrow m_{Ab} = 2 - m_{Arr} \quad (3.10)$$

Sabiendo que $r_A=21$ cm se obtienen las masas de las dos partes:

$$\begin{aligned} m_{Arr} &= 1.33Kg \\ m_{Ab} &= 0.66Kg \end{aligned} \quad (3.11)$$

Como el radio de la base del pistón es de 1.64cm, entonces el tanque tendrá un barreno hasta el fondo de esa magnitud; el volumen de la parte de abajo se calcula como:

$$V_{Ab} = \pi(0.068m)(r_1 - 0.0164)^2 \quad (3.12)$$

Donde r_1 es el radio exterior, para calcular ese radio, se utiliza la relación de densidad:

$$r_1 = \sqrt{\frac{m_{Ab}}{\rho\pi(0.068m)}} + 0.0164m = 0.0363m = 3.63cm \quad (3.13)$$

Lo cual cumple con los requerimientos de espesor. Para la parte superior del tanque se presenta una situación similar, solo que considerando su masa y su altura correspondiente, por lo tanto, el volumen para la parte superior es:

$$V_{Arr} = \pi(0.1m)(r_2 - 0.0164)^2 \quad (3.14)$$

Donde r_2 es el radio exterior, para calcular éste radio, se utiliza la relación de densidad:

$$r_2 = \sqrt{\frac{m_{Arr}}{\rho\pi(0.1m)}} + 0.0164m = 0.0396m = 3.96cm \quad (3.15)$$

Lo cual cumple con los requerimientos de espesor [43].



Figura 3.24.- Prototipo de amortiguador y pistón ensamblado [43].

3.6.1.- Fabricación del fluido magnetoreológico.

Lo ideal es adquirir el fluido en el mercado por medio de alguna empresa que se dedique a hacer este tipo de fluidos inteligentes ya que las especificaciones y condiciones de fabricación son a detalle y controladas en cuanto a materia prima, una empresa que ofrece este producto en el mercado es Lord Corporation [44], esta corporación tiene una línea de productos enfocados a la magnetoreología.

La fabricación del fluido de forma casera es sencilla ya que solo se deben mezclar limadura de ferrita con aceite ya sea vegetal, hidráulico, etc.; en este caso y para fines de esta investigación se utilizará aceite de transmisión automática para automóviles, debido a que este tipo de aceite cumple con estándares de calidad como la capacidad de trabajar a altas temperaturas sin sufrir ningún tipo de deformación o cambio físico-químico, además de brindar una viscosidad adecuada para evitar la pronta sedimentación de la ferrita [45]. La obtención de la limadura de ferrita se realizó triturando trozos grandes de ferrita hasta conseguir pulverizar dichos trozos como se observa en la figura 3.25, una vez teniendo el polvo de la limadura de ferrita se pasó por diversos procesos de tamizado, esto con el fin de obtener la limadura lo más fina posible.

Para este prototipo se eligió la ferrita, ya que es un material con una buena saturación magnética, lo cual permite obtener mejores resultados al energizar el fluido.

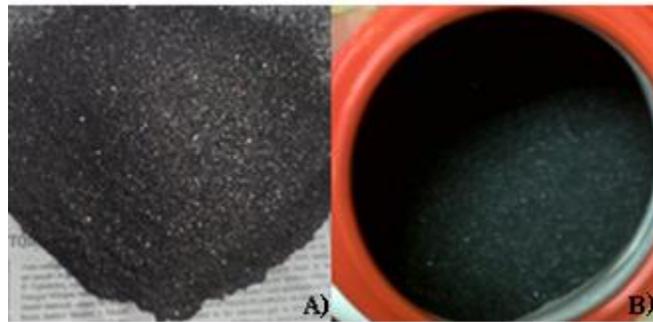


Figura 3.25.- A) Limadura de ferrita en bruto; B) Después de la última fase de tamizado.

Una vez concluidas las fases de tamizado y con la limadura de ferrita, se podrá utilizar para la realización del fluido magnetorreológico, de este modo se obtendrá una mezcla del fluido homogéneo. Un factor importante a considerar es el tipo de aceite debido a que se podrán obtener diferentes resultados, ya que por los diferentes procesos de fabricación de los aceites tienen una mayor o menor viscosidad, y como se mencionó, la viscosidad es un punto clave en la preparación del fluido y así evitar una rápida sedimentación de la magnetita en el amortiguador.

Para obtener buenos resultados se recomienda usar 30% de ferrita y un 70% de aceite del volumen total del cilindro del amortiguador. Al realizar la mezcla es de vital importancia utilizar una mezcladora automática, similar a la que se utiliza para mezclar pintura, de este modo tendremos un mejor trabajo de mezclado además de minimizar tiempos y trabajo manual, obteniendo así un aceite de color oscuro.



Figura 3.26.- Fluido magnetorreológico.

3.6.2- Diseño y construcción de un electroimán.

Para completar el diseño, en esta sección se revisará específicamente lo que se refiere al circuito magnético para excitar al flujo magnetoreológico.

Un circuito magnético típico para un amortiguador magnetoreológico usa acero con bajo contenido carbono, el cual contiene una alta permeabilidad y saturación magnética, así como también un conducto de flujo magnético para guiar y focalizar el flujo magnético. En el trabajo de diseño del circuito magnético lo más apropiado es determinar el valor de los amperios-vuelta (**NI**) necesarios para el circuito magnético. Uno de los objetivos más importantes en el diseño es el maximizar la energía del campo magnético en el fluido y minimizar las pérdidas de flujo en el hierro y las regiones donde no se realice trabajo. A continuación en la figura 3.27 se muestra el circuito magnético en serie, donde se puede apreciar el recorrido del flujo magnético por las diferentes secciones del núcleo.

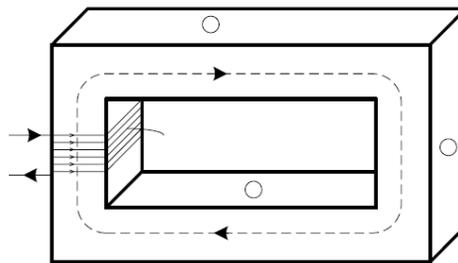


Figura 3.27.- Circuito magnético en serie.

El flujo magnético establecido por el electroimán está definido por la letra griega fi (Φ), sus propiedades son similares a las de la corriente que atraviesa un circuito eléctrico, una de ellas, es que siempre busca el paso a través de la menor *reluctancia* R.

$$R = \frac{l}{\mu A} [Av] \quad (3.16)$$

l = longitud media en metros.

A = superficie en m^2 .

μ = permeabilidad.

La permeabilidad μ es una medida de la facilidad con que las líneas de flujo pueden establecerse en el material. Dicha permeabilidad está determinada por la siguiente relación:

$$\mu = (\mu_o)\mu_r \quad (3.17)$$

Donde:

μ_r = permeabilidad relativa.

μ_o = permeabilidad del aire.

La permeabilidad relativa μ_r es una medida de la calidad del material en comparación con el aire μ_o la permeabilidad del aire en el sistema SI es:

$$\mu_o = 4\pi 10^{-7} [Wb(Av)m] \quad (3.18)$$

Se utiliza para materiales ferromagnéticos un $\mu_r = 1000$, mientras que para materiales como el aire, vidrio y madera se utiliza un $\mu_r = 1$.

Una bobina de N espiras y corriente I alrededor de un núcleo ferromagnético produce una *fuerza magnetomotriz* F (fem) que está dada por:

$$F = NI[\text{ampere} - \text{espira}] \quad (3.19)$$

Donde:

N = número de espiras.

I = intensidad de corriente en Amperes.

Ahora se puede obtener el número de espiras N necesarias si se conoce el valor de la intensidad de corriente I .

3.6.3.- Cálculo del electroimán para el amortiguador construido.

De acuerdo a las características del núcleo que se utilizará, a continuación se realizarán los cálculos correspondientes para llegar a la permeabilidad y tener el campo magnético necesario para saturar el fluido magnetoreológico ya que es el campo necesario para magnetizar el fluido, sobrepasando dichos valores del campo magnético solo será un gasto de energía porque el fluido ya habrá llegado a su punto máximo de saturación.

Posteriormente se realizarán los cálculos necesarios para hacer una bobina adecuada. Utilizando los datos obtenidos de la tabla 3.6.

Tabla 3.6.-Tabla de propiedades magnéticas de materiales.

Material y composición	Inducción de saturación, Bs, T	Campo coercivo, H_c , A/cm	Permeabilidad relativa μ
Hierro magnético, chapa 0,2 cm	2,15	0,8	250
M36 Si-Fe laminado en frío (aleatorio)	2,04	0,36	500
M6 (110) (001), 3,2% Si-Fe (orientado)	2,03	0,06	1.500
45 Ni-55 Fe (45 Permalloy)	1,5	0,024	2.700
75 Ni 5 Cu-2 Cr-18 Fe (mumetal)	0,8	0,012	30.000
79 Ni-5 Mo-15 Fe-0,5 Mn (Supermalloy)	0,78	0,004	100.000
48%MnO-Fe₂O₃, 52% ZnO-Fe₂O₃ (Ferrita suave)	0,36	--	1.000
36%NiO-Fe₂O₃, 64%ZnO-Fe₂O₃ (Ferrita suave)	0,29	--	650

A continuación se muestra la ecuación para calcular el campo magnético; teniendo como datos la inducción de saturación magnética $B = .78 \text{ Teslas}$ ya que el vástago está constituido por una aleación de 79 Ni-5 Mo-15 Fe-0,5 Mn (Supermalloy); también se tiene una permeabilidad relativa del medio (aceite-hierro) $\mu = 8.81 \times 10^{-6} \frac{Wb}{A \cdot m}$

$$H = \frac{B}{\mu} \quad (3.20)$$

$$H = \frac{.7 \frac{Wb}{m^2}}{8.81 \times 10^{-6} \frac{Wb}{A \cdot m}} \quad (3.21)$$

El campo magnético es de:

$$H = 79.4551 \times 10^3 \frac{A}{m} \quad (3.22)$$

Con los datos obtenidos se pueden hacer los cálculos correspondientes para la bobina. Teniendo en cuenta la longitud del núcleo que se ocupara para hacer el embobinado es de $l = 4 \text{ cm}$, con un diámetro de $D = .7 \text{ cm}$.

Calculando el área efectiva del núcleo (área que ocupara la bobina).

$$A = \pi r^2 \quad (3.23)$$

$$A = \pi(3.5 \text{ mm})^2 \quad (3.24)$$

$$A = 38.4845 \text{ mm}^2 = .038 \text{ m}^2 \quad (3.25)$$

El flujo magnético será de:

$$\Phi = B \cdot \text{Area} \quad (3.26)$$

$$\Phi = \left(.7 \frac{\text{Wb}}{\text{m}^2} \right) (.038 \text{ m}^2) \quad (3.27)$$

$$\Phi = 26.6 \times 10^{-3} \text{ Wb} \quad (3.28)$$

Para calcular la fuerza magneto motriz:

$$F = Hl \quad (3.29)$$

$$F = 79.4551 \times 10^3 \frac{\text{A}}{\text{m}} \times .04 \text{ m} \quad (3.30)$$

$$F = 3,178.204 \text{ Av} \quad (3.31)$$

Se despeja N para calcular el número de espiras.

$$F = NI \quad (3.32)$$

$$N = \frac{F}{I} \quad (3.33)$$

$$N = \frac{3,178.204 \text{ A} \cdot \text{v}}{2 \text{ A}} \quad (3.34)$$

$$N = 1589.1 \text{ Espiras} \quad (3.35)$$

Para calcular el calibre del conductor se tiene la siguiente ecuación; una vez obtenida el área del conductor y con ayuda de la tabla de calibres de conductores esmaltados se tiene:

$$\text{Area del conductor} = \frac{I}{J} \quad (3.36)$$

Donde $J = \text{Densidad de corriente} \left[\frac{\text{A}}{\text{mm}^2} \right]$

Ya que el electroimán estará sumergido en aceite se toma el valor para [46]:

$$J = 3.5 \frac{\text{A}}{\text{mm}^2} \quad (3.37)$$

$$\text{Area del conductor} = \frac{1.5A}{3.5 \frac{A}{\text{mm}^2}} \quad (3.38)$$

$$\text{Area del conductor} = .4285712 \text{ mm}^2 \quad (3.39)$$

El calibre del conductor será 21 AWG [46].

Con los datos obtenidos se construyó la bobina adecuada al vástago del amortiguador adaptándolo como se muestra en la figura 3.28.



Figura 3.28.- Vástago con la bobina (electroimán).

3.7.- Sumario.

En este capítulo se revisó de una manera más específica y detallada las características, observaciones y cualidades de los elementos primordiales que conforman este prototipo; de igual manera se describió de una forma sencilla la construcción de un electroimán a partir de propuestas ya existentes, esto con el fin de implementar y obtener el diseño más acorde a esta investigación.

Esto con el fin de que las etapas antes mencionadas se unan para dar lugar a una prótesis de miembro inferior accionada mediante señales electromiográficas y sensores piezoresistivos.



Capítulo 4

RESULTADOS

Esta sección corresponde al análisis de resultados proveniente de cada una de las etapas descritas en el capítulo anterior. Además se presenta un análisis completo del prototipo mostrando las ventajas y limitaciones que presenta.

En el siguiente capítulo se muestra de manera individual los resultados obtenidos de las tres etapas descritas en el capítulo anterior, esto con la finalidad de dar lugar a la instrumentación de una prótesis a nivel transfemoral. Posteriormente y como alcance de esta investigación se dan a conocer los resultados, ventajas y limitaciones que presenta el prototipo.

4.1.- Sistema de acondicionamiento de señal electromiográfica.

En el capítulo tres se muestra una simulación realizada del sistema de acondicionamiento de señal electromiográfica en él se comprueba de manera teórica el buen funcionamiento del circuito, posteriormente y para asegurar su buen funcionamiento se realizó el mismo circuito de manera física, con el fin de visualizar la respuesta en un osciloscopio en tiempo real, así de esta manera poder analizar las fases de contracción y relajación muscular.

Se procedió, al tratamiento de la superficie cutánea y a la colocación de los electrodos, ubicando dos de los electrodos superficiales a lo largo del musculo recto femoral, y un tercer electrodo a la rodilla esto con el fin de referenciar un tercer electrodo a tierra, tal como se muestra en la figura 4.1.



Figura 4.1.- Colocación de los electrodos.

Una vez colocados los electrodos y el osciloscopio al sistema de acondicionamiento de señal electromiográfica se procedió a contraer y relajar el musculo a estudiar, esto en una posición cómoda, sentado en una silla, esto se realizó durante 2 minutos aproximadamente, con el fin de observar los cambios en la señal electromiográfica. Posteriormente se tomaron mediciones donde se caminaban cinco pasos hacia enfrente y cinco pasos hacia atrás, ésta prueba se realizo durante 1 minuto aproximadamente.

En la figura 4.2 se muestra la señal obtenida en el osciloscopio durante las fases de contracción y relajación. En la figura del lado izquierdo (inciso a) corresponde a la fase de relajación se muestra una señal donde se tienen una serie de pulsos continuos, la figura del lado derecho (inciso b) corresponde a la fase de contracción en ella se puede apreciar una señal continua, la cual tiene el valor de 5V. Esta prueba permite verificar el funcionamiento del sistema de acondicionamiento de señal electromiográfica, ya que a partir de esta etapa dependerán las siguientes dos fases correspondientes a esta investigación, además un aspecto importante que se observó durante la realización de estas dos pruebas fue que cuando existía una fuerte contracción del musculo la tensión llegaba a los 5V requeridos, mientras que al contraer el musculo de una manera suave e incrementando gradualmente la fuerza ejercida en el músculo se observaba en el osciloscopio un aumento proporcional a la fuerza aplicada.

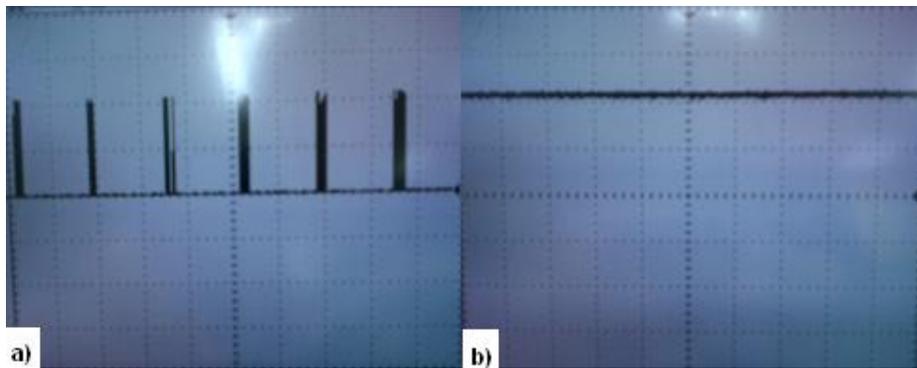


Figura 4.2.- Señal de salida a) fase de relajación; b) fase de contracción.

4.1.1.- Observaciones del sistema de acondicionamiento de señal.

Cabe hacer mención, que en la adquisición de señales electromiográficas, indican que es necesario implementar una etapa donde el potencia eléctrico sea filtrado, antes de la etapa de amplificación final, en este bloque de filtrado puede ser a través de filtros pasa altos y filtros pasa bajos, o arreglos de filtros como el Butterworth de primer o segundo orden, esto con el fin de adquirir un registro más claro de la señal electromiográfica y así analizar, fragmentar, estudiar e interpretar dicha señal.

Para fines de esta investigación, es necesario crear un circuito compacto, para que la electrónica sea discreta y ligera, y así activar el servomotor y el amortiguador magnetoreológico, debido a esto la etapa de filtrado fue excluida, ya para filtrarla y posteriormente amplificarla, es necesario una electrónica más extensa.

Por otra parte en esta investigación no es necesario fragmentar las señales electromiográficas para estudiarlas e interpretarlas, sino lo que se requiere es que dichas señales produzcan un rango de tensión que oscile entre 0V – 5V, así de esta manera y dependiendo de la fuerza ejercida en el musculo el servomotor se activará de manera diferente ya sea más rápido o más lento, ésta velocidad será determinada en el programa que se guarde en la memoria del microcontrolador.

4.2.- Trayectoria del servomecanismo.

Para la instrumentación de la prótesis de miembro inferior se tomó en cuenta un mecanismo de 4 barras híperestabilizado puesto que éste permite que el paciente tenga un control de la prótesis por medio de su muñón lo que permite un desplazamiento más eficiente y seguro al realizar el ciclo de marcha con la prótesis. A este mecanismo se le adapto un servomotor con matricula GS-5515MG, debido que para fines demostrativos este servomotor es eficiente y sus características físicas y eléctricas permite ser montado en el espacio de la articulación, esto con el fin de proporcionar los grados de extensión y flexión de la rodilla de manera exacta. Y así llevar a cabo el ciclo de marcha. La ubicación del servomotor se encuentra en la parte superior del mecanismo híperestabilizado, y para que exista movimiento, se incorporó un tren de engranes para trasladar el movimiento hacia el mecanismo de rodilla policéntrico.

La determinación del engranaje ubicado en un costado del mecanismo tal como se muestra en la figura 4.3, fue investigado e integrado a partir del “Desarrollo de un sistema de control aplicado a un mecanismo policéntrico de miembro inferior” [47].

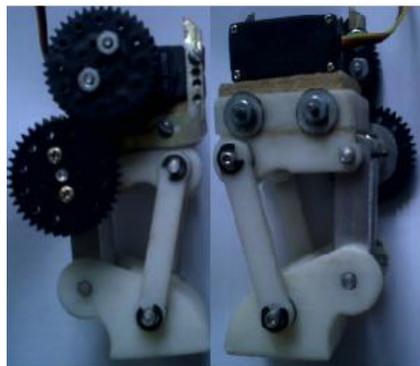


Figura 4.3.- Unión de servomotor-mecanismo (Servomecanismo).

El servomecanismo de la prótesis se controla mediante un circuito electrónico que registre las señales del músculo de la persona en un rango de 0V a 5V además de ser controlado a partir de un par de sensores piezoresistivos, dependiendo de la presión que sea ejercida sobre ellos. Con lo que respecta al ciclo de marcha, el ángulo de la prótesis se encuentra a 0° en fase de extensión o abducción así como se muestra en la siguiente figura 4.4.



Figura 4.4.- Fase de Extensión completa (ángulo de 0°).

Posteriormente se generan los primeros 5° grados de inclinación en el pie de la prótesis, figura 4.5, al instante de realizar presión en el sensor que se encuentra colocado en la parte de la punta del pie protésico.



Figura 4.5.- ángulo 5° de flexión del pie protésico.

Al mismo tiempo se genera una fuerza en el muñón del paciente el cual emite la señal electromiográfica que será captada e interpretada por el circuito, al final será procesada por el microcontrolador para que éste ordene al servomecanismo a que realice un movimiento aproximadamente de 135°.

A continuación en la figura 4.6 se muestra la fase de flexión o fase de balanceo la cual corresponde cuando la prótesis se encuentra en el aire.



Figura 4.6.- Servomecanismo en un ángulo 135°.

Por último se lleva a cabo el periodo final de balanceo, que es cuando el talón de la prótesis hace contacto con el piso, figura 4.7, en éste instante el servomecanismo se encuentra en su posición de máxima extensión lo que permite mantener al mecanismo en una condición rígida, proporcionando estabilidad y seguridad al apoyar el pie en el suelo.

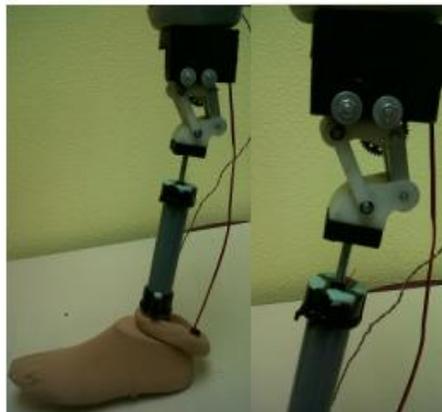


Figura 4.7.- Fase de apoyo extensión completa de toda la prótesis de miembro inferior.

4.2.1- Observaciones del mecanismo.

Algunos aspectos que se deben de tomar en cuenta para el diseño y construcción de un nuevo mecanismo con base a investigaciones realizadas, serían las que a continuación se presentan ya que si se aplican de la manera correcta se llega a aumentar la manipulación de los ángulos de las trayectorias así como el mismo funcionamiento con el servomotor y la forma apropiada de caminar a diferentes velocidades.

La masa total del mecanismo debe estar por debajo de los 700 gramos para que sea un mecanismo competente con los que se encuentran actualmente en el mercado. Uno de los posibles inconvenientes de la implementación de éste servomotor es el aumento del peso en la prótesis y el consumo de energía, puesto que adicionalmente al servomotor se debe utilizar una batería recargable que aumentaría el peso del diseño actual.

Los mecanismos de cuatro barras consisten en tener diferentes centros instantáneos de rotación, la estabilidad en las cuatro barras de la rodilla está determinada por la ubicación del centro instantáneo de rotación con respecto al suelo. Por último debe tener un tiempo de flexión-extensión entre 0,5s y 0,8s, y con respecto a los ángulos de desplazamiento deben estar entre 183° y 85° .

4.3.- Amortiguador reológico.

En el capítulo tres se da a conocer un prototipo de prótesis transtibial, que en primera instancia sería utilizado para fines de ésta investigación, dicho prototipo fue descartado debido a que no contaba con las especificaciones y características necesarias para formar parte de la prótesis transfemoral, así que se realizó una optimización con base al prototipo realizado por el Ing. García Merino[41], esta optimización consiste principalmente en rediseñar el pistón, tanto la forma del cilindro así como el vástago, esto con el fin de acoplar el electroimán de una manera sencilla y adecuada, del tal modo que no se vea afectadas considerablemente las medidas calculadas en el trabajo de tesis “Diseño de una prótesis transtibial amortiguada” ya que esas son las medidas necesarias en la construcción del pilar de una prótesis transbital, y así proporcionar para una mayor comodidad en la rehabilitación del paciente.

4.3.1.- Observaciones del amortiguador reológico.

A continuación se mencionan una serie de factores los cuales fueron el parte aguas para realizar la optimización del amortiguador reológico, estos puntos que a continuación se describen fueron previamente observados y analizados a detalle con el fin de realizar un acondicionamiento que se adecue a las necesidades demandadas en esta investigación.

- El cilindro no cuenta con las salidas necesarias para los cables del electroimán.
- A pesar de que el cilindro está diseñado para introducirle un electroimán tipo herradura, no es factible ya que llega un momento en el que los extremos del alambre de la bobina se enredan lo suficiente como para hacer que el electroimán y el vástago se atasquen a tal grado de que el vástago no pueda hacer el recorrido necesario para la amortiguación; además de averiar la función del electroimán.
- El cilindro cuenta con un conducto exterior, el cual funciona como retorno del fluido, lo cual puede resultar problemático, ya que puede existir la ruptura o la aparición pequeños orificios producidos por el desgaste del ducto.

En la figura 4.8 se muestra la reducción de grosor y estructura del pilar haciendo un pilar menos pesado, por otro lado se observa que dentro del cilindro existe un vástago el cual permitirá realizar la función de amortiguar el peso que recaiga sobre él con ayuda del fluido magnetoreológico.



Figura 4.8.- Vista lateral y angular del cilindro.

A continuación en la figura 4.9 se muestra el vástago del amortiguador reológico, analizando la imagen e iniciando del lado izquierdo se encuentra una rosca la cual permitirá la unión con el mecanismo policéntrico de rodilla, posteriormente se puede observar dos orificios, esto con la finalidad de hacer pasar los cables del electro imán el cual estará situado en la reducción del vástago, por último, en la extrema derecha se muestra el embolo del amortiguador, este émbolo estará en contacto directo con el fluido magnetoreológico.

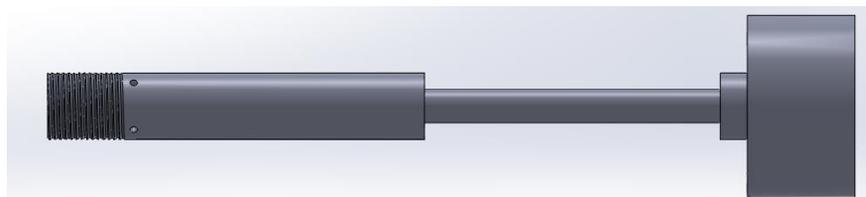


Figura 4.9.- Vista lateral del vástago y embolo.

Cabe mencionar que en todo amortiguador hidráulico existe una regresión del líquido inmerso en él ya sea de manera externa o interna al amortiguador, en la figura 4.10 se muestra una serie de orificios en la zona del émbolo, esto con la finalidad de que la regresión del líquido sea de manera interna así se evita un número mayor de elementos que provocaría un aumento considerable en el peso de la prótesis transfemoral.

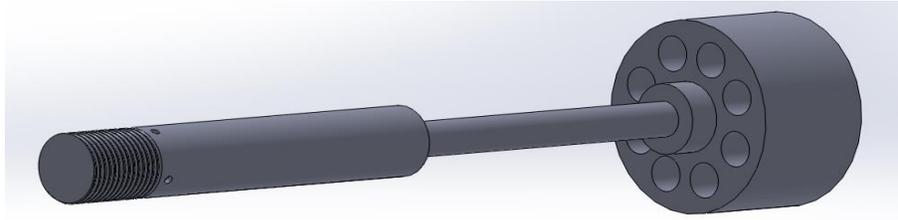


Figura 4.10.- Vista angular del vástago.

En la figura 4.11 se muestra el prototipo de la optimización final del amortiguador reológico, ya resueltos todos los inconvenientes detallados en primera instancia, de tal forma que pueda tener un funcionamiento adecuado a las necesidades de esta investigación.

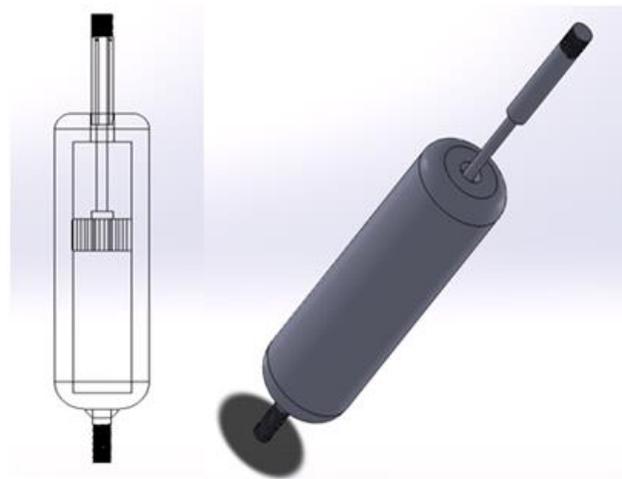


Figura 4.11.- Vista lateral y angular del amortiguador ensamblado.

4.3.2.- Construcción de un amortiguador.

Para fines demostrativos en esta investigación se utilizará un amortiguador construido con diferentes componentes el cual sea lo más similar posible al que se muestra en la figura 4.11 y que además cumpla con las funciones necesarias.

Se utilizó como base una bomba para inflar neumáticos, ya que el principio de funcionamiento es semejante que un amortiguador; se le hicieron las modificaciones necesarias para que funcione de forma similar al diseño propuesto.



Figura 4.12.- Bomba para neumáticos.

La primera modificación que se hizo fue quitarle los empaques que lleva en los extremos para poder sacar el vástago y poder hacer el llenado del tanque, además de hacer el embobinado del vástago el cual funcionará como electroimán.



Figura 4.13.- Bomba sin el sello superior

Posteriormente se realizaron modificaciones correspondientes al vástago, haciendo perforaciones a la rondana que está en la parte inferior para que por ahí pase el fluido tal como se muestra en la figura 4.14.



Figura 4.14.- Vista lateral del vástago.

Por último se sellan los orificios por donde circulaba el aire, para que no existan fugas del fluido magnetoreológico y se adaptó un tornillo para que se pueda ensamblar con el pie protésico que se utilizará en el prototipo final, tal y como se muestra en la figura 4.15.



Figura 4.15.- Vista lateral del amortiguador terminado.

4.3.3.- Resultados del fluido magnetoreológico con el amortiguador.

Una vez obtenido el fluido magnetoreológico y habiendo construido el amortiguador, se pasa a la fase de prueba para observar el comportamiento del fluido respecto al tiempo y la tensión inducida al electroimán.



Figura 4.16.- Llenado del amortiguador.

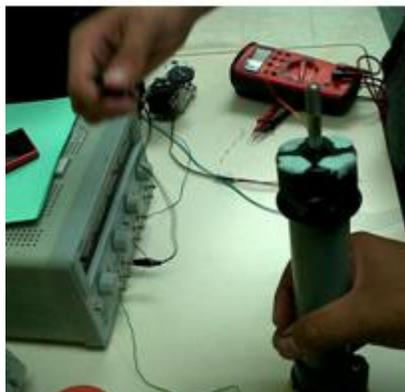


Figura 4.17.- Energizando el electroimán para las pruebas correspondientes.

A continuación en la tabla 4.1 se muestran resultados obtenidos realizando variaciones en la intensidad de corriente, haciendo que el vástago recorra todo el amortiguador de arriba hacia abajo, con una longitud de 10 cm de un extremo a otro. De tal forma que se pueda hacer un análisis básico del funcionamiento del amortiguador reológico.

Tabla 4.1.- Recorrido del vástago ante variaciones de corriente.

Número de Prueba	Recorrido (cm)	Peso (gramos)	Tensión (Volt)	Corriente (A)	Tiempo (s)
1	10	600	0	0	1.40
2	10	600	12	1	1.70
3	10	600	12	2	1.90
4	10	600	12	3	2.4
5	10	600	12	3.37	2.47

En la tabla 4.2 se muestran los resultados obtenidos al realizar pruebas que se asemejan lo que realmente será sometido el amortiguador, teniendo una tensión e intensidad de corriente constante, ya que en realidad lo que estará oscilando será el peso ejercido sobre el amortiguador, por que el peso ejercido sobre la prótesis va cambiando a medida que el paciente camina (fase de balanceo), solo existirá un pequeño instante en el que dicho peso sea constante.

Tabla 4.2.- Comportamiento del fluido magnetoreológico.

Número de Prueba	Recorrido (cm)	Peso (Kg)	Tensión (Volt)	Corriente (A)	Veces energizadas por segundo	Tiempo de recorrido (s)
1	10	.6	12	2	10	.114
2	10	2	12	2	12	.38
3	10	5	12	2	19	.95
4	10	8	12	2	48	1.52
5	10	10	12	2	No se desenergiza	1.90

4.4.- Integración física de las etapas.

Una vez analizados los resultados provenientes de las etapas por separado, se procede a integrar cada etapa, dando lugar al prototipo correspondiente de esta investigación. A continuación se presenta el procedimiento que se siguió para la integración de dichas etapas.

Así, de esta manera se acoplaron los circuitos procurando que quedaran ocultos dentro del socket, al igual que los electrodos que detectan los potenciales eléctricos provenientes de los músculos.

Posteriormente y para que el servomotor sea activado junto con el mecanismo policéntrico, se colocaron sensores de manera estratégica en la punta y en el talón de la planta del pie prostético como se observa en la figura 4.18.



Figura 4.18.- Foto de la ubicación de los sensores en el pie prostético.

El sensor que está colocado en la punta del pie permitirá accionar el movimiento del servomotor cuando exista presión, y el segundo sensor situado en el talón del pie cumplirá con la función de activar el amortiguador reológico así que cuando éste detecte presión, el amortiguador reológico se activará de manera proporcional a la fuerza existente en el talón, de esta manera, a mayor presión mayor será la rigidez del fluido, en caso contrario de que se detecte una menor fuerza el amortiguador disminuirá su rigidez.

Ambos sensores cumplen una función de seguridad, esto con la finalidad de que el mecanismo policéntrico o el amortiguador no se activen de manera accidental o realicen alguna acción no deseada, en la figura 4.19 se muestra un diagrama de flujo donde se muestra con más claridad las condiciones necesarias para que se activen los sistemas mencionados.

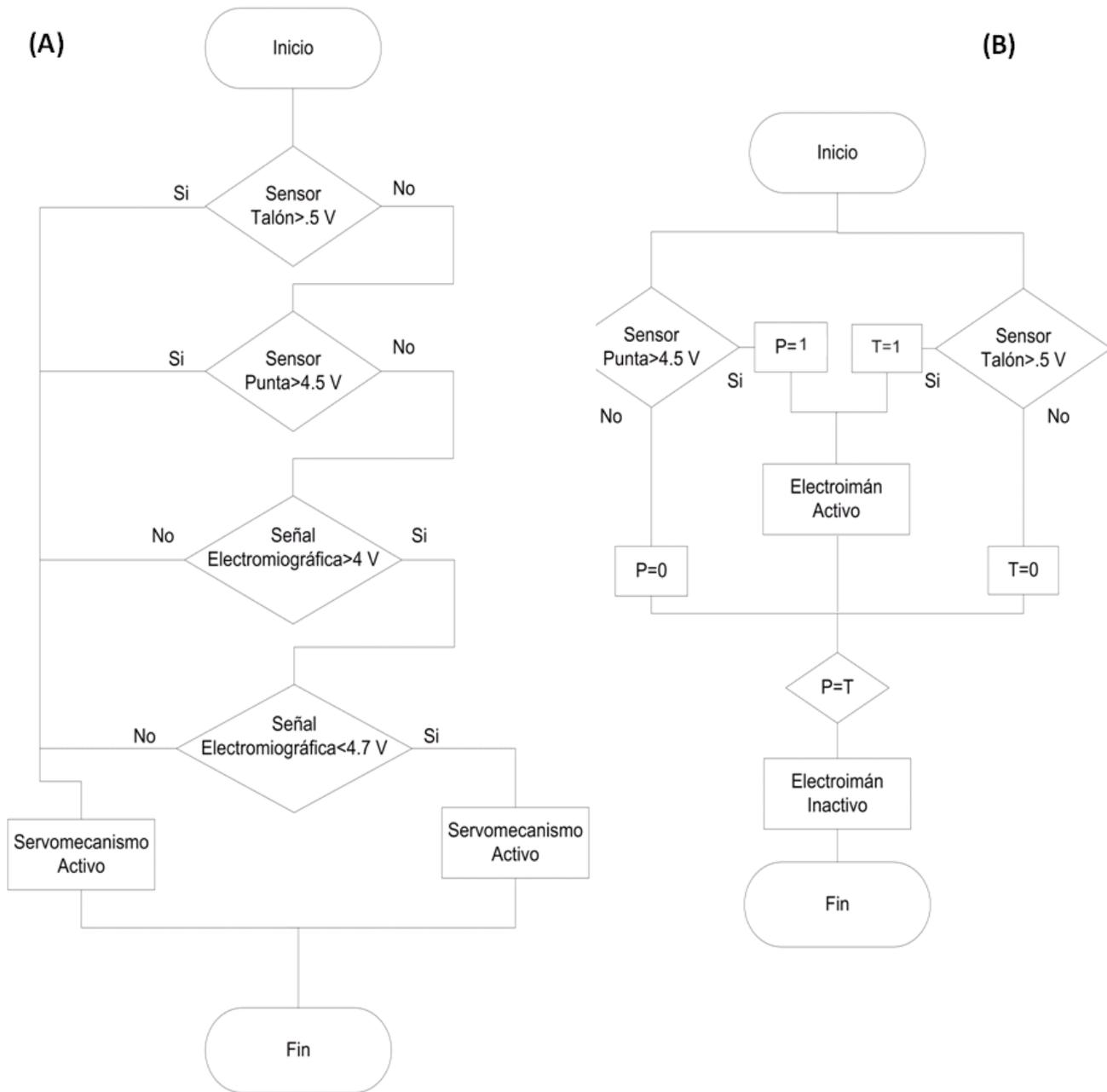


Figura 4.19.- Configuraciones para accionar el servomecanismo A y el electroimán B.

Con lo que respecta al amortiguador reológico, se acoplo debajo del mecanismo como se muestra en la figura 4.20, incorporando roscas en la parte superior e inferior del pilar para que éste se pueda unir al mecanismo y al pie protésico respectivamente.



Figura 4.20.- Amortiguador reológico.

En la figura 4.21 se muestra la unión de las etapas para dar lugar al prototipo de la prótesis de miembro inferior.



Figura 4.21.- Prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral.

4.5.- Análisis del ciclo de marcha del prototipo.

El accionamiento de este prototipo inicia desde que el paciente requiere realizar el ciclo de marcha, es entonces que el paciente con una prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral inicia el ciclo con la fase de abducción, que se refiere cuando existe un doble apoyo, esto es cuando ambos pies se encuentran en el suelo, es en este momento que al existir una presión en el sensor piezoresistivo ubicado en el talón se envía una señal al microcontrolador el cual procesa la información para

energizar y desenergizar el amortiguador reológico de acuerdo al peso ejercido, amortiguando el peso que existe en la prótesis.

Cabe destacar que si el peso ejercido sobre la prótesis excede un tiempo de 3 segundos el sistema de energizado dejara de oscilar en relación al peso y se mantendrá activo, ya que esto significaría que el paciente se mantendrá parado por lo que es necesario que el fluido magnetoreológico esté lo más rígido posible, en la figura 4.22 se muestra el prototipo en la fase de abducción.



Figura 4.22.- Prototipo en la fase de abducción.

Posteriormente, el paciente comienza con el ciclo de marcha desviando su centro de gravedad hacia la prótesis; en este momento el amortiguador reológico soporta todo el peso del paciente, así que el amortiguador estará en su punto máximo de energizado por lo que el amortiguador difícilmente hará una variación considerable en su rigidez.

La segunda etapa corresponde a la fase de balanceo es cuando el paciente cambia su centro de gravedad hacia su pierna, es en este momento que existe una ligera inclinación hacia enfrente, lo que provoca que la geometría del servomecanismo se libere y permita el movimiento del mecanismo. Al mismo tiempo en el que existe esta ligera inclinación hacia enfrente y se toma lectura de la señal electromiográfica y se presenta una presión en el sensor ubicado en la punta del pie, esta presión será el permisivo para que se accione el servomotor permitiendo al mecanismo policéntrico realizar la función de flexión y extensión de la prótesis en la figura 4.23 se muestra el recorrido que realiza el mecanismo al ser activado por medio del sensor ubicado en la punta del pie prostético, del lado izquierdo (inciso a) se muestra la inclinación que realiza la prótesis completa y en la figura del lado

derecho (inciso b) se muestra la geometría del mecanismo policéntrico que presenta para que sea posible la extensión y la flexión.

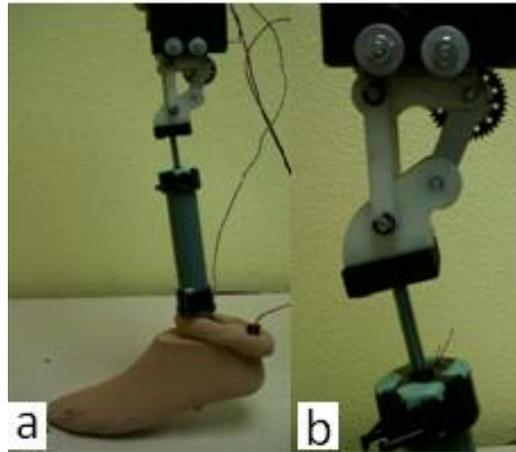


Figura 4.23.- a) Posición de la prótesis durante la fase de balanceo. b) Acercamiento al mecanismo.

Cabe mencionar que el servomotor será accionado siempre y cuando el sensor ubicado en la punta del pie este activo y el sensor ubicado en el talón este inactivo además de que la señal electromiográfica llegue a una tensión específica. Esto se realizó como medida de seguridad para que el servomecanismo no sea accionado en algún otro momento no deseado.

Al mismo tiempo en el que el servomotor alcanza el ángulo máximo de apertura definido de acuerdo al análisis del ciclo de marcha, también se logra la total extensión de la prótesis, así como se muestra en la figura 4.24, de esta manera la geometría del mecanismo proporciona rigidez a la prótesis permitiendo una mayor seguridad al apoyar el talón del pie prostético en el suelo.



Figura 4.24.- Prótesis en su punto máximo de extensión.

Al realizar el impacto final de balanceo la prótesis se encuentra totalmente rígida y al hacer contacto con el suelo, el sensor ubicado en el talón detecta la presión existente energizando nuevamente al amortiguador reológico. Y de esta manera completar e iniciar nuevamente el ciclo de marcha. En la figura 4.25 se muestra el impacto final que realiza el prototipo, de esta manera en la figura de lado izquierdo (inciso a) se muestra como al hacer contacto con el talón el sensor ubicado en esa zona envía una señal al microcontrolador de tal manera que en él se realice una relación dependiendo de la presión existente para energizar el amortiguador reológico, en la figura de lado derecho (inciso b) se muestra el amortiguador reológico energizado de tal manera que se amortigüe el impacto del talón con el suelo.



Figura 4.25- Prototipo en fase de impacto final a) Activación del sensor del talón b) Posición del prototipo.

A continuación en la imagen 4.26 se puede apreciar las 3 diferentes fases en las que se encontrará el prototipo al iniciar el ciclo de marcha, posición inicial, flexión y extensión, cabe destacar que el ángulo de flexión se puede ajustar de acuerdo al ciclo de marcha de cada persona.

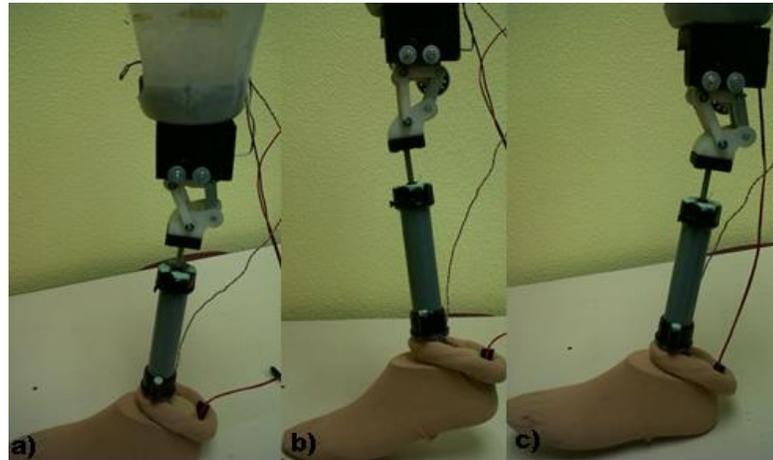


Figura 4.26.- Prototipo en el ciclo de la marcha. a) Fase de abducción b) Fase de balanceo c) Impacto final de balanceo.

En la siguiente figura 4.27 se muestra el diagrama de flujo por el cual se rige el funcionamiento de los componentes del prototipo, de tal forma que se aprecien las condiciones en las cuales están activos o inactivos los diferentes dispositivos y mecanismos.

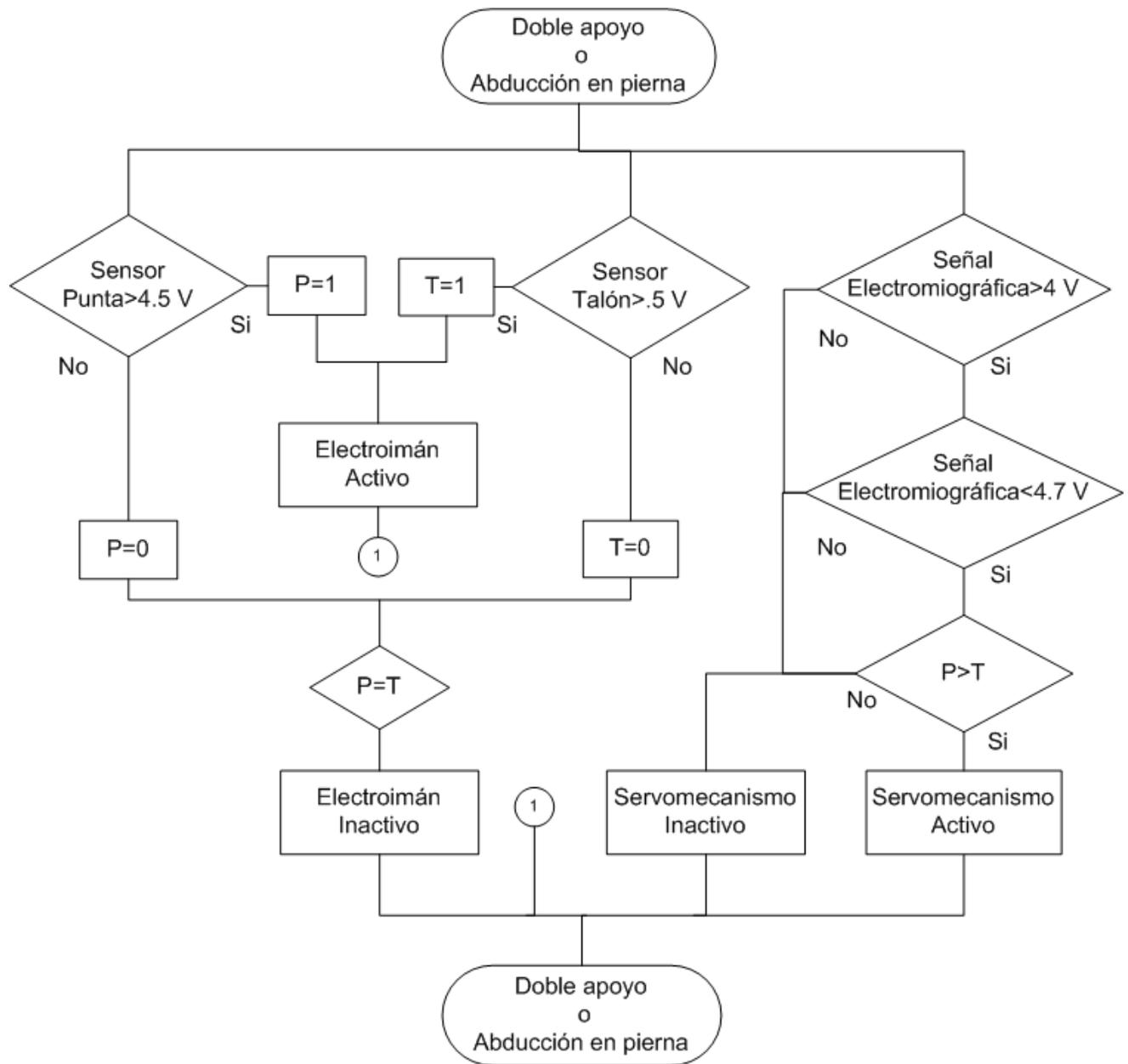


Figura 4.27.- Diagrama de flujo del prototipo.

4.6.- Ventajas y limitaciones del prototipo.

A continuación en la tabla 4.3 se muestran los parámetros y características con las que cuenta el prototipo durante las diferentes fases correspondientes al ciclo de marcha.

Tabla 4.3.- Parámetros de ciclo de marcha con el prototipo.

Prueb a #	Fase del ciclo de marcha	Tensión (V)	Corriente (A)	Peso apoyado (kg)	Recorrido del vástago (cm)	Electroimán energizado por segundo	Angulo del servomecanismo
1	Doble Apoyo	12	2	8	.3	47	0°
	Balanceo sobre prototipo	12	2	10	.8	No se desenergiza	15°
	Flexión	12	2	9	.2	53	60°
	Extensión	12	2	0	Retorno hacia posición inicial	No se energiza	15°
2	Doble Apoyo	12	2	8	.2	51	0°
	Balanceo sobre prototipo	12	2	10	.6	No se desenergiza	15°
	Flexión	12	2	9	.2	56	60°
	Extensión	12	2	0	Retorno hacia posición inicial	No se energiza	15°
3	Doble Apoyo	12	2	8	.2	48	0°
	Balanceo sobre prototipo	12	2	10	.8	No se desenergiza	15°
	Flexión	12	2	9	.3	55	60°
	Extensión	12	2	0	Retorno hacia posición inicial	No se energiza	15°

Algunos valores de los parámetros indicados en la tabla anterior son fijos, ya que son valores predeterminados para el buen funcionamiento del prototipo ya que si se modifican podría funcionar de una manera inadecuada, porque los cálculos se realizaron a partir de esos parámetros, sin embargo otro parámetro que aparece fijo en la tabla es el del ángulo del servomecanismo, pero dicho

parámetro es modificable, ya que este valor depende directamente del paciente, por lo que puede ser ajustable.

Cabe destacar que el motivo por el cual solo se muestran los resultados de 3 pruebas es porque los valores obtenidos en las demás (7 pruebas) fueron repetitivos por lo que solo se colocaron en la tabla los que oscilaron y como se puede observar en la tabla 4.3 los resultados obtenidos mediante varias pruebas consecutivas fueron realmente satisfactorias ya que los valores obtenidos oscilan en una mínima magnitud y de 10 pruebas realizadas 7 repitieron el mismo resultado y 3 fueron muy aproximados.

4.6.1.- Ventajas del prototipo.

El prototipo realiza un ciclo de marcha aproximándose al paso bípedo de un humano con ambas extremidades inferiores, ya que el algoritmo en conjunto con los dispositivos empleados para su instrumentación tiene la capacidad de realizar la marcha en el momento en el que el paciente requiere hacerlo, además que el musculo del muñón del paciente está en constante interacción con el prototipo, de este modo no solamente los dispositivos del prototipo lo gobiernan sino que también la fuerza que emplea el paciente en el muñón , con esta comunicación entre el humano y el sistema se realiza el movimiento deseado. Dentro de las características primordiales del prototipo, es que el ciclo de marcha con una prótesis mecánica es más simple con ésta instrumentación, debido a que el paciente solo tendrá que realizar un esfuerzo mínimo para caminar, éste esfuerzo se reduce a la inclinación que realice para accionar el sensor piezoresistivo de la punta del pie prostético, con este movimiento el prototipo automáticamente detectará el potencial ejercido por el músculo y realizará la flexión, posteriormente el sistema se asegurará de mantener una máxima y rígida extensión de la prótesis, de este modo el paciente no tendrá la necesidad de aventar la prótesis con fuerza para asegurar dicha extensión y así de esta manera y con la seguridad de tener un apoyo amortiguado en el momento de impactar el pie prostético en el suelo, el paciente podrá continuar con su marcha con normalidad.

El contar con un apoyo amortiguado en el momento de impactar la prótesis con el suelo permite un paso suave y cómodo, además que permite distribuir de manera uniforme el peso que recae sobre la prótesis, de esta manera se busca prevenir daños, fatiga e incluso malformaciones en la zona del muñón, cadera e inclusive la columna vertebral.

El algoritmo del prototipo es capaz de hacer que el paciente pueda subir pequeños escalones, ya que está diseñado para que en el momento que se está realizando la flexión se pueda detener en el mismo instante en el que la planta del pie del prototipo toque el suelo de este modo se interrumpe el ciclo completo y en el instante en el que se ejerce mayor peso en la parte delantera de la planta del pie del prototipo se realice la extensión para que de este modo se complete la actividad.

Una ventaja que se podría catalogar como no visual pero no por ello menos importante, es la de modificar el arreglo realizado en el algoritmo para ajustarlo de acuerdo al peso de cada paciente, en este prototipo y para fines demostrativos se ajusto a una carga máxima de 10 Kg, sin embargo este valor puede ser ajustado de acuerdo al tipo de persona que requiera usar la prótesis, por lo que no es necesario reprogramar el prototipo.

4.6.2.- Limitaciones.

El algoritmo y la integración elementos para realizar la instrumentación diseñada e implementada para la automatización de este prototipo es el adecuado, sin embargo se debe considerar que los elementos empleados para la construcción del prototipo no son los adecuados para la rehabilitación de una persona o para su comercialización, debido a que el amortiguador, el fluido magnetoreológico y el mecanismo policéntrico utilizados en esta investigación no poseen las características físicas para soportar grandes pesos, sin dejar de lado las diferentes condiciones climatológicas y del entorno donde se vaya a desenvolver el paciente, ya que el objetivo de estudio de este prototipo fue la instrumentación de una prótesis de miembro inferior de nivel transfemoral accionada mediante señales electromiográficas y sensores piezoresistivos. Otra de las limitaciones que presenta el prototipo es que el paciente aun deberá direccionar el pie prostético con ayuda de la cadera y el muñón ya que éste tiende a seguir una trayectoria curva desde afuera hacia adentro; la cual no es adecuada y puede provocar tropiezos durante la marcha debido a la mala posición del pie.

Es por esta razón que el pie prostético deberá reducir esa trayectoria curva y acomodarse de tal manera que quede derecho en dirección a la marcha.



Por otra parte el algoritmo que gobierna el movimiento de la prótesis no es apto para sentarse con la prótesis flexionada o subir escalones muy altos, sin embargo cumple con la parte fundamental de ésta investigación, la cual es el ciclo de marcha.



Capítulo 5

CONCLUSIONES, TRABAJOS FUTUROS Y ANEXOS

A continuación en la siguiente sección se encuentran las conclusiones obtenidas a partir de los resultados obtenidos en el capítulo anterior, así mismo se muestra un serie de opciones en las cuales se puede trabajar en un futuro y optimizar el funcionamiento del prototipo y por último se muestran una serie de tablas, hojas de datos y graficas que muestran singularidades técnicas de los elementos utilizados en este prototipo.



5.1. –Conclusiones.

A partir de las pruebas realizadas con el prototipo de prótesis de miembro inferior se logró la instrumentación de dicho sistema, utilizando elementos sensoriales que actúan dependiendo de la posición que exista, ya que al detectar la señal electromiográfica proveniente del musculo (potencial eléctrico), y cumpliendo con diversas condiciones, actúa el mecanismo de rodilla, dichas condiciones sirven de protección para que el prototipo de prótesis de miembro inferior no se accionado en un momento no indicado.

En el capítulo tres de este documento se logró utilizar un sistema el cual se encarga de detectar y amplificar las señales electromiográficas, ya que dichas señales son vitales para el accionamiento de este prototipo. De igual manera se logró la instrumentación del prototipo ya que se implementó un conjunto de elementos electromecánicos, tales como sensores, actuadores y microcontrolador que en conjunto permiten el accionamiento de la extensión y flexión correspondiente al ciclo de marcha. Dichos elementos fueron situados de manera estratégica en el prototipo, en el caso de los sensores, estos se posicionaron en la planta del pie prostético colocando un sensor piezoresistivo en la punta del pie y un segundo sensor piezoresistivo en la parte del talón del mismo. Con respecto a los electrodos que detectan los potenciales eléctricos, dos de ellos fueron ubicados en el músculo recto anterior y un tercer electrodo ubicado en el hueso con el fin de referenciarlo a tierra. Estos electrodos realizan la función de transmisores ya que envían los potenciales eléctricos al microcontrolador. El servomotor está situado junto con el mecanismo policéntrico y el amortiguador reológico se encuentra en la parte del pilar.

Para que se realice la sincronización de los elementos con el microcontrolador y las condiciones se cumplan para que se realice el ciclo de la marcha del prototipo, se desarrolló un algoritmo, el cual vincula y permite el óptimo funcionamiento de los elementos al ser accionados. Por último se desarrollaron las pruebas necesarias y se obtuvieron los resultados mostrados en éste capítulo. Cumpliendo de esta manera los objetivos plateados de esta investigación.



Por último cabe hacer mención que en este prototipo se puede suprimir el sistema de adquisición de señales electromiográficas, ya que conforme se avanzó en la investigación se pudo apreciar que el control de la prótesis mecánica de miembro inferior a nivel transfemoral bien puede ser controlada con los mismos sensores piezoresistivos, o en su defecto, ubicando de manera estratégica una serie de sensores que permitan realizar una serie de permisivos para el accionamiento de la prótesis. Otra de las razones por la cual sería conveniente descartar este sistema de señales electromiográficas es debido a la complejidad que presenta la detección, el estudio y la interpretación de señales electromiográficas, además de que un paciente que presenta una amputación en alguna de sus extremidades pierde considerablemente la intensidad de la señal electromiográfica del músculo, lo que presenta un gran obstáculo para ser detectada correctamente.

5.2.- Trabajos futuros.

A lo largo de este documento se hace referencia a una prótesis mecánica instrumentada, con la cual se logró simplificar el ciclo de marcha. Se debe considerar que este sistema solo se limita a la marcha ya que carece del movimientos como el sentarse o subir escalones de un tamaño promedio.

Como trabajos futuros se propone un estudio enfocado a las actividades como el sentarse o subir escalones a partir de este prototipo. Por otra parte se propone continuar con este prototipo enfocándose en la parte del amortiguador reológico y el mecanismo policéntrico de cuatro barras; incorporándoles materiales que posean las condiciones, características y el funcionamiento adecuado para soportar un peso de una persona promedio. Además, como se mencionó en la sección de limitaciones, también se propone trabajar con un sistema que permita corregir la curvatura que realiza la prótesis asegurando que el pie prostético mantenga una posición recta en dirección a la marcha.



5.3.- Anexos

ANEXO 1.- Datasheet AD620.



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ($G = 100$)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

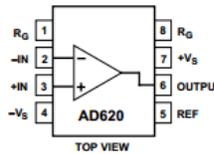
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

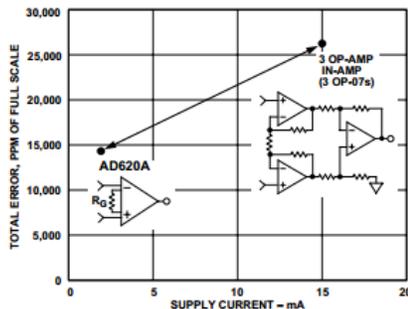


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

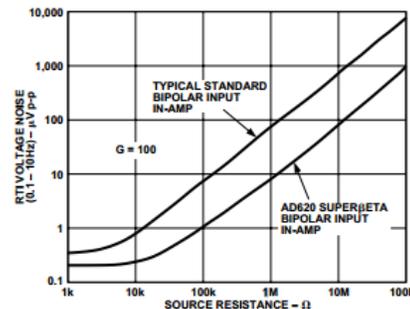


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



ANEXO 2. - Datasheet AD705J.



Picoampere Input Current Bipolar Op Amp

AD705

FEATURES

DC PERFORMANCE

- 25 μV max Offset Voltage (AD705T)
- 0.6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max Drift (AD705K/T)
- 100 pA max Input Bias Current (AD705K)
- 600 pA max I_B Over MIL Temperature Range (AD705T)
- 114 dB min CMRR (AD705K/T)
- 114 dB min PSRR (AD705T)
- 200 V/mV min Open Loop Gain
- 0.5 μV p-p typ Noise, 0.1 Hz to 10 Hz
- 600 μA max Supply Current

AC PERFORMANCE

- 0.15 V/ μs Slew Rate
- 800 kHz Unity Gain Crossover Frequency
- 10,000 pF Capacitive Load Drive Capability
- Low Cost

Available in 8-Pin Plastic Mini-DIP, Hermetic Cerdip
and Surface Mount (SOIC) Packages

MIL-STD-883B Processing Available

Dual Version Available: AD706

Quad Version: AD704

APPLICATIONS

- Low Frequency Active Filters
- Precision Instrumentation
- Precision Integrators

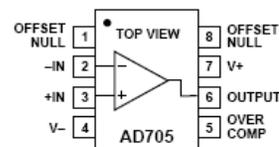
PRODUCT DESCRIPTION

The AD705 is a low power bipolar op amp that has the low input bias current of a BiFET amplifier but which offers a significantly lower I_B drift over temperature. The AD705 offers many of the advantages of BiFET and bipolar op amps without their inherent disadvantages. It utilizes superbeta bipolar input transistors to achieve the picoampere input bias current levels of FET input amplifiers (at room temperature), while its I_B typically only increases 5 times vs. BiFET amplifiers which exhibit a 1000X increase over temperature. This means that, at room temperature, while a typical BiFET may have less I_B than the AD705, the BiFET's input current will increase to a level of several nA at +125°C. Superbeta bipolar technology also permits the AD705 to achieve the microvolt offset voltage and low noise characteristics of a precision bipolar input amplifier.

The AD705 is a high quality replacement for the industry-standard OP07 amplifier while drawing only one sixth of its power supply current. Since it has only 1/20th the input bias current of an OP07, the AD705 can be used with much higher

CONNECTION DIAGRAM

Plastic Mini-DIP (N)
Cerdip (Q) and
Plastic SOIC (R) Packages



levels, the commonly used “balancing” resistor (connected between the noninverting input of a bipolar op amp and ground) is not required.

The AD705 is an excellent choice for use in low frequency active filters in 12- and 14-bit data acquisition systems, in precision instrumentation and as a high quality integrator.

The AD705 is internally compensated for unity gain and is available in five performance grades. The AD705J and AD705K are rated over the commercial temperature range of 0°C to +70°C. The AD705A and AD705B are rated over the industrial temperature range of -40°C to +85°C. The AD705T is rated over the military temperature range of -55°C to +125°C and is available processed to MIL-STD-883B, Rev. C.

The AD705 is offered in three varieties of 8-pin package: plastic DIP, hermetic cerdip and surface mount (SOIC). “J” grade chips are also available.

PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD705 is a low drift op amp that offers BiFET level input bias currents, yet has the low I_B drift of a bipolar amplifier. It upgrades the performance of circuits using op amps such as the LT1012.
2. The combination of Analog Devices’ advanced superbeta processing technology and factory trimming provides both low drift and high dc precision.
3. The AD705 can be used in applications where a chopper amplifier would normally be required but without the chopper’s inherent noise and other problems.



ANEXO 3.- Datasheet LM324.

LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM324, LM324A, LM2902, LM2902V, LM224K, LM224KA, LM324K, LM324KA, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV

SLOS066T – SEPTEMBER 1975 – REVISED MARCH 2010

- 2-kV ESD Protection for:
 - LM224K, LM224KA
 - LM324K, LM324KA
 - LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV
- Wide Supply Ranges
 - Single Supply . . . 3 V to 32 V
(26 V for LM2902)
 - Dual Supplies . . . ± 1.5 V to ± 16 V
(± 13 V for LM2902)
- Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage . . . 0.8 mA Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
 - Input Offset Voltage . . . 3 mV Typ
A Versions . . . 2 mV Typ
 - Input Offset Current . . . 2 nA Typ
 - Input Bias Current . . . 20 nA Typ
A Versions . . . 15 nA Typ
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage . . . 32 V
(26 V for LM2902)
- Open-Loop Differential Voltage Amplification . . . 100 V/mV Typ
- Internal Frequency Compensation

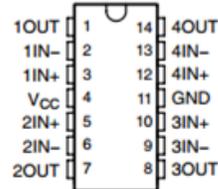
description/ordering information

These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply over a wide range of voltages. Operation from split supplies also is possible if the difference between the two supplies is 3 V to 32 V (3 V to 26 V for the LM2902), and V_{CC} is at least 1.5 V more positive than the input common-mode voltage. The low supply-current drain is independent of the magnitude of the supply voltage.

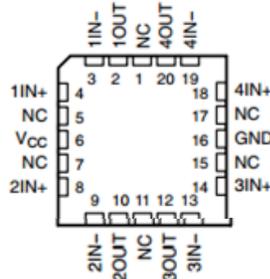
Applications include transducer amplifiers, dc amplification blocks, and all the conventional operational-amplifier circuits that now can be more easily implemented in single-supply-voltage systems. For example, the LM124 can be operated directly from the standard 5-V supply that is used in digital systems and provides the required interface electronics, without requiring additional ± 15 -V supplies.

LM124 . . . D, J, OR W PACKAGE
LM124A . . . J OR W PACKAGE
LM224, LM224A, LM224K, LM224KA . . . D OR N PACKAGE
LM324, LM324K . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM324A . . . D, DB, N, NS, OR PW PACKAGE
LM324KA . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902 . . . D, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902K . . . D, DB, N, NS, OR PW PACKAGE
LM2902KV, LM2902KAV . . . D OR PW PACKAGE

(TOP VIEW)



LM124, LM124A . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

TEXAS
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2010, Texas Instruments Incorporated or its subsidiaries. All rights reserved. This document is the property of Texas Instruments Incorporated. All other trademarks are the property of their respective owners. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

1

ANEXO 4.- Microcontrolador Arduino Leonardo.



Arduino Leonardo vista frontal.



Arduino Leonardo vista trasera.

Visión de conjunto

El Arduino Leonardo es una placa electrónica basada en el ATMEGA32U4. Dispone de 20 pines de entrada / salida digital (de los cuales 7 se puede utilizar como salidas PWM y 12 como entradas analógicas), un oscilador de 16MHz, una conexión micro USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar el microcontrolador, basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB o el poder con un adaptador AC-DC o batería para empezar. El Leonardo difiere de todas las tablas anteriores, en el que el ATMEGA32U4 ha incorporado en la comunicación USB, eliminando la necesidad de un procesador secundario. Esto permite que el Leonardo que aparezca a un ordenador conectado como un ratón y un teclado, además de un puerto serie / COM virtual (CDC). También tiene otras implicaciones para el comportamiento de la junta directiva.

- **Resumen**

<u>Microcontroladores</u>	ATMEGA32U4	<u>Memoria Flash</u>	32 KB 4 KB utilizado por gestor de arranque
<u>Voltaje de funcionamiento</u>	5V	<u>SRAM</u>	2,5KB (ATMEGA32U4)
<u>Voltaje de entrada (recomendado)</u>	7-12V	<u>EEPROM</u>	1 KB (ATMEGA32U4)
<u>Voltaje de entrada (límites)</u>	6-20V	<u>Velocidad del reloj</u>	16 MHz
<u>Pines E / S digitales</u>	20		
<u>PWM Channels</u>	7		
<u>Canales de entrada analógicos</u>	12		
<u>DC Corriente por I / O Pin</u>	40 mA		
<u>Corriente CC para Pin 3.3V</u>	50 mA		



ANEXO 5. - Servomotor GoTeck® GS-5515MG.

GS- 5515MG		
Control System,	<i>Positive PWM control 1500 usec Neutral</i>	
Operation Voltage Range	<i>4.8V ~ 6.0V</i>	
Operation Temperature Range	<i>-20°C ~ +60°C</i>	
Test Voltage:	At 4.8V	At 6.0V
Standing Torque	<i>13kg.cm</i>	<i>15kg.cm</i>
Speed	<i>0.31sec/60deg at not load</i>	<i>0.28 sec/60deg at not load</i>
Idle Current	<i>250mA at stopped</i>	<i>300mA at stopped</i>
Running Current	<i>2000mA at no load</i>	<i>2200mA at no load</i>
Dead band Width	<i>8 usec</i>	<i>8 usec</i>
Circle	<i>10000 times</i>	
Operation Travel	<i>60 °± 10°</i>	
Direction	<i>Re-clock wise/Pulse Travel 1500 to 1900 usec</i>	
Drive Type	<i>FET drive</i>	
Motor Type	<i>Carbon Brush</i>	
Potentiometer Type	<i>Indirect drive</i>	
Amplifier Type	<i>Analog Control</i>	
Dimensions	<i>40.8'20.1'38.0mm</i>	
Weight	<i>55g without splined horn</i>	
Ball Bearing	<i>Double ball bearing</i>	
Gear Material	<i>Metal gear</i>	
Case Material	<i>Nylon plus fiber</i>	
Connector Wire Length	<i>300mm</i>	
Connector Wire Gauge	<i>22AWG heavy duty (Fuaba Univeral)</i>	
Wire Info (Black)	<i>Negative</i>	
Wire Info (Red)	<i>Positive</i>	
Wire Info (White)	<i>S Single</i>	



LORD TECHNICAL DATA

MRF-122EG Magneto-Rheological Fluid

Description

LORD MRF-122EG fluid is a hydrocarbon-based magneto-rheological (MR) fluid formulated for general use in controllable, energy-dissipating applications such as shocks, dampers and brakes.

MRF-122EG fluid is a suspension of micron-sized, magnetizable particles in a carrier fluid. When exposed to a magnetic field, the rheology of MRF-122EG fluid reversibly and instantaneously changes from a free-flowing liquid to a semi-solid with controllable yield strength. Altering the strength of the applied magnetic field precisely and proportionally controls the consistency or yield strength of the fluid.

MRF-122EG fluid can be used in *valve mode* (fluid flowing through an orifice) or in *shear mode* (fluid shearing between two surfaces). In the absence of a magnetic field, MRF-122EG fluid flows freely or allows free movement. Upon application of a magnetic field, the fluid's particles align with the direction of the field in chain-like fashion, thereby restricting the fluid's movement within the gap in proportion to the strength of the magnetic field.

Features and Benefits

Fast Response Time – responds instantly and reversibly to changes in a magnetic field.

Dynamic Yield Strength – provides high yield strength in the presence of a magnetic field and very low yield strength in the absence of a magnetic field; allows for a wide range of controllability.

Temperature Resistant – performs consistently throughout a broad temperature range, meeting the requirements of demanding applications such as automotive shock absorbers.

Hard Settling Resistant – provides high resistance to hard settling; easily redispersed.

Non-Abrasive – formulated to not abrade the devices in which the MR fluid is used.

Application

For more information on MR technology, refer to the MR Design Guides located on www.lord.com/mr.

Mixing – Under common flow conditions, no separation is observed between particles and the carrier fluid. However, a degree of separation may eventually occur under static conditions. If needed, use a paint shaker to redispense the particles into a homogeneous state prior to use.

Storage

Keep container tightly closed when not in use.

Typical Properties*

Appearance	Dark Gray Liquid
Viscosity, Pa-s @ 40°C (104°F) <small>*Calculated as slope 500-600 sec⁻¹</small>	0.042 ± 0.020
Density	
g/cm ³	2.28-2.48
(lb/gal)	(18.0-20.7)
Solids Content by Weight, %	72
Flash Point, °C (°F)	>150 (>302)
Operating Temperature, °C (°F)	-40 to +130 (-40 to +266)

*Data is typical and not to be used for specification purposes.

LORD
AskUsHow™



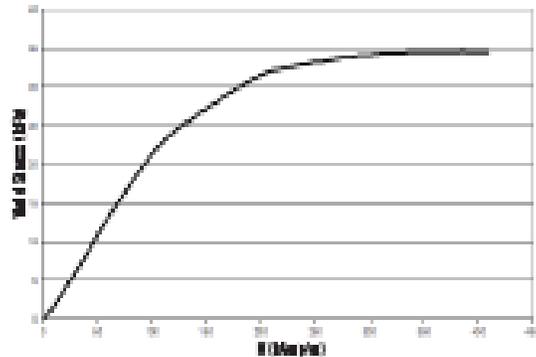
LORD TECHNICAL DATA

Cautionary Information

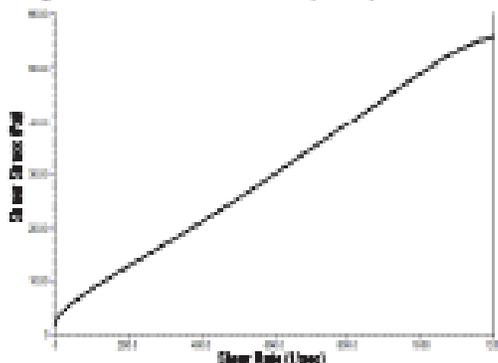
Before using this or any LORD product, refer to the Material Safety Data Sheet (MSDS) and label for safe use and handling instructions.

For Industrial/commercial use only. Not to be used in household applications. Not for consumer use.

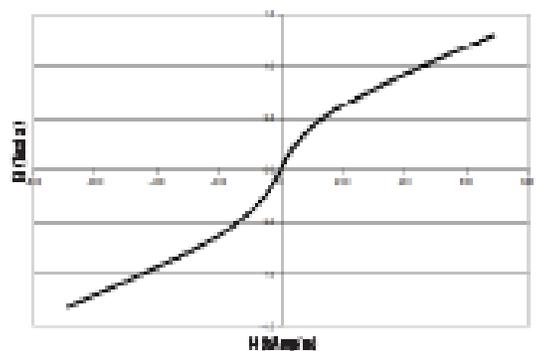
Yield Stress vs. Magnetic Field Strength



Shear Stress as a function of Shear Rate with no Magnetic Field applied at 40°C (104°F)



Typical Magnetic Properties



Values stated in this technical data sheet represent typical values as not all tests are run on each lot of material produced. For formalized product specifications for specific product and uses, contact the Customer Support Center.

Information provided herein is based upon facts believed to be reliable. In so much as LORD Corporation has no control over the manner in which others may use this information, it does not guarantee the results to be obtained. In addition, LORD Corporation does not guarantee the performance of the product or the results obtained from the use of the product or this information where the product has been repackaged by any third party, including but not limited to any product and user. Nor does the company make any express or implied warranty of merchantability or fitness for a particular purpose concerning the effects or results of such use.

"Ask Us How" is a trademark of LORD Corporation or one of its subsidiaries.

LORD provides valuable expertise in adhesives and coatings, vibration and motion control, and magnetically responsive technologies. Our people work in collaboration with our customers to help them increase the value of their products. Innovative and responsive in an ever-changing marketplace, we are focused on providing solutions for our customers worldwide... Ask Us How.

LORD Corporation
World Headquarters
111 Lord Drive
Cary, NC 27511-7623
USA

Customer Support Center (in United States & Canada)
+1 877 ASK LORD (675 5676)

www.lord.com

©2008 LORD Corporation. CD 081037 (Rev 1 1/08)





ANEXO 7.- CODIGO DE PROGRAMACIÓN CORRESPONDIENTE A LA AUTOMATIZACIÓN DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL

```
#include<Servo.h>
Servo servo1;
inti;
intanalogPin=A0;
int sensor1Pin=A1;
int sensor2Pin=A2;
intbobinaPin=13;
intmioelectrica=0;
intretardo=0;
intsensor_punta=0;
intsensor_talon=0;
intpulsos=0;
void setup ()
{
servo1.attach (3);
Serial.begin(9600);
}
void loop ()
{
sensor_punta= analogRead(sensor2Pin);
sensor_talon= analogRead(sensor1Pin);
mioelectrica= analogRead(analogPin);
Serial.print("Sensor 1=");
Serial.print(sensor_talon);
Serial.println("");
Serial.print("Sensor 2=");
Serial.print(sensor_punta);
Serial.println("");
Serial.print("Entrada=");
Serial.print(mioelectrica);
Serial.println("");
Serial.println("-----");
retardo=1024-mioelectrica;
pulsos=1024-sensor_talon;
///// BOBINA
if(sensor_talon>11) /////ACTIVA
{
digitalWrite(bobinaPin, HIGH);
Serial.print("ENCENDIDO");
Serial.println("");
Serial.println("-----");
i=i+1;
delay(pulsos*0.1);
digitalWrite(bobinaPin, LOW);
}
if(sensor_talon<=10) /// INACTIVA
{
digitalWrite(bobinaPin, LOW);
Serial.print("APAGADO");
i=0;
Serial.println("")
}
```



```
servo1.write(0); /// SERVO POSICION 0
delay(100);
if(sensor_talon<=100)/// CONDICION 1
{
if(sensor_punta>=600) /// CONDICION 2
{
if(mioelectrica>=815)
{
for(i=0; i<=55; i=i+1) /// FLEXION
{
Serial.print("  I_1=");
Serial.print(i);
Serial.println("");
servo1.write(i);

delay(.2);
}
for(i=55; i>=0; i=i-1) /// EXTENCION
{
Serial.print(" I_2=");
Serial.print(i);
Serial.println("");
servo1.write(i);
delay(retardo*0.01);
}
} }
Serial.println("-----");
}
}
```

6.-Referencias

- [1] INEGI. "Censo de Población y Vivienda 2010". Base de datos de la muestra censal [En línea] [Fecha de consulta: 15 de octubre de 2011] Disponible <http://www.inegi.org.mx/sistemas/sisept/default.aspx?t=mdis03&s=est&c=27716>
- [2] AMMCICHAC. Lozano Platonoff Adriana "Miles de amputaciones innecesarias se evitarán si se educa al personal de salud en el cuidado de los pies de los diabéticos" [En línea] [Fecha de consulta: 29 de Octubre de 2013] Disponible México; boletín 2009-1 http://amcichac.com/index.php?option=com_content&view=article&id=63:boletin-2009-1-&catid=38:noticias&Itemid=66
- [3] Dr. Oscar Fernández Mendoza, Dr. Ángel González Moreno, Cirugía Radical en el Aparato Locomotor Amputación, Desarticulación: Definición, Indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: "Tipos de prótesis o prótesis; amputación en niños y en enfermedades vasculares periféricas técnicas operatorias", p. 241-242.
- [4] Dr. Ramos La O Raidel, Lic. Baryolo Cardoso Alfredo D. "Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior", Camaguey, Cuba, [En línea], [Fecha de consulta 14 de Septiembre 2013] Disponible http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf p. 6
- [5] Prótesis DYCORP® "Piernas y brazos artificiales" [En línea], [Fecha de consulta: 25 de Septiembre de 2013] Disponible <http://ortho-mex.redtienda.net/index.php>
- [6] Ottobock Miniápolis USA 2012 [En línea] [Fecha de consulta: 29 de Septiembre de 2013] Disponible http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_lam_es/hs.xsl/index.html
- [7] Silver-Thorn, B.M. "Design of artificial limbs for lower extremity amputees". Standard Handbook of biomedical engineering and design. 2003, Estados Unidos de America: Mc. Graw-Hill.
- [8] Kazutoshi, Y., et al. "Biomechanical and clinical evaluation of a newly designed polycentric knee of transfemoral prosthesis" Journal of Rehabilitation Research and Development, 2004. 41: p. 675-682.
- [9] Blumentritt, S. and H. Werner-Scherer, "Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion". A preliminary report 1997 p. 18-24.

- [10] Rovetta, A. and G. Frosi. “*On an artificial knee prosthesis*”. In European Biomechanics Conference. 1984.
- [11] Patil, K. and J. Chakraborty, “*Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with a pneumatic swing phase control*”. Biomech, 1991.
- [12] össur® “*Lifewithoutlimitations®*” [En línea] [Fecha de consulta: 15 de Septiembre] Disponible <http://www.ossur.es/>
- [13] össur Catálogo Protésica, “*Lifewithoutlimitations®*” [En línea] [Fecha de consulta: 18 de Septiembre de 2013] Disponible <http://www.ossur.es/lisalib/getfile.aspx?itemid=14149>
- [14] Merletti, Roberto “*Electromyography- Physiology, Engineering and Non-invasive Applications*” Editado por M Erletti, Roberto, Parker, Philip 2004
- [15] Konrad Peter, “*ABC of EMG*”, Noraxon INC, USA. (April 2005).
- [16] Irving Aaron Cifuentes Gonzáles “*Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*” Mérida Yucatán Septiembre 2010.
- [17] Khandpur R.S “*Biomedical instrumentation Technology and applications*” MacGRaw Hill
- [18] Ayuda al aprendizaje de bioquímica biotecnológica y biología molecular, “*Momento dipolar*” [En línea] [Fecha de consulta 16 de Enero de 2013] Disponible <http://www.biorom.uma.es/contenido/JCorzo/temascompletos/InteraccionesNC/dipolares/dipolar1.htm>
- [19] Escuela Superior de Física y Matemática, “*Reológica*” [En línea] [Fecha de consulta: 22 de Enero 2013] Disponible <http://esfm.ipn.mx/reologia/>
- [20] Actimat, “*Magnetoreologicos*” [En línea] [Fecha de consulta: 22 de Enero 2013] Disponible <http://www.actimat.es/web/magnetoreologicos.asp>
- [21] “*Diseño y construcción de una prótesis de rodilla con pistón magnetoreologico*” [En línea] [Fecha de consulta: 01 de Febrero 2013] Disponible <http://congreso.pucp.edu.pe/cibim8/pdf/03/03-12.pdf>
- [22] Inteligencia en materiales innovadores, “*Materiales activos*” [En línea] [Fecha de consulta 03 de Febrero de 2013] Disponible https://www.slb.com/~media/Files/resources/oilfield_review/spanish08/sum08/inteligencia_en_materiales.pdf
- [23] Grupo Ortopedia Alemán, “*Productos*” [En línea] [Fecha de consulta: 10 de Febrero 2013] Disponible <http://grupoortopediaalemana.com/ortopedia/productos/view/42>



- [24] Javier Daza Lesmes “*Evaluación Clínico-Funcional del Movimiento Corporal Humano*”. Editorial Medica Internacional 2007 LTD, Bogotá, D.C, Colombia.
- [25] Microcontroladores Blogspot, “*Microcontroladores*” [En línea] [Fecha de consulta: 28 de Febrero de 2013] Disponible <http://www.losmicrocontroladores.blogspot.mx/>
- [26] M.A Villarroya Aparicio “*Electromiografía cinesiología*”. Madrid. Universidad de Zaragoza. [En línea] [Fecha de consulta: 22 de Febrero de 2013] Disponible <http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/120/120v39n06a13082197pdf001.pdf> 2005.
- [27] Grupo de Investigación Biomédica, “*Electrocardiografía*” [En línea] [Fecha de consulta: 10 de Febrero de 2013] Disponible <http://www.dalcame.com/ecg.html>
- [28] Thomas L. Floyd “*Dispositivos electrónicos*” Pearson educación, Mexico 2008
- [29] Robert F. Coughin Federik F. Dricsoll. “*Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*”. Prentice Hall p. 2-3.
- [30] Robert L. Boylestad Louis Nashelsky “*Electrónica: Teoría de circuitos*” Pearson Educación. Sexta edición
- [31] Centro Capemi auto-partes de suspensión, “*Amortiguadores y resortes*” [En línea] [Fecha de consulta: 12 de Febrero 2013] Disponible http://www.centrocapemi.com/amortiguadores_resortes.htm
- [32] “*Interlink Electronics FSR Forse Sensing Resistor®*” Integration Guide and Evaluation Parts Catalog 400 Series Evaluation Parts whit Suggested Electrical Interfaces.
- [33] “*SEMIAM*” (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [En línea] [Fecha de consulta: 25 de Febrero 2013] Disponible <http://www.seniam.org>
- [34] Hermie J. Hermens, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, Günter Rau. “*Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*” Helmholtz Institute, Aachen Germany.
- [35] Gard, S.A., D.S. Childress, and J.E. Uellendahl, “*The Influence of Four-Bar Linkage Knees on Prosthetic Swing-Phase Floor Clearance*”.
- [36] Blumentritt, S. and H. Werner-Scherer, “*Design principles, biomechanical data and clinical experiene with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion*”. A preliminary report 1997. p. 18-24.
- [37] Barney LV: “*Biomecánica del movimiento humano*”, México.Editorial Trillas, 1991 p 228
- [38] Shigley, Joseph Edward “*Teoría de máquinas y mecanismos*” McGraw-Hill 1988: p. 150-156.



- [39] Radcliffe, C.W., The Knud Jansen lectura: “*above-knee prosthetics*”. *ProsthetOrthotInt* 1977 p. 146-160.
- [40] Lugo-González, E. “*Síntesis de Mecanismos para Prótesis de Miembro Inferior Mediante Algoritmos Genéticos*” 2004.
- [41] Arduino.CC, “*Relé para encender dispositivo 220v*” [En línea] [Fecha de consulta 13 de Marzo de 2013] Disponible http://www.arduino.cc/es_old/Tutoriales/Rele
- [42] “*Servomotores*” Candelas Herías Francisco Ingeniería en Sistemas Universidad de Alicante.
- [43] García-Merino, José. “*Diseño de una prótesis transtibial amortiguada*” 2012.
- [44] LORD ASK VSHow, “*Magneto-Rheological*” (MR) [En línea] [Fecha de consulta: 13 de Marzo de 2013] Disponible <http://www.lord.com/>
- [45] Guzman Mayorga Cesar (2007) “*Diseño y construcción de un prototipo de amortiguador magnettorrelógico*”. Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, Cuenca.
- [46] Avelino-Pérez, Pedro Reverté, S.A “*Transformadores de distribución*” segunda edición.
- [47] Carlos Alberto Ramírez Ramírez “*Desarrollo de un sistema de control aplicado a un mecanismo policéntrico de miembro inferior*”, Junio del 2012”.