



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**PROPUESTA DE DISEÑO DE
PRÓTESIS MECATRÓNICA
PARA MIEMBRO INFERIOR A
NIVEL TRANSFEMORAL**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

P R E S E N T A:

Cristhian Miguel Prieto Villalba

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Álvaro Ayala Ruiz.



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos y dedicatoria.

Agradecimientos:

Agradezco a dios por haberme dado la vida.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme educado no solo en las áreas del conocimiento, sino que también por haberme abierto las puertas hacia la cultural y el deporte.

Agradezco a mi asesor el Dr. Álvaro Ayala Ruiz por haberme apoyado en la realización de este trabajo con su orientación y tiempo.

Investigación realizada gracias al Programa UNAM-DGAPA-PAPIIT IT102714, *Diseño de equipo innovador para rehabilitación física.*

A mi familia:

Agradezco a mi mamá Delfina Villalba Cruz por su apoyo y amor incondicional. Agradezco a dios por haberme dado tan buena mamá. Sin ella no hubiera podido lograr mis estudios universitarios.

Agradezco a mis hermanos Aaron y Jair por haberme acompañado a lo largo de mis estudios y porque siempre me han animado y apoyado.

Agradezco a mis hermanas Lucero y Janet que también me han apoyado y acompañado a lo largo de mis estudios. Especialmente agradezco a mi hermana lucero que gracias a ella inicie mis estudios en tiempo y forma desde que soy un niño.

Agradezco a mi abuelita Felipa pascuala cruz, quien también me acompaño a lo largo de mis estudios y siempre me animo a terminar mi carrera.

Índice.

ÍNDICE

Objetivo	1
Alcances	1
Justificación	2
Introducción	4
Capítulo I Estado del arte	6
1.1 Miembro inferior	6
1.1.1 Niveles de ausencia o de amputación del miembro inferior	6
1.1.2 Tipos de movimientos de la pierna	7
1.1.3 Huesos del miembro inferior	8
1.1.4 Músculos de la pierna humana	9
1.1.5 Articulación de la rodilla y del tobillo	11
1.1.6 Ciclo de la marcha humana	11
1.1.7 Biomecánica del miembro inferior	13
1.1.8 Personas diabéticas y sus cuidados en las extremidades	15
1.2 Prótesis de tobillo	17
1.3 Prótesis a nivel transtibial	21
1.4 Prótesis de rodilla	23
1.5 Prótesis a nivel transfemoral	25
1.6 Metodología de diseño	30
Capítulo II. Diseño Conceptual	31
2.1 Criterios encontrados en la literatura	31
2.1.1 Justificación de la selección de criterios	32
2.1.2 Métricas de los criterios seleccionados	34
2.2 Sistemas	37
2.2.1 Sistemas mecánicos	38
2.2.2 Sistemas electrónicos	48
2.2.3 Sistemas de interfaz	54
2.2.4 Matrices de filtrado y de decisión	57
2.2.5 Selección de conceptos solución	58
2.2.6 Propuesta de configuración de prótesis mecatrónica para miembro	58
Capítulo III. Prototipo funcional para seguimiento de prótesis en miembro inferior	64
3.1 Selección de prototipos a fabricar	64
3.2 Construcción de los dispositivos	66
3.2.2 Prototipos de los sistemas electrónicos	67
3.2.3 Prototipos de los sistemas de interfaz	84
Capítulo IV. Pruebas y evaluación de los resultados	99
4.1 Pruebas con la rodillera de adquisición de posiciones angulares.	99
4.1.1 Estudio del ángulo de flexión y extensión de la rodilla, durante la marcha.	99
4.1.2 Control del actuador del mecanismo de articulación de rodilla.	99
4.2 Pruebas con la tarjeta mioeléctrica.	104
4.2.1 Adquisición de las señales mioeléctricas del músculos recto femoral.	108
4.2.2 Entrenamiento de los músculos para el control del actuador del mecanismo de articulación de rodilla.	108

Índice.

Conclusiones	119
Trabajo futuro	120
Apéndice A: Matrices de Filtrado	121
Apéndice B: Matrices de decisión	129
Bibliografía	137

ÍNDICE DE FIGURAS.

N. figura.	Nombre de la figura.	Pág.
1	Prótesis biónica	5
2	Niveles de amputación [16]	7
3	Movimientos básicos del miembro inferior.[16]	8
4	Sistema óseo del miembro inferior	8
5	Articulaciones del pie	9
6	Músculos de región femoral [16]	10
7	Tipos de articulación sinovial [19]	11
8	Ciclo de la marcha humana. Se describen ocho fases en el ciclo de la marcha humana [16]	12
9	Distribución de carga en los miembros inferiores. [16]	14
10	Hueso femoral [16]	14
11	Distribución del peso en el pie [16].	15
12	Evolución de una ulcera, hasta llegar a ser gangrena [17]	16
13	Matriz que modela el tobillo	17
14	Prótesis de tobillo [5]	17
15	Prótesis de tobillo [7]	19
16	Prótesis de tobillo [8]	20
17	Método de Vicon Plug-in Gait [9]	21
18	Prótesis Flex-foot [10]	22
19	Mecanismo de rodilla (flexión y extensión) [11]	23
20	Morfologías en personas [12]	24
21	Prótesis de pierna neumática [13]	25
22	Propio foot [14]	27
23	Evolución de la prótesis de Herr [15].	29
24	Hung Herr [15].	29
25	Proceso de generación de propuesta de diseño de prótesis mecatrónica para miembro inferior	30
26	Movimientos en la ingle.	34
27	Movimientos de rodilla y tobillo que deberá de semejar la prótesis	34
28	Movimientos que la prótesis debe de reproducir.	35
29	Esquema de caja negra, planteada para el diseño de la prótesis para miembro inferior	37
30	Sistemas que conformaran a la prótesis mecatrónica	38
31	Sistemas mecánicos	39
32	Sistemas electrónicos	48
33	Sistemas de interface	54
34	Propuesta de socket deformable y autoajustable	59
35	Propuesta de elemento de estructura, para la prótesis	59
36	Propuesta de tobillo-pie	60
37	Función de articulación de inversión y eversión del tobillo	60
38	Función de articulación, flexión y extensión del tobillo	61

Índice.

39	Función de absorción de energía y de propulsión	61
40	Propuesta de tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas	61
41	Propuesta de rodillera de adquisición de posiciones angulares	62
42	Propuesta de diseño de la prótesis mecatrónica para miembro inferior a nivel transfemoral	63
43	Propuesta de diseño de prótesis biónica	65
44	Modulo bluetooth	68
45	Hyperterminal	68
46	Circuito transmisor	69
47	Diagrama de los pines del PIC18F2550	71
48	Diagrama de los pines del MPU6050	71
49	Circuito de transmisión alambrado en protoboard	76
50	Circuito de transmisión, simulado en PCB	76
51	Circuito receptor	77
52	Circuito receptor alambrado en protoboard	79
53	Circuito receptor impreso, diseñado en ARES	79
54	Rodillera con sensores terminada	80
55	Rodillera de adquisición funcionando	80
56	Tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas, diseñada en PCB []	81
57	Procesamiento de la señal mioeléctrica	81
58	Circuito encargado de la conversión de la señal mioeléctricas analógica a digital.	82
59	Circuito conversor A/D alambrado en protoboard	84
60	Circuito conversor A/D simulado en PCB	84
61	Máquina de estados de la interfaz para rodillera	85
62	Primera parte del panel frontal de la interfaz de la rodillera	86
63	Segunda parte del panel frontal de la interfaz de rodillera, adquisición de datos	86
64	Tercera parte del panel frontal de la interfaz de rodillera, almacenamiento de datos	87
65	Botones de control de la interfaz de rodillera	87
66	Puerto COM y sus elementos de configuración	87
67	Estado de inicio de la interfaz de rodillera	88
68	Estado de lectura de la interfaz de rodillera	88
69	Tercer estado, gráficos de la interfaz de rodillera	89
70	Estado de guardar de la interfaz de rodillera	89
71	Estado de salir de la interfaz de rodillera	89
72	Máquina de estados de la interfaz de la tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas	90
73	Primera parte de la interfaz, gráfico de la señal mioeléctrica	91
74	Segunda parte de la interfaz, juego para entrenar los músculos afectados	91
75	Configuración del puerto de la interfaz para la tarjeta de adquisición	92
76	Botón de ejecución de la interfaz para la tarjeta de adquisición	92
77	Umbrales de la interfaz para la tarjeta de adquisición	92
78	Dial de la interfaz para la tarjeta de adquisición	93
79	Botones de configuración de la interfaz para la tarjeta de adquisición	93
80	Tabla de control de la interfaz para la tarjeta de adquisición	93
81	Visa configure serial port para la interfaz de la tarjeta de adquisición	94
82	Estado de lectura de la interfaz para la tarjeta de adquisición	95
83	Segundo estado “dato1” de la interfaz para la tarjeta de adquisición	95
84	Tercer estado “dato2” de la interfaz para la tarjeta de adquisición	95
85	Filtro implementado en la interfaz para la tarjeta de adquisición	96
86	Programación del filtro implementado en la interfaz para la tarjeta de adquisición	96

Índice.

87	Sub-caso de gráfica en la interfaz para la tarjeta de adquisición	96
88	Sub-caso juego en la interfaz para la tarjeta de adquisición	97
89	Estado guardar datos adquiridos en la interfaz para la tarjeta de adquisición	97
90	Estado de salir en la interfaz para la tarjeta de adquisición	98
91	Usuario 1 con la rodillera de adquisición puesta en miembro inferior derecho.	100
92	Pasos iniciales para agregar el módulo bluetooth a la PC.	100
93	Pasos finales para agregar el módulo bluetooth a la PC.	100
94	Configuración de la interfaz.	101
95	Adquisición de posiciones y velocidades angulares durante la marcha.	101
96	Almacenamiento de posiciones y velocidades angulares durante la marcha.	102
97	Grafica de posiciones angulares de un ciclo de marcha de la articulación de la rodilla.	103
98	Grafica de posiciones angulares durante la marcha de la articulación de la rodilla.	103
99	Grafica de velocidades angulares durante la marcha de la articulación de la rodilla.	104
100	Grafica de posiciones y velocidades angulares durante la marcha de Fernández [23].	104
101	Colocación de la rodillera en el usuario 2.	105
102	Circuito receptor encendido estableciendo comunicación con el circuito transmisor.	105
103	Comunicación entre el circuito transmisor de la rodillera con el circuito receptor.	106
104	Prueba de flexión, para verificar el ángulo de adquisición del actuador.	106
105	Colocación de electrodos en el miembro inferior en el músculo recto femoral.	108
106	Conexión de la tarjeta mioeléctrica al miembro inferior por medio de electrodos.	108
107	Pasos iniciales para agregar el módulo bluetooth de la tarjeta a la PC.	109
108	Pasos finales para agregar el módulo bluetooth de la tarjeta a la PC	109
109	Configuración de la interfaz de adquisición de señales mioeléctricas.	110
110	Comunicación entre interfaz y tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas.	110
111	Adquisición de volts de los músculos analizados.	111
112	Contracciones musculares al estar sentado.	112
113	Contracciones musculares al estar parado.	112
114	Colocación de los electrodos en el músculo recto femoral en el usuario 2.	114
115	Comunicación entre los circuitos de la tarjeta mioeléctrica y el circuito receptor.	114
116	Juego de rehabilitación.	115
117	Entrenamiento del músculo recto femoral por medio del juego de rehabilitación.	115

ÍNDICE DE TABLAS.

N. tabla.	Nombre de la tabla.	Pág.
1	Músculos del miembro inferior y su acción principal [6].	9
2	Movimientos de la rodilla [6].	10
3	Acción muscular durante la marcha humana [6].	12
4	Ventajas y desventajas del emulador de prótesis de tobillo	18
5	Ventajas y desventajas del prototipo de prótesis de tobillo	19
6	Ventajas y desventajas de la prótesis de tobillo	20
7	Ventajas y desventajas del método de Vicon Plug-in Grain	21
8	Ventajas y desventajas de la prótesis flex-foot	22
9	Ventajas y desventajas de los métodos para la síntesis de mecanismos	24
10	Ventajas y desventajas del prototipo de miembro inferior neumático	26
11	Ventajas y desventajas del prototipo de prótesis Propio foot	27
12	Ventajas y desventajas de los prototipos de miembro inferior de Hung Herr	29

Índice.

13	Clasificación de los criterios de diseño.	31
14	Movimientos protésicos	34
15	Conceptos propuestos para transformar la energía eléctrica a mecánica	39
16	Conceptos propuestos para la función de ajuste muñón-socket	40
17	Conceptos propuestos para la función de sujeción muñón-socket	40
18	Conceptos propuestos para la función de contacto muñón-socket	41
19	Conceptos propuestos para la función de articulación de rodilla	42
20	Conceptos propuestos para la función de propulsión de rodilla	42
21	Conceptos propuestos para la función de limitación de movimiento	43
22	Conceptos propuestos para la articulación, inversión-eversión del tobillo	44
23	Conceptos propuestos para la articulación, flexión-extensión del tobillo	45
24	Conceptos propuestos para la absorción de energía y propulsión del tobillo	46
25	Conceptos propuestos para la función de soporte estructural	47
26	Conceptos propuestos para la función de unión entre sistemas	47
27	Conceptos propuestos para la función de lectura de señal	48
28	Conceptos propuestos para la función de amplificar señal.	49
29	Conceptos propuestos para la función de filtrar señales	49
30	Conceptos propuestos para la función de lectura de posición	50
31	Conceptos propuestos para la función de control de articulaciones	51
32	Conceptos propuestos para la función del controlador	52
33	Conceptos propuestos para la función de potencia eléctrica	53
34	Conceptos propuestos para la comunicación (entrada y salida de datos)	54
35	Conceptos propuestos para la función del desarrollo de la interfaz para PC	55
36	Conceptos propuestos para la función del desarrollo de la aplicación	56
37	Conceptos solución seleccionados	58
38	Conceptos solución seleccionados para fabricar.	64
39	Tipos de movimiento que replicara el mecanismo de rodilla	67
40	Posiciones y velocidades angulares de la rodilla en un ciclo de marcha	102
41	Prueba de flexión, para verificar el ángulo de adquisición del actuador	106
42	Contracciones muscular del músculo recto femoral	111
43	Actividades para entrenar el músculo recto femoral	116

ÍNDICE DE PROGRAMAS.

N. programa.	Programas.	Pág.
1	Comandos AT 1.	69
2	Comandos AT 2.	69
3	Programa del circuito transmisor	72
4	Programa del circuito receptor	77
5	Programa del circuito conversor A/D	82

Objetivos y alcances.

Objetivos.

El objetivo general de esta tesis, es proponer el diseño conceptual de una prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral que permita al individuo tener una marcha protésica similar a la marcha humana.

Objetivos particulares.

- Establecer propuesta de configuración de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral.
- Establecer criterios de diseño y clasificarlos, para que puedan ser consultados por diseñadores.
- Fabricar un dispositivo que permita adquirir las posiciones angulares de la rodilla.
- Fabricar un dispositivo que permita adquirir las señales mioeléctricas de los músculos del miembro inferior.
- Desarrollar un software que permita la rehabilitación de individuos con amputación en miembros inferiores.

Alcances

- Estudiar la anatomía y biomecánica del miembro inferior.
- Realizar documentación de los diseños de prótesis mecánicas e biónicas que se han desarrollado para miembro inferior en el país y en américa en los últimos tres años.
- Realizar búsqueda de criterios de diseño para prótesis biónicas de miembro inferior en la literatura.
- Realizar configuración de diseño conceptual de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral.
- Diseñar y construir una rodillera que permita la adquisición de posiciones y velocidades angulares.
- Diseñar y construir una tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas para adquirir el nivel de contracción en el músculo recto femoral y bíceps femoral.
- Implementar un software que permita la adquisición de señales mioeléctricas y que contenga un juego para rehabilitación las terminaciones nerviosas de las extremidades amputadas.

Justificación.

Justificación.

De la población de México, hay un 5.34% de personas con discapacidad para poder caminar según la encuesta nacional de salud y nutrición hecha en el 2012 [1]. La discapacidad principalmente es causada por la falta total o parcial de los miembros inferiores o porque aun teniendo las piernas no tienen movimiento en éstas debido alguna patología. De tal forma que se requieren la ayuda de algún instrumento como silla de ruedas, andadera o una pierna artificial (prótesis) para poder desplazarse [1].

Se sabe por medio de la publicación que realizó el INEGI, “Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010” [2] que de cada 100 personas que presentan discapacidad para caminar, 58 personas de estas les hace falta de forma total o parcial uno de sus miembros inferiores, lo que representa a 3.5 millones de individuos en México, con necesidad de una prótesis de miembro inferior. Además de las estadísticas tomadas del instituto de salud mexicana [3] se sabe que la mayoría de las personas que pierden un miembro inferior de forma total o parcial es debido a la diabetes.

Del 100% de las amputaciones hechas cada año, de un 40% a un 85% son causadas por pie diabético. Tan sólo entre 2012 y 2013 las amputaciones se elevaron en más de 20% en México debido al pie diabético [4]. En el 2013 se registraron 75 mil amputaciones en todo el sector salud por presentar pie diabético informó Onésimo Zaldívar Reyna [4], jefe del Servicio de Angiología del Hospital Juárez de México. Zaldívar comentó que, “según los reportes médicos, el paciente con diabetes que pierde una extremidad tiende a perder la otra pierna en un lapso de cinco años”. Esto debido a la inactividad física a la que se verá expuesta la pierna en buen estado.

Actualmente existen distintos tipos de configuraciones de prótesis para la extremidad inferior, que cubren distintos niveles de amputación del miembro inferior, pero que aún no cubren todas las funciones del miembro faltante (flexión y extensión), debido a que las prótesis existentes hasta hoy, sólo permiten movimientos básicos con limitaciones [18].

La prescripción de una prótesis se realiza para mejorar la calidad de vida de aquellas personas que sufren la pérdida de algún miembro inferior debido a enfermedades o traumas, es importante mencionar que esto depende del nivel de amputación y del beneficio esperado. Desafortunadamente en México la adquisición de una prótesis es complicada y costosa sobre todo para personas con bajos recursos, y esto a su vez se debe a que la mayoría de empresas dedicadas a la fabricación y venta de este tipo de productos son extranjeras [22].

Justificación.

El IMSS brinda normalmente prótesis mecánicas a sus derechohabientes, las cuales varían en costos y están desde los \$1500 pesos hasta los \$67,914 pesos, todo depende de la región que cubran las prótesis (pie-tobillo, debajo de la rodilla, desde la rodilla, arriba de la rodilla o hasta la cadera), también el precio depende de los materiales de los que este fabricado la prótesis [23]. Las prótesis mecánicas son seguras pero limitan a los individuos a realizar funciones cotidianas y ocasionan que los individuos tengan una marcha lento y con una eficiencia menor a la natural [22].

En el mercado hay en venta prótesis biónicas [24, 25] con tecnologías mayores a las que brindan el IMSS, por lo que sus costos aumentan y sobrepasan los \$100, 000 pesos. Por lo que se pretende en este trabajo proponer el diseño de una prótesis biónica que mejore en funciones y costos a las prótesis biónicas que se encuentran en el mercado, para poderle ofrecer una alternativa de prótesis biónicas al IMSS que resulte accesible a los derechohabientes de tal instituto y así de esta forma impulsar el uso de prótesis biónicas en México.

Introducción.

De la población de México un 3% perdió una o ambas extremidades inferiores de forma parcial o total. Dicha población sufre una disminución severa en la calidad de su vida y en su productividad en general, además dicha población pasa por un proceso psicológico de negación, que pide recuperar la extremidad perdida o faltante por motivos estéticos y de funcionalidad. El objetivo de las prótesis, es devolver la funcionalidad de la extremidad faltante de la mejor manera pero las prótesis mecánicas o biónicas existentes hasta ahora, aún presentan diversas inconveniencias de funcionalidad ya que solo satisfacen ciertas funciones básicas del miembro faltante o perdido.

La construcción de una prótesis que imite los movimientos de la pierna humana de una forma natural y que se parezca estéticamente a la extremidad faltante, es difícil y este trabajo se quedará muy lejos de lograrlo, sin embargo la tecnología ha llegado al punto donde se demanda mejoras significativas en este campo, para lograr el objetivo planteado se validará de investigaciones y trabajos previos a este y se reunirán los mejores criterios de diseño que estén a nuestro alcance y los integraremos en un nuevo diseño de prótesis biónica. Teniendo presente que el diseño sea funcional, estético con respecto al cuerpo humano y que el diseño contemple a la población con diabetes, siendo la población con mayor incidencia en dicha discapacidad. De esta forma regresando la esperanza a la población discapacitada a nivel transfemoral a volver a caminar, de forma natural y volver a ser productivas.

Con base al desarrollo de este trabajo de tesis, este trabajo se ha organizado en cuatro capítulos, los cuales a continuación se resumen.

En el **Capítulo I**. Estado del arte, se presentan los antecedentes, en el cual, se explica la anatomía, fisiología y biomecánica del miembro inferior. Y se abordan los diferentes dispositivos protésicos que se han desarrollado actualmente y que existen en el mercado que van desde las prótesis que son únicamente para tobillo-pie hasta las prótesis que son a nivel transfemoral.

En el **Capítulo II**. Diseño conceptual, se siguió la metodología de diseño de Ulrich [5] para el diseño conceptual de la prótesis biónica la cual se dividió en sistemas: mecánicos, electrónicos y de interfaz. Al final de este capítulo se realizaron bocetos del diseño conceptual propuesto de prótesis biónica para miembro inferior.

En el **Capítulo III**. Prototipo funcional para seguimiento de prótesis en miembro inferior, se construyeron prototipos de los conceptos solución de la región de la rodilla de la prótesis; esto último por razones de tiempo y por qué se cree que dichos conceptos propuestos para dicha región pueden innovar en el diseño de prótesis biónicas de miembro inferior, dejando para trabajo futuro la construcción del resto del diseño planteado. Al intercomunicar los prototipos construidos se obtuvo como resultado dos dispositivos. El

Introducción.

primero es una “rodillera de lectura de posiciones angulares” para la rodilla, basada en IMUs. El segundo dispositivo consiste en una tarjeta que permite adquirir las señales mioeléctricas de los músculos, en este caso de los músculos del muñón de la extremidad inferior afectada. (Fig. 1).

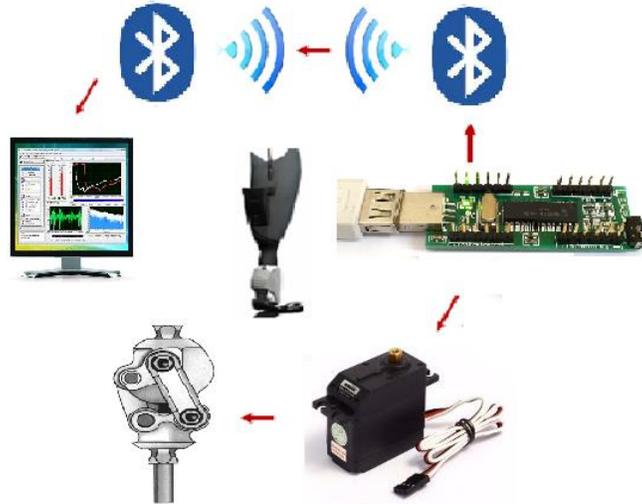


Figura 1: Prótesis biónica.

En el **Capítulo IV. Resultados y pruebas**, se muestra los dispositivos desarrollados funcionando y se presentan los resultados obtenidos al probar los dispositivos en una persona sana y en una persona amputada a nivel transfemoral.

Capítulo I

Estado del arte.

Se explicarán los diferentes niveles de amputación que hay en el miembro inferior, la anatomía de la extremidad inferior (Huesos, músculos y articulaciones), la biomecánica del ciclo de la marcha humana y los cuidados que se deben de tener en las extremidades inferiores o muñones de los individuos con diabetes.

También se presentará la investigación realizada sobre las prótesis desarrolladas del 2011 al 2014, para los miembros inferiores a nivel tobillo, transtibial, rodilla y transfemoral. En cada una de los artículos consultados se extrajeron las ventajas y desventajas de cada uno de los diseños protésicos, también se extrajeron los criterios de diseño bajo los cuales fueron diseñados los prototipos de prótesis en cada uno de los artículos analizados. Por último se explicará la metodología de diseño de Ulrich [5] que se aplicará a lo largo de este trabajo.

1.1 Miembro inferior

Las extremidades inferiores son una extensión del tronco (dorso, tórax y abdomen), las cuales permiten desplazar a los individuos de un lugar a otro, siempre manteniendo el equilibrio y soportando el peso corporal. Los miembros inferiores son complejos desde un punto de vista anatómico y biomecánico debido a los distintos, músculos, nervios y ligamentos que los componen, los cuales permiten a los miembros inferiores realizar distintos tipos de movimientos de forma inconsciente y consiente, como caminar, correr, bailar, brincar y escalar [6] entre otras actividades.

A continuación se presenta un breve resumen de los diferentes huesos y músculos principales que constituyen al miembro inferior, así como los movimientos básicos que puede realizar el miembro inferior, todo esto último con el fin de introducir al lector en algunos conceptos biomecánicos y anatómicos. Para así, posteriormente poder determinar las estructuras que conformarán el prototipo de prótesis que se desarrollará.

1.1.1 Niveles de ausencia o de amputación del miembro inferior.

Los niveles de ausencia o de amputación del miembro inferior van de la articulación inguinal hasta la porción más distal del miembro inferior que puede ser el dedo gordo. Casi siempre los niveles de amputación quedan determinados por la lesión o enfermedad que

Capítulo I.

compromete el miembro. Frente a esto, están los "niveles ideales de amputación", que son los niveles de amputación que conservan buena movilidad, fuerza y un buen brazo de palanca que permita la adaptación de una prótesis.

Cuanto más elevado es el nivel de amputación, más articulaciones se pierden por lo que se pierde potencia en el miembro, debido a la pérdida muscular y al menor brazo de palanca para controlar una prótesis, sin embargo, siempre es preferible una buena amputación a cualquier nivel, que una amputación de mala calidad a nivel más bajo. Lo ideal es que el nivel de amputación permita al individuo el uso de una prótesis.

Los niveles de amputación que se estudiarán en este trabajo, son los niveles que dividen a la pierna en segmentos; muslo (femoral), pierna (tibial) o en las articulaciones; como es el caso de la cadera (ingle), rodilla, tobillo y pie (Fig. 2).

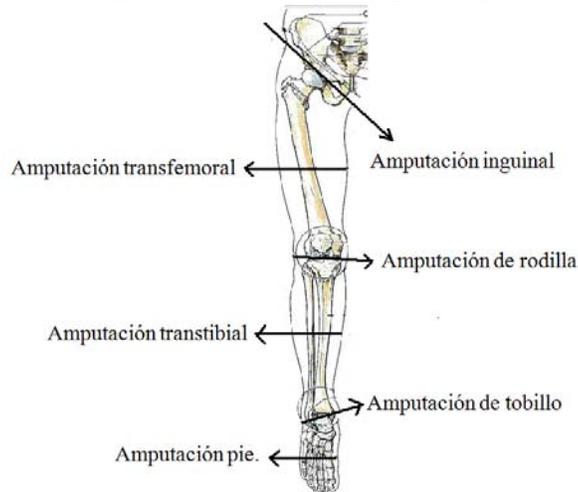


Figura 2: Niveles de amputación [6].

1.1.2 Tipos de movimientos de la pierna.

Los músculos del cuerpo humano se componen de fibras y los músculos del miembro inferior en específico reciben fibras motoras de la médula espinal de la región lumbar y sacra, las cuales permiten que las extremidades inferiores generen una gran variedad de movimientos de forma consciente o inconsciente [6]. En la figura 3 se muestran algunos de los movimientos básicos de la extremidad inferior. Al realizar combinación de dichos movimientos, los miembros inferiores son capaces de generar movimientos complejos y estructurados como la marcha humana.

En cada uno de los movimientos que se muestran en la figura 3, intervienen varios músculos del miembro inferior, según el tipo de movimiento que se realice, los músculos del miembro inferior actúan de forma pasiva o activa.

Capítulo I.



Figura 3: Movimientos básicos del miembro inferior [6].

1.1.3 Huesos de la pierna humana.

La extremidad inferior se encuentra compuesta por 3 huesos grandes y 26 huesos pequeños que conforman la estructura del pie (fig. 4). El hueso más grande del cuerpo humano es el fémur, el cual tiene una inclinación con respecto al eje horizontal del miembro, dicho hueso es el que se encarga de transmitir el peso corporal a la tibia. La tibia es el segundo hueso más grande del cuerpo humano y es un hueso que se encuentra vertical y que se encarga de transmitir el peso corporal al pie, la tibia y el peroné son los huesos que conforman la pierna, pero el peroné a diferencia de la tibia, es un hueso que no soporta ninguna porción del peso corporal y que no ayuda en el equilibrio, es un hueso de inserción muscular, el peroné es un hueso pasivo [6].

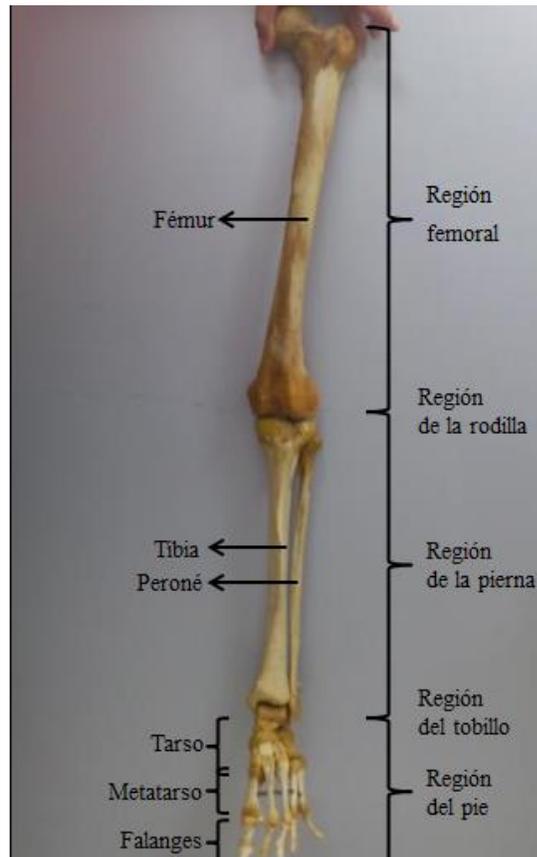


Figura 4: Sistema óseo del miembro inferior.

Capítulo I.

El pie se encuentra conformado por 7 huesos tarsianos, 5 huesos metatarsianos y 14 falanges [6]. Cada hueso se encuentra unido con otro por medio de articulaciones cartilaginosas que permiten al pie verse como uno, la ventaja del pie humano es que está conformado por varios huesos que se encuentran unidos por medio de cartílago y cada una de esas articulaciones ayudan al miembro inferior a ser más eficientes, ya que en la marcha dichas articulaciones actúan como resortes oponiéndose a la flexión del pie, ayudando al pie en la etapa de despegue del suelo y a regresar a su estado normal, en la figura 5 se muestran las articulaciones del pie.

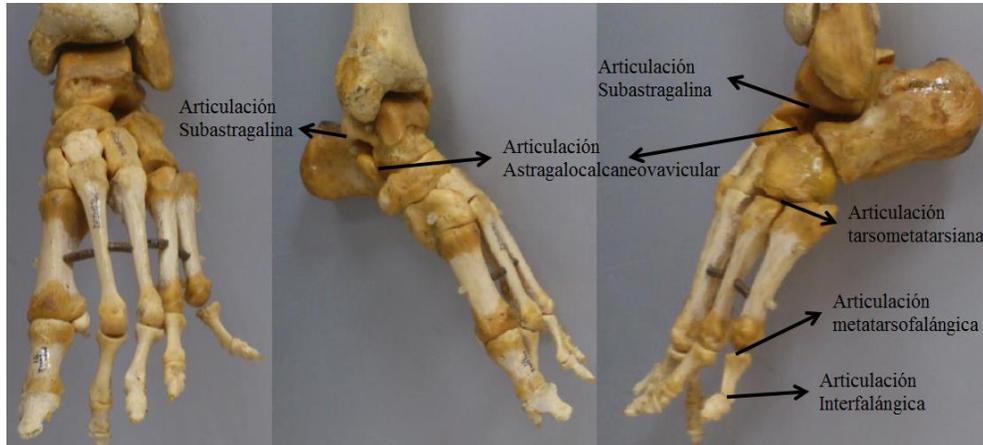


Figura 5: Articulaciones del pie.

1.1.4 Músculos de la pierna humana.

Los músculos junto con los ligamentos, son los que se encargan de brindar potencia a las extremidades inferiores, para que estas puedan realizar movimientos sencillos o complejos. En este apartado solamente se estudiarán algunos de los músculos que se encuentran insertados en el hueso femoral, debido a que es la zona en la que la prótesis se soportará por medio del socket y será la región donde se adquirirá las señales mioeléctricas. Los principales músculos que actúan en los principales movimientos de la articulación de la rodilla, se muestra en la tabla 1 y 2, los músculos estudiados se muestran en la figura 6, con el fin de dar a conocer la ubicación y funcionamiento de los músculos de interés del miembro inferior.

Tabla 1: Músculos del miembro inferior y su acción principal [6].

Músculo.	Acción principal.
Sartorio.	Flexiona, abduce y rota lateralmente el muslo en la articulación de la cadera. Flexiona la pierna en la articulación de la rodilla (rota la pierna medialmente cuando la rodilla esta flexionada).
Recto femoral. Vasto lateral. Vasto medial. Vasto intermedio.	Extiende la pierna en la articulación de la rodilla; el recto femoral también estabiliza la articulación de la cadera y ayuda a flexionar el muslo.

Capítulo I.

Grácil.	Aduce el muslo, flexiona la pierna y ayuda a rotarla medialmente.
Glúteo mayor.	Extiende el muslo y contribuye a su rotación lateral; estabiliza el muslo y contribuye a levantarse desde la posición de sentada.
Glúteo medio. Glúteo menor. Tensor de la fascia lata.	Abduce y rota medialmente el muslo; mantiene la pelvis anivelada, cuando el miembro homolateral sostiene el peso y se avanza el opuesto, durante la fase de oscilación.
Semitendinoso. Semimembranoso.	Extienden el muslo; flexiona la pierna y la rota medialmente cuando la rodilla esta flexionada; cuando el muslo y la pierna están flexionados, estos músculos pueden extender el tronco.
Bíceps femoral.	Flexiona la pierna y la rota lateralmente cuando la rodilla esta flexionada. Extiende el musculo, por ejemplo al empezar a andar.

Tabla 2: Movimientos de la rodilla [6].

Movimiento	Grados posibles	Músculos que producen el movimiento		Explicación
		Primarios	Secundarios	
Extensión.		Cuádriceps femoral.	Débilmente el tensor de la fascia lata.	La eficiencia del cuádriceps para producir extensión es mayor cuando la articulación de la cadera se encuentra extendida. La flexión disminuye la eficiencia.
Flexión.	120 ⁰ (cadera extendida). 140 ⁰ (cadera flexionada) 160 ⁰ de forma pasiva.	Isquiotibiales, cabeza corta del bíceps.	Grácil, sartorio, gastrocnemio y popliteo.	Normalmente la función del gastrocnemio es mínima. Es posible lograr una mayor flexión de la rodilla, cuando la articulación de la cadera se encuentra flexionada.
Rotación Medial.	10 ⁰ con la rodilla flexionada. 5 ⁰ con la rodilla extendida.	Semitendinoso y semimembranoso cuando la rodilla esta flexionada; poplíteo cuando la rodilla está extendida, libe de peso.	Grácil, sartorio.	Cuando la rodilla extendida soporta peso, la acción del poplíteo rota lateralmente el fémur. Cuando no soporta peso rota medialmente.
Rotación lateral.	30 ⁰ .	Bíceps femoral cuando la rodilla esta flexionada		Los ligamentos anterior y posterior se enroscan.

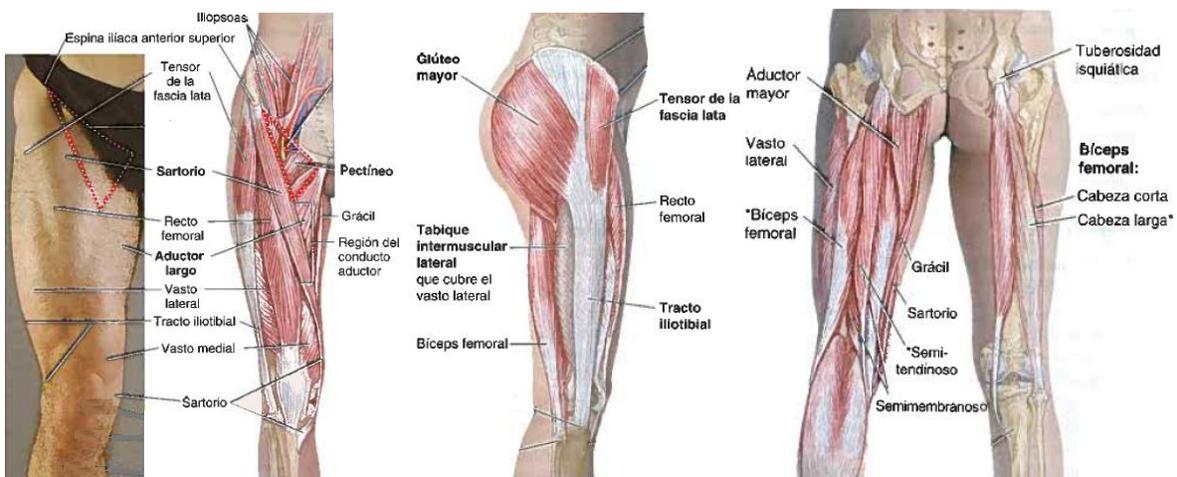


Figura 6: Músculos de región femoral [6].

1.1.5 Articulación de la rodilla y del tobillo.

La articulación de la rodilla y del tobillo, son articulaciones sinoviales del tipo bisagra, este tipo de articulaciones se caracteriza por su gran movilidad, permitiendo movimientos angulares de abrir y cerrar, uno de los huesos queda en una posición fija mientras que el otro se mueve alrededor de un eje. Las articulaciones en bisagra son monoaxiales porque el movimiento que permiten siempre es alrededor de un sólo eje. Las articulaciones en bisagra sólo permiten movimientos de flexión y extensión. En el tobillo también se presentan articulación sinoviales del tipo plana, permitiendo principalmente movimientos de deslizamiento, este tipo de movimientos se producen alrededor y a lo largo de varios ejes. La articulación sinovial del tobillo también es del tipo condílea ya que permite el movimiento alrededor de dos ejes, razón por la que el tobillo puede realizar movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción. En la figura 7, se muestra los tipos de articulaciones sinoviales de las que se ha hablado.



Figura 7: Tipos de articulación sinovial [7].

1.1.6 Ciclo de la marcha humana

La locomoción es un proceso complejo, debido a los movimientos de los miembros inferiores al andar sobre una superficie, los movimientos en la marcha pueden dividirse en fases alternantes de oscilación y de apoyo, fases que a su vez se dividen en más fases. La fase de apoyo inicia con el golpeteo del talón con el suelo y termina cuando el antepié se despegue del suelo. La fase de oscilación empieza con el despegue de los dedos del pie con la superficie en contacto y termina con el golpeteo del talón con el suelo. La fase de apoyo ocupa aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha, mientras que el ciclo de oscilación ocupa el 40% del ciclo de marcha. En la marcha humana hay un periodo en el que ambos miembros inferiores están en contacto con el suelo, a este periodo se le llama apoyo bipodal, el cual en un 20% se encuentra presente en el ciclo de la marcha humana [6], (Fig. 8).

Capítulo I.

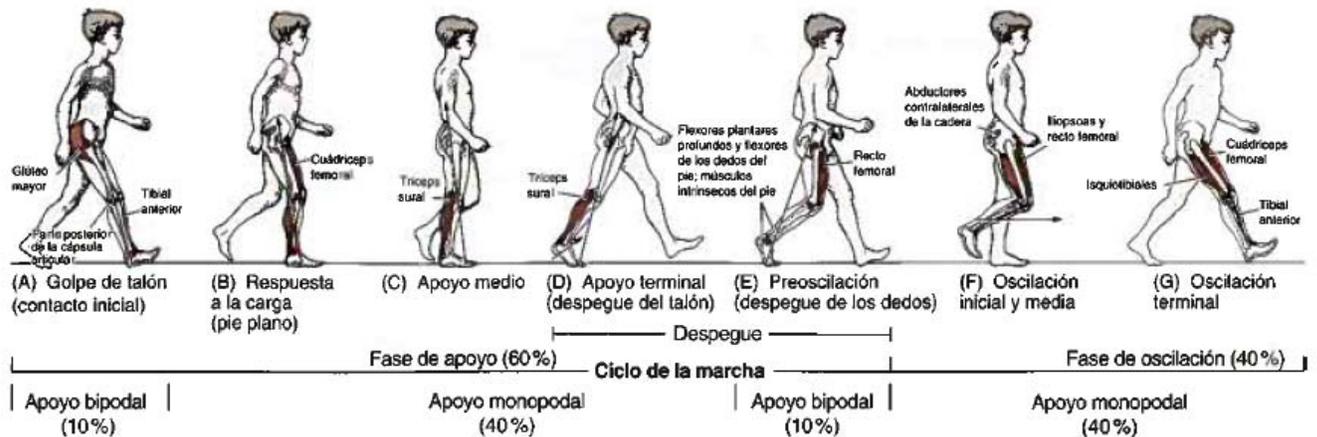


Figura 8: Ciclo de la marcha humana. Se describen ocho fases en el ciclo de la marcha humana [16].

La locomoción del ser humano es una actividad eficiente, debido a que los miembros aprovechan la fuerza de gravedad y los momentos de fuerza de manera que se requiera un esfuerzo físico mínimo. La poca energía metabólica utilizada en un paso, se malgasta cuando el talón toca el suelo tras el golpeteo y especialmente se utiliza más energía al final del apoyo, cuando el pie se contrae impulsado el antepié hacia abajo para generar el despegue del pie del suelo y así generando una gran fuerza de propulsión del miembro. Cuando se contrae el pie los dedos y demás articulaciones del pie se flexionan, de tal forma que las articulaciones actúan como resortes en la propulsión. Durante la etapa de oscilación también interviene la flexión de cadera, de manera que el miembro libre acelera con mayor rapidez el cuerpo hacia adelante, así logrando dar un paso hacia adelante. En la tabla 3, se muestra la acción muscular del miembro inferior durante el ciclo de la marcha humana.

Tabla 3: Acción muscular durante la marcha humana [6].

	Fase de la marcha	Mecánica	Grupos musculares	Ejemplos
Fase de apoyo.	Golpe de talón (contacto inicial).	Abatir el pie contra el suelo.	Flexores dorsales del pie (contracción excéntrica).	Tibia anterior.
		Desaceleración.	Extensores de la cadera.	Glúteo mayor.
		Mantener el arco longitudinal del pie.	Músculos intrínsecos del pie. Tendones largos del pie.	Flexor corto de los dedos. Tibia anterior.
	Respuesta a la carga.	Admitir el peso.	Extensores de la rodilla.	Cuádriceps femoral.
		Desacelerar la masa (Flexión dorsal del pie).	Flexores plantares del tobillo.	Tríceps sural (Soleo y gastrocnemio).
		Estabilizar la pelvis.	Abductores de la cadera.	Glúteos medio y menor; tensor de la fascia lata.
		Mantener el arco longitudinal del pie.	Músculos intrínsecos del pie. Tendones largos del pie.	Flexor corto de los dedos. Tibial posterior.
Apoyo medio.	Estabilizar la rodilla.	Extensores de la rodilla.	Cuádriceps femoral.	

Capítulo I.

		Control de la flexión dorsal del pie (Mantener el momento).	Flexores plantares del tobillo (contracción excéntrica).	Triceps sural (Soleo y gastrocnemio).
		Estabilizar la pelvis.	Abducción de la cadera.	Glúteos medio y menor; tensor de la fascia lata.
		Mantener el arco longitudinal del pie.	Músculos intrínsecos del pie.	Flexor corto de los dedos.
	Tendones largos del pie.		Tibial posterior; flexores largos de los dedos.	
	Apoyo terminal (Despegue del talón).	Acelerar la masa.	Flexores plantares del tobillo. (Concentración concéntrica).	Triceps sural. (Soleo y gastrocnemio).
		Estabilizar la pelvis.	Abducción de la cadera.	Glúteos medio y menor; tensor de la fascia lata.
Mantener los arcos del pie; fijar el antepié.		Músculos intrínsecos del pie.	Abductor del dedo gordo.	
	Tendones largos del pie.	Tibial posterior. Flexores largos del dedo.		
Fase de apoyo doble.	Preoscilación. (despegue de los dedos)	Acelerar la masa.	Flexores largos de los dedos.	Flexor largo del dedo largo; Flexor largo de los dedos.
		Mantener los arcos del pie, fijar el antepié.	Músculos intrínsecos del pie.	Aductor del dedo gordo.
			Tendones largos del pie.	Tibial posterior; flexores de los dedos.
	Desacelerar el musculo; prepararse para la oscilación.	Flexores de la cadera (Contracción excéntrica).	Lliopsoas; recto femoral.	
Fase de oscilación.	Oscilación inicial.	Acelerar el musculo; variar la cadencia.	Flexores de la cadera.	Lliopsoas; recto femoral.
		Separar el pie.	Flexores dorsales del tobillo.	Tibial anterior.
	Oscilación media.	Separar el pie.	Flexores dorsales del tobillo.	Tibial anterior.
	Oscilación terminal.	Desacelerar el muslo.	Extensores de la cadera.	Glúteo mayor, Isquiotibiales.
		Desacelerar la pierna.	Flexores de la rodilla.	Isquiotibiales.
		Posición del pie.	Flexores dorsales del tobillo.	Tibial anterior.
		Extender la rodilla para posicionar el pie (control del zancada).	Extensores de la rodilla.	Cuádriceps femoral.

1.1.7 Biomecánica del miembro inferior.

Los miembros inferiores absorben el peso del cuerpo superior a través de la columna vertebral, la cual les transfiere el peso centralmente por medio de los huesos Sacro e ilion, los cuales dividen el peso a cada uno de los huesos fémures de los miembros inferiores [6]. (Fig. 9).

Capítulo I.

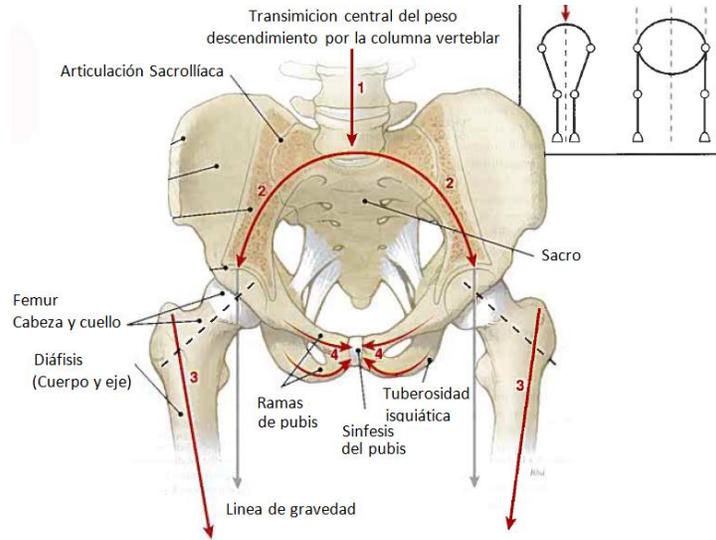


Figura 9: Distribución de carga en los miembros inferiores [6].

Como se observa en la figura 10 el hueso fémur se encuentra con una inclinación a la que se le denota Q , dicha inclinación permiten un mejor equilibrio en el ser humano en la bipedación. La inclinación Q varía entre hombres y mujeres, debido a que las mujeres tienden a tener caderas más anchas que los hombres, pero aun así el ángulo Q tiene aproximadamente 17° grados en promedio, si la variación es mucha ya sea por arriba o por debajo de dicha inclinación, eso significaría que se presenta en el individuo una deformación que afectará la articulación de la rodilla. La tibia y peroné son huesos que se encuentran de forma vertical por lo general, de no ser así, eso significa que hay deformación en la articulación de la rodilla, las deformaciones afectan en el hecho de que las personas no puedan realizar actividades deportivas de alto rendimiento o que no soporten estar paradas mucho tiempo.

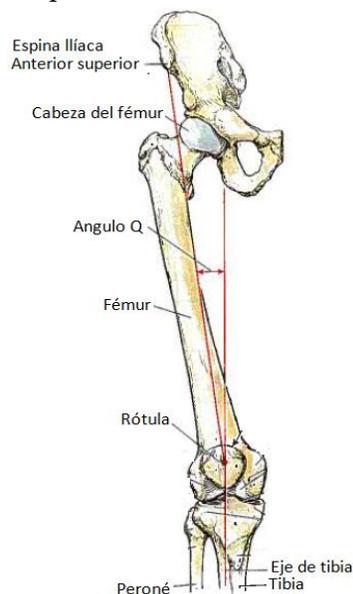


Figura 10: Hueso femoral [6].

Capítulo I.

En la figura 11 se muestran las áreas del pie que soportan el peso corporal, al estar parados o al desplazarse. Los dos círculos más grandes que se muestran en el pie de la figura 10, son las áreas en las que recae el 100% del peso corporal, casi igual entre el antepié y retropié. Los demás círculos más pequeños representan a los huesos metatarsianos, huesos o zonas que se encargan del equilibrio del ser humano al estar parado, al caminar o al correr.



Figura 11: Distribución del peso en el pie [6].

1.1.8 Personas diabéticas y sus cuidados en las extremidades.

La Diabetes Mellitus es una enfermedad crónica que afecta un alto porcentaje de la población en México, se calcula que a un 7% de la población. El 80% de las amputaciones mayores de miembros inferiores, se realiza en pacientes diabéticos [8]. Las personas con diabetes tienen un riesgo significativamente mayor de amputación en sus miembros inferiores con respecto a las personas normales. Los procedimientos de amputación son unas 15 veces más frecuentes entre las personas con diabetes, que entre las personas normales.

El riego sanguíneo inadecuado y la infección en los diabéticos pueden degenerar a osteomielitis y gangrena. Muchas personas con diabetes que son sometidas a la amputación de una extremidad inferior tienden a perder la pierna contralateral a los pocos años, aproximadamente a los 5 años. Esto ocurre no sólo por la neuropatía periférica y la enfermedad vascular periférica, sino también porque la pierna que les queda, soporta una mayor presión arterial que les genera con el tiempo ulceraciones e infecciones.

Los diabéticos tienen una frecuencia más alta de infecciones en sus extremidades o muñones y además presentan alteraciones en la cicatrización de heridas lo que incrementa su riesgo, esto último se debe por la pérdida de la inmunidad a los microorganismos ajenos del cuerpo, razón por lo que deben de evitar heridas en las

Capítulo I.

extremidades inferiores. Los microorganismos más frecuentes en las infecciones del pie o extremidad del diabético corresponden al estafilococo coagulasa tanto negativo como positivo y en menor proporción el estreptococo. La mayoría de las infecciones son polimicrobianas. Más de 50% de las úlceras infectadas contendrán bacilos gram negativos aeróbicos, y 50% de las úlceras también albergarán especies anaeróbicas. Debido a que la infección en el pie o extremidad diabético es polimicrobiana, propicia que se pueda desarrollar gangrena húmeda sinergista rápida y progresiva, que de no tratarse oportunamente en el diabético puede resultar fatal para el diabético.

A continuación se muestra en la figura 12, la evolución de una úlcera de pie, hasta llegar a ser gangrena.

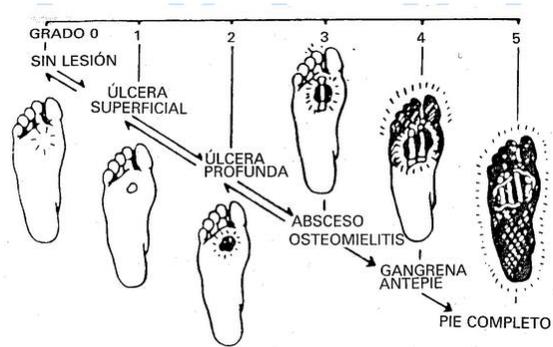


Figura 12: Evolución de una úlcera, hasta llegar a ser gangrena [8].

Prevención para salvar el pie diabético y para evitar gangrena en los muñones de los diabéticos:

- Evitar el enrojecimiento del muñón o pie por uso de zapatos o prótesis para evitar en el futuro la irrigación de la zona enrojecida.
- Evitar el ajuste excesivo del zapato o de la prótesis para evitar rozaduras.
- Evite el uso de prótesis rígidas.
- Evitar rozaduras por el exceso de uso de zapatos o prótesis incómodas.
- Evitar ampollas en las extremidades.
- Prevención de úlceras en las extremidades.
- Realizar el tratamiento de úlceras de forma rápida y adecuada con un médico.
- De forma periódica vigilar en el muñón o pie que no tenga arañazos o cortes.
- Mantener siempre la prótesis en buenas condiciones. Asegurar que la alineación y el encaje sean correctos. Un ajuste adecuado reducirá las zonas de presión y dolor al caminar.

1.2 Prótesis de tobillo.

Las prótesis de tobillo son las que cubren la necesidad de la articulación de dicha parte del cuerpo humano juntamente con las del pie. Algunos de los trabajos encontrados en la literatura sobre prótesis a nivel tobillo se presentan a continuación.

Pinilla [9] explicó, cómo logró recrear los principales movimientos del tobillo en el plano sagital a lo largo de la marcha humana. Pinilla realizó un estudio de la anatomía, fisiología y biomecánica del pie y de los movimientos de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha, logrando el desarrollo de un modelo matemático, de la articulación del tobillo a lo largo del ciclo de la marcha humana. El modelo matemático está basado en la metodología de la Dinámica Lagrangiana, el modelo que obtuvo permite conocer posiciones, velocidades, aceleraciones, fuerzas y torques en el tobillo, el modelo matemático se muestra en la (Fig. 13).

$$\begin{bmatrix}
 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -l_2 \sin(q_3) & l_2 \cos(q_3) \\
 0 & 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -l_3 \sin(q_2) & l_3 \cos(q_2) \\
 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_3 \sin(q_5) & -l_3 \cos(q_5) \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & l_2 \sin(q_6) & -l_2 \cos(q_6) \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1
 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_{44} \\ T_{33} \\ T_{22} \\ R_{x1} \\ R_{y1} \\ R_{x2} \\ R_{y2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_2 \\ Q_3 \\ Q_4 \\ Q_{44} \\ Q_{33} \\ Q_{22} \\ Q_{55} \\ Q_{66} \\ K^* Q_{55} \\ K^* Q_{66} \end{bmatrix}$$

Figura 13: Matriz que modela el tobillo [9].

Posteriormente el autor desarrolló una herramienta computacional, para lo cual utilizó Matlab V7 y una cámara para obtener videogrametrias, esto último con la intención de calcular los parámetros cinemáticos del ciclo de la marcha, la aplicación requiere del ingreso de datos antropométricos del paciente como altura, peso, dimensiones del pie y del tobillo.

El diseño mecánico de la prótesis Pinilla se basó en el software SolidWorks, mediante el cual dimensionó e hizo análisis por elemento finito para un prototipo. Adicionalmente evaluó las fuerzas y los torques aplicados en el tobillo en función del tiempo, lo cual permite la obtención y análisis de los valores críticos de esfuerzos del emulador, posteriormente el diseño se fabricó y se adaptó a un paciente. El diseño final, es el emulador de tobillo que se muestra en la (Fig. 14).



Figura 14: Prótesis de tobillo [9].

Capítulo I.

Finalmente valido el prototipo con dos videogrametrias, en un primer caso se estudió la marcha de un individuo que utilizó una prótesis comercial, en el segundo caso se estudió al mismo individuo utilizando la prótesis propuesta por Pinilla. Los datos arrojados en ambas videogrametrias se compararon con los datos brindados por Winter [10]. Y como resultado se obtuvo que el prototipo de Pinilla arroja en la videogrametria datos idénticos o muy parecidos a los datos brindados por Winter, en cuanto a velocidades, ángulos y torques del tobillo de una marcha normal.

En la tabla 4 se muestran las ventajas y desventajas de los criterios de diseño del emulador de prótesis de tobillo Y posteriormente se enlistan los criterios extraídos del diseño del emulador de tobillo.

Tabla 4: Ventajas y desventajas del emulador de prótesis de tobillo.

Ventajas	Desventajas
Bajo costo.	El diseño no permite uso de zapatos.
El diseño no contempla el socket, por lo que dicha prótesis puede ser apta para un diabético, con el socket adecuado.	La prótesis únicamente brinda movimiento en un plano anatómico (plano sagital).
Ligera.	
La prótesis de pie se pega a las dimensiones del sujeto en el que se probó.	
La prótesis se probó de forma física, y arrojó muy buenos resultados.	
La prótesis se justifica en un modelo matemático.	
Diseño simple.	

Criterios de diseño.

- Estabilidad.
- Tablas de A. Winter [10].
- Grado de libertad uno, solamente en el plano sagital.
- Modelo matemático del mecanismo.
- Respuesta igual a la natural durante la marcha.
- Ligera.
- Cómoda.

En la figura 15 se muestra el prototipo de prótesis propuesto por Parra [11] donde se muestra el desarrollo de una prótesis de pie-tobillo que permite a los discapacitados utilicen la misma energía metabólica en la marcha que la de un pie sano, debido a que la prótesis absorbe por medio de un resorte la energía que se genera durante el impacto del tobillo con el suelo y por medio de un actuador (motor) aprovecha la energía, para posteriormente ayudar al individuo en el despegue del pie con el suelo, de esta forma evita

Capítulo I.

la pérdida excesivas de energía metabólica en el individuo, siendo esto último muy importante, ya que un discapacitado con una prótesis ordinaria utiliza entre un 10% a 40% más de energía metabólica que una persona normal, esto último dependiendo del tipo de prótesis, debido a que por lo general las prótesis de miembro inferior son pasivas.



Figura 15: Prótesis de tobillo [11].

En la tabla 5 se muestran las ventajas y desventajas de los criterios de diseño de la prótesis de tobillo, propuesta por Parra. Posteriormente se muestran los criterios de diseño del emulador.

Tabla 5: Ventajas y desventajas del prototipo de prótesis de tobillo.

Ventajas	Desventajas
La prótesis tiene control.	Caro.
Aprovecha la energía que se genera al caminar, y no demanda energía extra al individuo.	A la prótesis le hace falta diseño de detalle.
Es estable.	Sobrepasa el peso de la extremidad.
Reproduce los movimientos en los distintos planos anatómicos como un tobillo.	No permite el uso de zapatos.
Es innovador.	
Permite caminar sin restricciones.	
El diseño no contempla el socket, por lo que dicha prótesis puede ser apta para un diabético, con el socket adecuado.	

Criterios de diseño.

- Estabilidad.
- Almacenamiento de la energía al caminar.
- Control (retroalimentación).
- Dimensiones.
- Grados de libertad iguales a los de un tobillo de un individuo.

Rodríguez [12] presenta una forma genérica de clasificar los requerimientos de diseño, que debe de satisfacer cualquier diseño de prótesis de extremidad humana:

-Funcionalidad.

-Seguridad.

-Durabilidad.

-Económico.

-Instalación.

-Espaciales.

-Apariencia.

Capítulo I.

El resultado final del trabajo, fue una prótesis de tobillo-pie, dirigida a pacientes con amputación a nivel tobillo o transtibial, integrada por sistemas electro-mecánicos que reproducen las principales funciones del sistema tobillo-pie durante las distintas fases del ciclo de la marcha humana, donde la plantilla por su diseño y material de fabricación juntamente con el resorte, permiten brindar la adecuada potencia al individuo en la etapa de despegue durante la marcha, de esta forma casi igualando la utilización de energía metabólica que la de un pie normal. También se menciona que los materiales de la plantilla de la prótesis son cruciales, para permitir las deformaciones que demande el movimiento del pie, por lo que la plantilla está fabricada con fibra de carbono y kevlar.

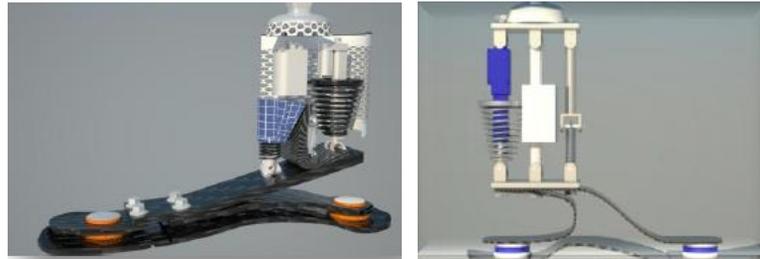


Figura 16: Prótesis de tobillo [12].

La prótesis es apta para personas de 36 Kg a 92.5 Kg y con dimensiones específicas de pie (Fig. 16). Resulta ser un buen diseño porque es ligera y reproduce los movimientos del pie de forma natural. Se utilizó la metodología de las matrices de Pugh para llegar a dicho diseño.

En la tabla 6, se muestran las ventajas y desventajas de los criterios de diseño de la prótesis de tobillo, propuesta por Rodríguez. Posteriormente se muestran los criterios de diseño del emulador.

Tabla 6: Ventajas y desventajas de la prótesis de tobillo

Ventajas	Desventajas
Reproduce los movimientos de un pie.	La prótesis no tiene control.
Económica.	Es limitada en sus dimensiones.
Ligera.	No permite el uso de zapatos.
Es estable.	No es estética.
Está fabricada de materiales adecuados.	
La vida útil de la prótesis es larga y asegurada por un estudio.	
El diseño no contempla el socket, por lo que dicha prótesis puede ser apta para un diabético, con el socket adecuado.	

Criterios de diseño.

- Prótesis Ligera.
- Estabilidad al estar parado.
- Estabilidad en la marcha.

Capítulo I.

- Aprovechar la energía de la marcha.
- Apego a las dimensiones del sujeto.
- Propiedades de materiales.
- Económico.
- Cómoda.
- Larga vida útil de la prótesis.

1.3 Prótesis a nivel transtibial

Las prótesis a nivel transtibial son las prótesis que se encuentran por arriba del tobillo y por debajo de la rodilla, que cuentan con la articulación del tobillo y de un eslabón que se ajusta al muñón femoral. Molina [13] describe la articulación del tobillo con respecto a cada uno de los planos anatómicos del cuerpo humano desde un punto de vista biomecánico. También explica la importancia de la articulación del tobillo para la estabilidad en las distintas actividades que realiza un hombre de forma cotidiana, como caminar, pararse, sentarse, subir escaleras entre otras actividades.

El objetivo de este trabajo fue determinar las variables involucradas en la marcha humana tanto de personas sanas como de personas con prótesis transtibial, y de esta forma brindar información para el diseño de prótesis, en cuanto a fuerzas de carga, torques, velocidades y ángulos en el tobillo, rodilla y cadera. Se utilizó el sistema de Vicon Plug-in Gait, que consiste en marcadores que generan trayectorias a lo largo de la marcha y que se extraen por medio de la videogrametría (fig. 17).



Figura 17: Método de Vicon Plug-in Gait [13].

En la tabla 7 se muestran las ventajas y desventajas de la metodología de Vicon Plug-in Gait, para recabar información de la marcha humana. Posteriormente se muestran los criterios del emulador, bajo los cuales fue diseñado.

Tabla 7: Ventajas y desventajas del método de Vicon Plug-in Grain.

Ventajas	Desventajas
Brinda información sintetizada, en tablas y gráficas sobre, torques, velocidades y ángulos del ciclo de la marcha humana.	No desarrollaron ningún modelo matemático, que modelará la marcha humana.

Capítulo I.

Relaciona las variables involucradas en la marcha, en la manera en cómo se afectan unas con otras a lo largo de la marcha.	En base a sus resultados, no nos dice cuáles son las mejores prótesis existentes.
Las tablas y gráficas que nos brinda el autor resultan ser una herramienta al momento de diseñar prótesis de tobillo [6].	Hay Información que obtuvieron de forma empírica o por medio de ensayo y error.
Nos brindan métodos para recabar datos de la marcha humana. Como es la videograbación.	

Criterios de diseño que establece.

- Estabilidad.
- Cinemática de la marcha de cada individuo.
- Flexión del pie, a lo largo de la marcha.
- Las cargas en las articulaciones del miembro inferior.

Valencia [14] diseñó y construyó una prótesis de pie a nivel transtibial, para discapacitados, con deseos de practicar algún deporte que involucrara la acción de correr. El objetivo del diseño es aprovechar la energía que se genera al caminar o correr al momento del impacto entre la prótesis y el suelo, para posteriormente aprovechar dicha energía para la propulsión, acción que una pierna sana no aprovecha de forma natural.



Figura 18: Prótesis Flex-foot [14].

La prótesis mostrada en la figura 18 se diseñó y construyó en su totalidad, utilizando el proceso de fundición. También Valencia presentó el plan de producción por lote y resultó que fabricar la prótesis tendría un costo de \$1050 pesos mexicanos, resultando accesible a los discapacitados a nivel transtibial. También la prótesis resulto ser funcional y ligera. El problema al que se enfrenta el diseño de prótesis Flex foot, es conocer las dimensiones del muñón de cada uno de los pacientes, para fabricar el socket adecuado a cada uno de los individuos que la requiera, motivo que limita la producción de las prótesis por pieza y no por lote como desearía Valencia.

En la tabla 8 se muestran las ventajas y desventajas del diseño de la prótesis flex foot. Posteriormente se enlistan los criterios de diseño de la prótesis.

Tabla 8: Ventajas y desventajas de la prótesis flex-foot.

Ventajas	Desventajas
El diseño de la prótesis se respalda en cálculos matemáticos.	No se conoce la vida útil, de la prótesis.

Capítulo I.

Totalmente mecánico y funcional.	No se le hicieron pruebas mecánicas al prototipo.
Ligera y fácil de colocar.	No se conoce el factor de seguridad de la prótesis.
Brinda estabilidad.	No dicen la masa que es capaz de soportar.
Hay un plan de rehabilitación, en conjunto con la prótesis.	El diseño del socket es demasiado rustico, no contempla a personas con diabetes.
La prótesis permite deformación al caminar y correr.	No permite el uso de calzado.
Tiene un modelo de costos al fabricarse por lote. Económica 1050 pesos.	

Criterios de diseño.

- Estabilidad.
- Módulo de elasticidad.
- Aprovechamiento de la energía de la marcha, al caminar o correr.
- Fácil de colocar.
- Económica.
- Ligera.
- Permite caminar y correr al discapacitado.

1.4 Prótesis de rodilla.

Hasta ahora los diseños protésicos de rodilla, no permiten al discapacitado sentarse, pararse, subir o bajar escaleras de forma natural, debido a la falta de un actuador que genere los mismos torques de los que es capaz de producir la rodilla, con tan poco espacio y con tan poca masa. Este apartado se iniciará con el diseño de un mecanismo para una prótesis de rodilla, la cual sólo cumple con un tipo de movimiento que es el de flexión y extensión con respecto al plano sagital. Pero más allá del mecanismo de rodilla propuesto, la importancia de este trabajo se encuentra en que Lugo [15] brinda métodos para eficientar el diseño de mecanismos, que se desea igualen el comportamiento de las articulaciones de las extremidades del cuerpo humano, como la rodilla. El diseño de rodilla que se propone en este trabajo no es más que un ejemplo, en el que el autor pone en práctica las metodologías que propone para diseñar mecanismos, (Fig. 19).

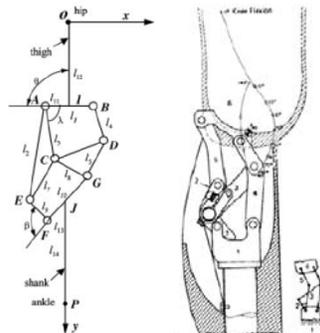


Figura 19: Mecanismo de rodilla (flexión y extensión) [15].

Capítulo I.

El diseño del mecanismo de rodilla de la figura 19 se sustenta en los siguientes métodos matemáticos (Síntesis de mecanismos, métodos numéricos entre otros) o de inteligencia artificial (algoritmos genéticos, lógica difusa y redes neuronales). Todos los métodos mencionados anteriormente tienen la finalidad de sintetizar mecanismos con menor número de eslabones y con las dimensiones apropiadas, además de dar la cinemática de la articulación que se esté diseñando.

En la tabla 9 se muestran las ventajas y desventajas de los métodos para síntesis de mecanismos, propuestas por Lugo. Posteriormente se muestran los criterios de diseño de los métodos.

Tabla 9: Ventajas y desventajas de los métodos para la síntesis de mecanismos.

Ventajas	Desventajas
Brindan muy buenos métodos de diseño y de síntesis de mecanismos.	El diseño sólo queda como un diseño conceptual.
Se muestran las metodologías a manera de receta, muy simples de entender.	El autor no hace uso de ningún software, para simular y validar su diseño.
Los métodos aseguran un buen diseño en cuanto a movilidad.	El diseño de rodilla mostrado solo es bidimensional.

Criterios de diseño.

- Diseños que se apeguen a la biomecánica de la rodilla en el plano sagital.
- Prótesis de rodilla con un sólo grado de libertad.
- Que la articulación este conformada por mecanismos de eslabones.
- Dimensiones de los eslabones.

Por último Andrade [16] no diseñó ningún tipo de prótesis, sólo realizó una extensa investigación de prótesis de rodillas y las comparó, exponiendo las ventajas y desventajas de cada una de las prótesis que revisó. El autor brinda consejos sobre qué criterios de diseño tienen más peso con respecto a otros, o que criterios sacrificar en un momento crucial al tomar alguna decisión sobre el diseño de alguna prótesis de rodilla. Por ejemplo explica que la funcionalidad de una prótesis es más importante que el criterio de masa.

Andrade explica que el diseño de una prótesis mecánica-electrónica, implica de conocimientos multidisciplinarios, entre las ciencias de la ingeniería y las ciencias biológicas entre otras. Y que Cada persona necesita una prótesis personalizada, debido a los distintos tipos de lesiones que puedan tener en la extremidad o debido a las distintas morfologías de cada una de las personas. (Fig. 20)

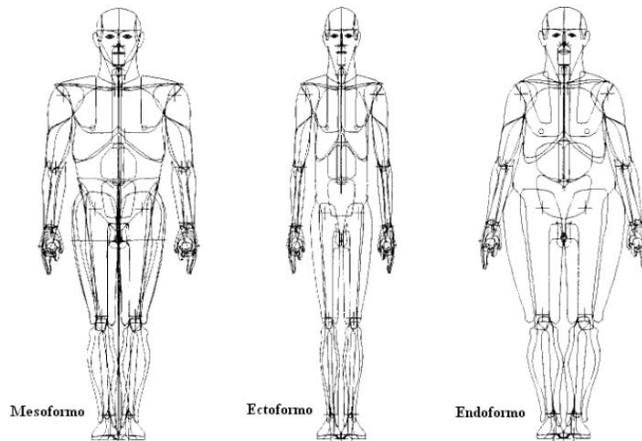


Figura 20: Morfologías en personas [16].

En el siguiente listado se muestran los criterios de diseño que propone Andrade para las prótesis de miembro inferior, después de la investigación que realizó.

Criterios de diseño que menciona el autor.

- Material adecuado para prótesis.
- Prótesis adecuadas a la masa del individuo.
- Que la prótesis contenga control.
- Económica.
- Que la prótesis se apegue a la anatomía de cada sujeto.
- La prótesis brinde estabilidad.
- Prótesis cómodas.
- Nivel de respuesta iguales a las naturales de la rodilla.
- Que la prótesis se apegue a distintas velocidades de marcha.

1.5 Prótesis a nivel transfemoral.

Las prótesis a nivel transfemoral son las que abarcan las articulaciones del pie, tobillo y rodilla; y que se colocan en el muñón que se encuentra por debajo de la articulación de la ingle y por arriba de la articulación de la rodilla. El estudio de las prótesis a nivel transfemoral, se iniciará con el diseño del prototipo neumático de pierna biónica que realizó Hernández [17] el cual es un diseño no funcional, pero si demostrativo. El diseño de tal prótesis se dividió en tres articulaciones que son la principales de la pierna: rodilla, tobillo y en la flexión de los dedos del pie (Fig. 21).

Capítulo I.



Figura 21: Prótesis de pierna neumática [17].

Como se puede apreciar la prótesis de pierna neumática, se diseñó, fabricó, programó y probó. La importancia de este trabajo se encuentra en la reproducción de la cinemática de la marcha humana, con los ángulos correctos en los tiempos adecuados en las articulaciones de la rodilla, tobillo y pie, la programación de las articulaciones se utilizó un PLC.

En la tabla 10 se muestran las ventajas y desventajas de los criterios de diseño de la prótesis de pierna neumática, propuesta por Hernández. Posteriormente se muestran los criterios de diseño del emulador.

Tabla 10: Ventajas y desventajas del prototipo de miembro inferior neumático.

Ventajas	Desventajas
Se presentan los ángulos del miembro inferior en las distintas etapas del ciclo de la marcha de forma muy estructurada.	En el diseño no se hizo un análisis de fuerzas y cargas.
El diseño es demostrativo pero funcional a nivel de reproducción del comportamiento de una pierna a lo largo de la marcha. Es decir el prototipo reproduce la cinemática de la marcha humana.	La prótesis no contempla la colocación entre la prótesis y el muñón del paciente.
Simula de forma real las articulaciones, a lo largo de una marcha hacia delante.	La prótesis solo se enfoca en los movimientos de la pierna con respecto al plano sagital.
Solo es un diseño de configuración demostrativo.	El diseño propuesto es neumático, por lo que necesita de un compresor y eso lo hace poco práctico.
Económico.	

Criterios de diseño.

- Biomecánica de la pierna.
- Económico.
- Prótesis Neumático.
- Prótesis con Control automático.

Capítulo I.

- Funcionalidad.
- Reproducir los movimientos de la marcha humana.

Puglisi [18] explica que las prótesis robóticas que existen en la actualidad aún tienen muchos retos a superar, como son: ser económicas, ligeras, que contengan retroalimentación con el individuo de forma continua, que un sólo diseño de prótesis permita al paciente realizar distintas actividades, casi como las piernas mismas lo permiten.

La prótesis Propio Foot es una prótesis de miembro inferior inteligente, que es capaz de mapear por medio de sensores el terreno en el que se encuentra y así ayudar al individuo en la marcha o actividad que esté realizando. Y por medio de un actuador permite adoptar el torque necesario según la actividad, para permitir el equilibrio y velocidad adecuada de la prótesis a lo largo de la marcha humana, esto último acoplándose al terreno en el que se encuentre desplazándose el individuo.

La prótesis Propio foot está diseñada para absorber mediante resortes la energía que se genera en la marcha en la etapa de contacto del talón con el suelo, para posteriormente usar tal energía en el despegue de la prótesis del suelo. La prótesis Propio foot fue innovadora en el tema interface-usuario, por medio de un sensor auditivo que permite al usuario saber la velocidad con la que está caminando, esto último siendo posible por el tipo de sonido que genere la prótesis.

Se presenta en la figura 22 la prótesis Propio foot, la cual es adecuada para personas que tienen sólo una pierna amputada a nivel tobillo, tibia, rodilla o a nivel transfemoral, ya que dicha prótesis se adapta a los niveles de amputación ya mencionados, también es requisito que el usuario no sobrepasar los 100 Kg.



Figura 22: Propio foot [18].

En la tabla 11 se muestran las ventajas y desventajas de los criterios de diseño de la prótesis Propio foot, propuesta por Puglisi. Posteriormente se muestran los criterios de diseño del emulador.

Tabla 11: Ventajas y desventajas del prototipo de prótesis Propio foot.

Ventajas	Desventajas
Reconocimiento del terreno por medio de sensores.	Costo elevado.
Control de la frecuencia del torque, según la etapa de la marcha en el que se encuentre.	El peso sobrepasa el de la extremidad perdida.
Aprovechamiento de la energía que se genera al caminar.	
Es inteligente la prótesis.	
Reproducción de la marcha humana.	
Interface de sonido, para reconocer la velocidad con la que se está caminando.	
No requiere información mioeléctrica del usuario.	

Criterios de diseño

- Dimensiones iguales a los del miembro faltante.
- Velocidad y torque adecuados según la etapa de la marcha en la que se encuentre.
- Retroalimentación con el usuario por medio de un interface auditivo.
- Frecuencia de torque correcto según la acción que demande el movimiento.
- Que encuentre por si misma el apoyo correcto.
- Mapeo del terreno en él se desplaza la prótesis.
- Económica.
- Adsorber la energía del tobillo en la marcha para disminuir malgaste metabólica.
- Igualar la velocidad de caminado con el de una persona normal.
- Estabilidad.

Por ultimo Herr[19] uno de los pioneros más importantes en el desarrollo de prótesis Mecatrónicas de miembro inferior, ha dedicado su vida al estudio de los miembros inferiores en sus diversas actividades, como es su uso para caminar, para correr, para escalar, para bailar entre otras actividades. Así también, ha estudiado cómo es que funcionan biológicamente y mecánicamente los miembros inferiores a lo largo de las diversas actividades para los cuales se les utiliza, además ha estudiado la forma en como impactan los miembros naturales y protésicos inferiores con el resto del cuerpo humano, es decir, si una persona tiene un pie más largo que otro, o si una prótesis biónica es más ligera o pesada con respecto al órgano original faltante.

Las prótesis biónicas que desarrolla Herr son Mecatrónicas, porque dichas prótesis son mecánico-electrónicas, las cuales incluyen un software que les permite ser inteligentes, ya que dichas prótesis encuentran el equilibrio por si mismas en cualquier terreno, debido a que las prótesis pueden interactuar con el ambiente por medio de sensores y actuadores. El problema de dichas prótesis es que son caras y no contienen un mecanismo que le permitan al usuario sentarse y pararse de forma natural. En la figura 23, se muestra la evolución de los diseños de prótesis de Herr a lo largo de su trayectoria. Una ventaja que tiene este diseñador, es que él, es su mismo usuario, de los prototipos de prótesis que diseña.

Capítulo I.



Figura 23: Evolución de la prótesis de Herr [19].



Figura 24: Hung Herr [19].

De las patentes y diseños de prótesis que ha realizado Herr, en la tabla 12 se muestran las ventajas y desventajas de los diseños de Herr con respecto al resto de prótesis ya existentes.

Tabla 12: Ventajas y desventajas de los prototipos de miembro inferior de Hung Herr.

Ventajas	Desventajas
La prótesis biónica se apega a la anomia del cuerpo humano.	Aún no están disponibles para el mercado.
Las prótesis devuelven la simetría a las personas.	Dichas prótesis biónicas solo están diseñadas para pacientes en específico, aun no son genéricas. Sólo son prototipos.
La prótesis recibe información del cuerpo humano por medio de pulsaciones musculares.	Son muy elevados los costos al diseñar una de estas prótesis biónicas.
Recibe información del entorno por medio de sensores e interactúa con el ambiente por medio de actuadores.	Aun no son estéticas, con respecto al cuerpo humano.
Cuenta con un software que le brinda estabilidad al paciente y al mecanismo de la prótesis.	Les hace falta más implementación en el área de las mioseñales.
El software se puede ir mejorando cada vez más.	Les hace falta los sentidos de tacto y de sensación.
El diseño de la prótesis toma en cuenta dimensiones y masas.	Se desconoce si son cómodas o incómodas las prótesis.
Las prótesis biónica malgastan la misma energía metabólica que la de una extremidad inferior, a lo largo de la marcha.	Durabilidad de las baterías 4 horas.
La respuesta de las prótesis biónicas es casi igual a las naturales (biológicas).	Con estos prototipos de prótesis biónicas no se puede usar zapatos.
Las prótesis son manufacturadas con materiales inteligentes.	
Este tipo de prótesis biónica, permite correr, caminar, agacharse, sentarse, pararse, entre otras.	

Capítulo I.

Criterios de diseño

- Estabilidad (Equilibrio).
- Grados de libertad iguales a los grados que ofrece una pierna biológica.
- Masa y dimensiones iguales a las de la pierna perdida o faltante.
- Regresar la simetría del individuo.
- Ahorro de la energía metabólica por parte del paciente.
- Marcha igual a la natural del humano (velocidades iguales).
- Permitir las actividades con las que un ser humano se desarrolla plenamente a diario.
- Permitir que el miembro mutilado y prótesis luzcan como unos solo.
- Torques en las articulaciones aunque no iguales a la del miembro perdido o faltante.

1.6 Metodología de diseño.

En la figura 25 se muestra el diagrama de la metodología de diseño de Ulrich [5] que se utilizará, para generar la propuesta de diseño de prótesis biónica, para miembro inferior a nivel transfemoral. En el capítulo II se desarrollará esta metodología y se explicará con mayor detalle.

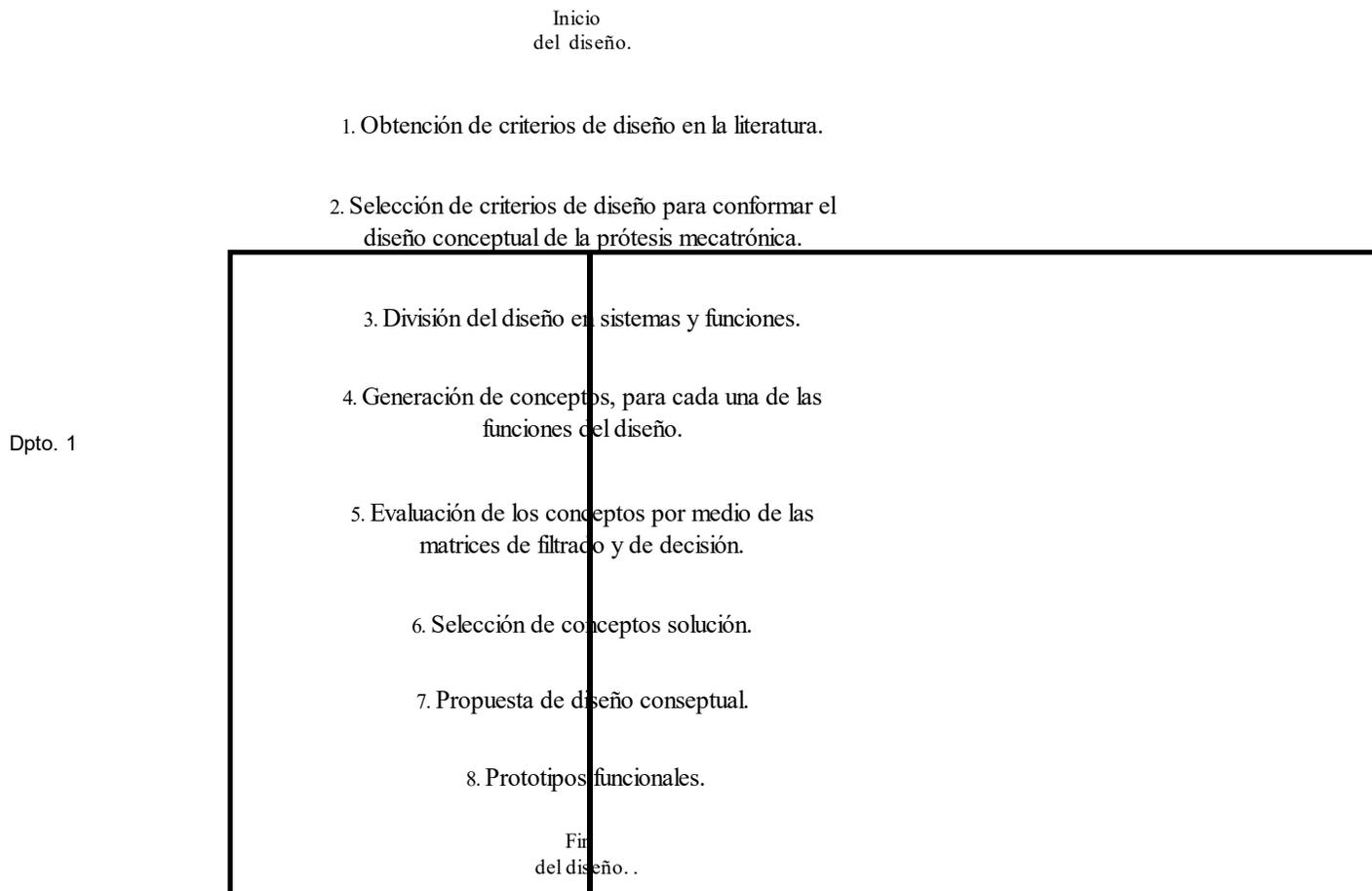


Figura 25: Proceso de generación de propuesta de diseño de prótesis mecatrónica para miembro inferior.

Capítulo II

Diseño conceptual.

En este capítulo se seguirá la metodología de diseño de Ulrich [5]. Primero se clasificarán y definirán los *criterios de diseño* obtenidos del capítulo I a manera de satisfacer los objetivos planteados para este trabajo, posteriormente se seleccionarán y justificarán aquellos que conformarán el diseño de la prótesis a diseñar para miembro inferior, para cada criterio seleccionado se establecerá una o varias métricas. El diseño de la prótesis, se segmentará en *sistemas* los cuales se plantearán por medio de funciones. Para cada función de cada sistema se propondrán varias soluciones y por medio de las matrices de filtrado y de decisión se evaluarán los conceptos, obteniendo al final de la evaluación las tecnologías o principios que conformaran la propuesta de diseño de prótesis mecatrónica para miembro inferior.

2.1 Criterios encontrados en la literatura.

Los criterios según la metodología de Ulrich [5] son obtenidos por lo general de una investigación basada en encuestas y entrevistas. Pero para este caso en particular, los criterios se obtuvieron de una investigación basada en la literatura. El resultado de la investigación, se muestra en la tabla 13, donde se ha propuesto clasificar a los criterios obtenidos como primarios y secundarios.

Los criterios primarios se definen como los criterios generales que debe de satisfacer el diseño de prótesis para miembro inferior, y los criterios secundarios, son los que delimitan de una forma puntual a los criterios primarios. En la tabla 13 se han definido cada uno de los criterios secundarios.

Tabla 13: Clasificación de los criterios de diseño.

CRITERIOS PRIMARIOS	CRITERIOS SECUNDARIO.	DEFINICIÓN.
Funcionalidad.	Equilibrio.	Coordinación dinámica para el mantenimiento adecuado de las posiciones de las articulaciones de la pierna para poder encontrar el apoyo correcto y no caerse.
	Estabilidad.	Habilidad para mantener la estabilidad mientras se pasa de un estado dinámico a un estado estático.
	Respuesta de acción aferente.	Contracción y relajación de los músculos cuádriceps y bíceps femoral para dar instrucción de acción a la prótesis.
	Tiempo de respuesta.	Tiempo en el que se capta la señal de los músculos cuádriceps y bíceps femoral y se procesara e enviara la señal a los actuadores correspondientes de la prótesis.
	Movilidad.	Capacidad para desplazar un segmento protésico o parte a través de una trayectoria, manteniendo la integridad de las estructuras biónicas implicadas.
	Sensibilidad.	Capacidad de percibir cualidades de los objetos y medios.

Capítulo II.

	Ahorro de energía metabólica.	Eficiencia en el ciclo de marcha humana, a través de la recuperación de la energía que se libera de forma natural en la marcha humana.
	Retroalimentación.	Capacidad del individuo para que controle la prótesis y que la prótesis brinde información al discapacitado sobre su estado en tiempo real.
	Frecuencia adecuada de torque.	Lectura de señal mioeléctrica y caracterización de la lectura para que entregue una modulación de bando de ancha de torque en las articulaciones.
	No dañar los objetos.	No rasgar o romper las prendas con las que este en contacto.
	No dañar al individuo.	Recubrimiento que evite enrojecimientos, rozaduras o rasguños en la piel del individuo.
	Caminar a diferentes velocidades.	Adoptarse al ritmo de movilidad de la marcha de la pierna colateral completa, teniendo dirección y sentido.
	Sentarse y levantarse de un asiento.	Actuar de forma activa en la acción que implica sentarse y pararse.
	Subir y bajar escaleras.	Actuar de forma activa en la acción de movilidad que implica subir y bajar escaleras adoptando el ritmo de movilidad de la pierna colateral, siempre teniendo dirección y sentido.
	Apta para personas con diabetes.	Contemplar los cuidados pertinentes de la zona de contacto entre el muñón y la prótesis.
	Cómoda.	Capacidad de brindar bienestar al individuo por medio del uso de la prótesis.
	Inteligencia artificial.	Capacidad de la prótesis de actuar por si misma bajo ciertas circunstancias. Con la finalidad de mantener estabilidad.
	Baterías que rindan.	Rendimiento energético eficiente.
Costo.		Lograr que la prótesis sea accesible económicamente.
Segura.	Propiedades de los materiales.	Materiales con alta resistencia, baja densidad y que no se corroan entre otras propiedades, con la finalidad de lograr alta durabilidad del prototipo.
	Material compatible con el cuerpo.	Materiales que al estar en contacto con la piel, no generen alergias o efectos negativos en la piel a corto o largo plazo.
Durabilidad.	Vida útil.	Tiempo de utilidad del producto bajo ciertas condiciones de uso.
	Mantenimiento.	Acciones para alargar la vida útil de la prótesis.
Colocación.		Tiempo que le lleva al discapacitado ponerse la prótesis.
Espaciales.	Masa de la prótesis.	Cantidad de materia que conformará la prótesis.
	Volumen.	Dimensiones de forma de la prótesis con respecto a la extremidad colateral.
	Antropomórfica.	Dimensiones escalares detalladas, bajo las cuales debe de estar diseñada la prótesis.
Apariencia.	Estética.	Esencia de la prótesis por debajo de la ropa de ser el miembro natral.
	Simetría bilateral.	Prótesis físicamente parecida a la colateral por debajo de la ropa.
	Uso de zapatos.	Atendiendo fines estéticos y psicológicos del individuo discapacitado.
Manufactura.		Proceso de producción y de ensamble de los componentes mecánicos, electrónicos y de software de la prótesis.

2.11 Justificación de la selección de criterios.

Se diseñará un prototipo de prótesis mecatrónica para personas amputadas a nivel transfemoral, con o sin diabetes, con articulación inguinal funcional. A continuación se enlistarán y justifican los criterios que se seleccionarán para puntualizar el diseño de la prótesis mecatrónica a desarrollar.

1. Funcionalidad; Garantizar que la prótesis sea activa. Por ende los criterios secundarios deben de ser acorde a esta necesidad.

- **Estabilidad:** Garantiza que el individuo no caerá al permanecer en bipedación estática o móvil.

Capítulo II.

- **Respuesta de acción aferente:** Garantiza el procesamiento de la señal entre musculo-prótesis.
 - **Tiempo de respuesta:** Fija la naturalidad del movimiento.
 - **Movilidad:** Garantiza el desplazamiento de un individuo de un punto a otro.
 - **Retroalimentación:** Permitir la comunicación entre el individuo-prótesis.
 - **Ahorro de energía metabólica:** Garantiza al individuo caminar mayores distancias o pequeñas distancias sin cansarse.
 - **Marcha a diferentes velocidades:** Permitirá al individuo acoplarse a diferentes niveles de velocidad, según su necesidad.
 - **Sentarse y levantarse de un asiento:** Permite al individuo desplazarse de manera más cómoda, por ejemplo en el transporte público.
 - **Subir y bajar escaleras:** Permite al individuo desplazarse de manera más satisfactoria sin limitaciones, como en el metro o edificios.
 - **Apta para personas con diabetes:** La mayoría de los discapacitados de miembro inferior son diabéticos.
2. **Costo:** Conocer el precio de fabricación del prototipo de prótesis.
3. **Segura:** Asegurar el funcionamiento y uso de la prótesis.
4. **Durabilidad:** Asegurar el uso de la prótesis en un tiempo mínimo de uso.
- **Vida útil:** Asegurar que la prótesis funcionará de forma correcta por un periodo de tiempo.
 - **Mantenimiento:** Asegurar que la prótesis no sea desechable.
5. **Colocación:** Relevante para hacer práctica la vida del discapacitado.
6. **Espaciales:** Que la prótesis remplace de la mejor manera a la extremidad perdida.
- **Masa de la prótesis:** Cuidar la biomecánica de la cadera del individuo de malformaciones.
 - **Volumen:** Suplir la forma y las dimensiones de la extremidad perdida.
 - **Antropomórfica:** Lograr simetría entre la extremidad y la prótesis.
7. **Apariencia:** Reintegrar al individuo psicológicamente en la sociedad.
- **Estética:** Dar la impresión de ser la extremidad perdida o faltante.
 - **Uso de zapatos:** Dar naturalidad al diseño.
8. **Manufactura:** Con elementos comerciales y procesos convencionales de manufactura se tiene planeado fabricar un prototipo de la prótesis.

Capítulo II.

2.12 Métricas de los criterios seleccionados.

Las métricas según Ulrich *son aquellas que reflejan de una forma tan directa el grado en el que el producto satisficará las necesidades del cliente.* Para este trabajo de diseño protésico no se cuenta con un cliente en específico, por lo que se tomará como cliente a un hombre promedio de 40 a 50 años de la población mexicana de acuerdo a INEGI [20] de la zona centro, donde dicho hombre pesa 77.3 [kg] y mide 1.67 [m] de estatura.

1. Funcionalidad.

La prótesis a diseñar en el presente trabajo deberá tener uso protésico, es decir, podrá ser utilizada por una persona que le falte uno de sus miembros inferiores a nivel transfemoral. La prótesis permitirá al discapacitado caminar, subir y bajar escaleras, sentarse y pararse. La ingle funcional del individuo ayudará al individuo a realizar movimientos de abducción, aducción, extensión y flexión a nivel ingle, figura 26. Los grados de movilidad de la ingle, dependerán directamente del estado físico de los músculos del muñón y glúteos del individuo.

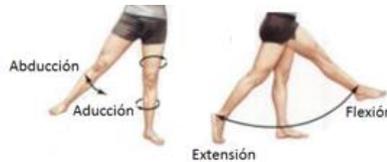


Figura 26: Movimientos en la ingle [6].

➤ Estabilidad:

Se evaluará por medio de 3 pruebas, la primera por medio de la capacidad del individuo de permanecer de pie con la ayuda de su pierna sana y con la ayuda de la prótesis colocada en su muñón. La segunda prueba consistirá en que el individuo pueda permanecer de pie únicamente apoyándose con la prótesis, mientras que su pierna sana esté en extensión hacia adelante. La tercera prueba constará en que el individuo camine en una superficie recta y no caiga al ser empujado por fuerzas externas.

➤ Respuesta de acción aferente:

La prótesis deberá de permitir al usuario lograr movimientos de flexión, extensión a nivel rodilla; movimientos de flexión dorsal y flexión plantar a nivel tobillo. El rango de los grados se muestra en la tabla 14. (Fig. 27).

Tabla 14: Movimientos protésicos.

Movimiento	Grados
Flexión de rodilla flexionada	0 a 125
Flexión con rodilla extendida	0 a 90
Extensión	0 a 15
Abducción	0 a 45
Aducción pura	0 a 30
Cuello del pie, dorsiflexión	0 a 20
Cuello del pie, plantiflexión	0 a 45-50

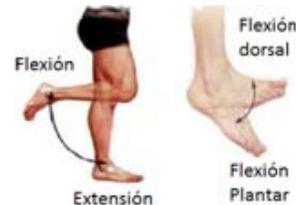


Figura 27: Movimientos de rodilla y tobillo que deberá de semejar la prótesis [6].

Capítulo II.

➤ **Tiempo de respuesta:**

Se refiere al tiempo en el que se procesará la lectura de las señales mioeléctricas de los músculos del muñón del discapacitado, tiempo que se pretende este en milisegundos.

➤ **Movilidad:**

La prótesis en la zona de la rodilla tendrá un grado de libertad (Flexión y extensión), mientras que el tobillo tendrá dos grados de libertad (flexión plantar y dorsal; eversión e inversión del tobillo) figura 28.



Figura 28: Movimientos que la prótesis debe de reproducir [6].

➤ **Retroalimentación:**

La prótesis recibirá información de la contracción y relajación de los músculos del muñón del individuo. El individuo recibirá información de la prótesis en tiempo real, sobre el funcionamiento y comportamiento de la prótesis.

➤ **Ahorro de energía metabólica:**

Un individuo de 70 Kg en promedio gasta 230 julios de energía metabólica por metro que camina. Así que se desea que el individuo que use la prótesis gaste en promedio 253 J/m, es decir 10% más de energía.

➤ **Marcha a diferentes velocidades:**

Reproducir en la prótesis los movimientos y velocidades de la extremidad colateral del individuo según cada una de las etapas del ciclo de la marcha humana.

➤ **Sentarse y levantarse de un asiento:**

Durante la acción de sentarse y pararse los miembros inferiores soportan la parte superior del cuerpo, la prótesis deberá de soportar de forma activa el 50% del peso de la parte superior del cuerpo, al sentarse o levantarse.

➤ **Subir y bajar escaleras:**

Al subir y bajar escaleras, hay dos etapas, una de apoyo doble y otra de apoyo simple. En la etapa de apoyo simple la pierna soporta al individuo para subir o bajar, en la etapa de apoyo doble el individuo se prepara para despegar uno de sus dos extremidades para subir o bajar, el apoyo doble también sirve para restablecer la estabilidad. Al subir o bajar escaleras se tomará lectura de posición, velocidades y aceleraciones de la extremidad colateral como datos de referencia para la prótesis.

➤ **Apta para personas con diabetes:**

Se pretende que la prótesis mejore la calidad de vida de las personas amputadas con diabetes, por lo que el área de contacto entre prótesis-muñón deberá de ser amoldable y blanda, además de estar fabricada de materiales adecuados para no

Capítulo II.

afectar la salud del diabético. La presión generada en la área de contacto entre muñón-prótesis deberá de ser uniforme. La Área de contacto deberá de ser transpirable y permitir ser limpiada de forma cotidiana.

2. Costo:

La prótesis a desarrollar, debe de igualar el costo de un producto comercial que sea alcanzable económicamente. Se propone que el costo del prototipo debe ser de aproximadamente 7 mil pesos mexicanos.

3. Segura:

Para lograr el objetivo del presente trabajo, la prótesis debe de garantizar al individuo de que esta no se romperá durante su uso adecuado, además garantizar al individuo seguridad durante la marcha.

4. Durabilidad: Especifica las condiciones de uso, de cuidado y de corrección de la prótesis para su buen funcionamiento.

➤ Larga vida útil:

Se busca que la prótesis, tenga una vida útil de por lo menos 3 años.

➤ Mantenimiento:

El dispositivo diseñado deberá ser de bajo y fácil mantenimiento mecánico, tomando en cuenta que el discapacitado deba ser capaz de hacerlo el mismo. Debido a las características de la prótesis, el mantenimiento necesario deberá ser solamente de lubricación y limpieza. En cuanto al mantenimiento electrónico deberá de ser realizado por personas capacitadas.

5. Colocación:

El individuo debe colocarse la prótesis el mismo de forma práctica.

6. Espaciales:

La prótesis deberá de ser parecida a la de la extremidad sana dimensionalmente, geométricamente y en forma. Para devolver la simetría al individuo.

➤ Masa de la prótesis:

La masa de una prótesis, es uno de los factores críticos para que esta cumpla con éxito el fin para el cual fue creada. La masa de la pierna de un hombre es de aproximadamente 16% de su masa corporal total [30], sin embargo si la prótesis a diseñar pesa más del 100% de lo que debe de pesar, seguramente la prótesis cansara muy rápido a la persona al caminar. La pierna del mexicano de estudio pesa aproximadamente 12.37 Kg, sin embargo el individuo de estudio tendrá muñón, aproximadamente la mitad del muslo, por lo el prototipo de prótesis deberá de pesar 8.5 Kg como máximo.

Capítulo II.

➤ **Volumen:**

La prótesis deberá de tener aproximadamente el mismo volumen que la pierna sana del individuo del que la valla a portar.

➤ **Antropomórfica:**

Se utilizarán las medidas de pierna del sujeto promedio, mediante un estudio.

7. Apariencia:

El prototipo deberá de parecer la extremidad perdida por encima de la ropa, en cuanto al color de la prótesis deberá de ser igual a la de la piel del individuo.

➤ **Estética:**

Se refiere a que la prótesis en cuanto a forma y movimientos deberá de parecer la extremidad faltante.

➤ **Uso de zapatos:**

La prótesis deberá permitir usar zapato cerrado de hombre.

8. Manufactura:

La manufactura de la prótesis deberá ser posible utilizando las máquinas de control numérico disponibles en el CDM o en el CECADET de la UNAM.

2.2 Sistemas.

Para realizar el análisis del diseño de la prótesis para miembro inferior se utilizará el diagrama de la caja negra, que dividirá en sistemas a la prótesis. La caja negra tendrá entradas y salidas como se muestra en la figura 29, la caja negra servirá para satisfacer los estados de necesidad de diseño a alcanzar.



Figura 29: Esquema de caja negra, planteada para el diseño de la prótesis para miembro inferior.

Capítulo II.

Se dividió el proceso de diseño en sistemas y a su vez estos en funciones. Para este caso de diseño, se propone que los sistemas que conformen el diseño de la prótesis para miembro inferior a nivel transfemoral sean los siguientes: sistemas mecánicos, sistemas electrónicos y sistemas de interfaz, figura 30. Las funciones de cada sistema, serán las que se encargarán de resolver de forma específica cada una de las *condiciones de acción* de los sistemas, es decir serán las que interactuarán entre sí para lograr el funcionamiento de la prótesis.

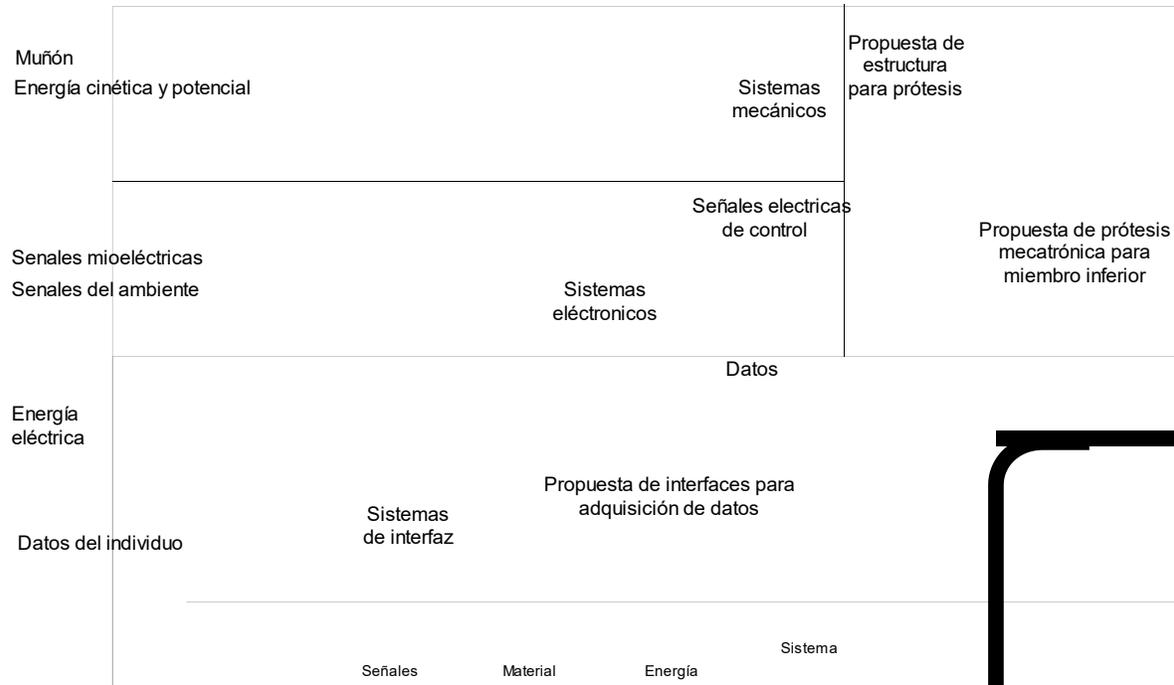


Figura 30: Sistemas que conformaran a la prótesis mecatrónica.

Para cada función, se propondrán conceptos que se pretende resuelvan a la función. Los conceptos, son la tecnología o el principio que se busca satisfaga a la función en el diseño. Los conceptos propuestos en cada función, surgirán de una lluvia de ideas, basada en la experiencia propia del diseñador y de la investigación realizada en los artículos citados de la sección 1.2 a 1.5 del capítulo I.

2.21 Sistemas mecánicos:

Son los sistemas que conformarán la estructura de la prótesis y que se encargarán de reestablecer la simetría corporal del individuo, mediante la simulación de la extremidad perdida, en cuanto a dimensiones y formas, figura 31.

Capítulo II.



Figura 31: Sistemas mecánicos.

Función, transformar energía eléctrica a mecánica: Se encargará de energizar los actuadores de la prótesis, transformando la energía eléctrica en energía mecánica, permitiendo mover las articulaciones de la prótesis. (Tabla 15).

Tabla 15: Conceptos propuestos para transformar la energía eléctrica a mecánica.

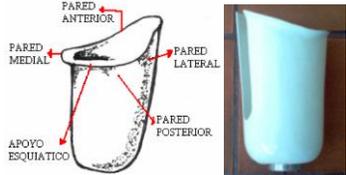
Concepto	Aplicación
<p>Motor de DC.</p> 	Este tipo de motor es muy utilizado para mover mecanismos, es económico. Aunque para controlar posición directamente con este motor, no es posible. El torque que entrega este motor es muy pequeño.
<p>Motor a pasos DC.</p> 	Este tipo de motor sigue una secuencia de pasos para moverse, cada paso es en grados de forma constante, la precisión depende del tipo de motor a pasos, Para controlar posiciones y velocidades es de forma directa con este motor. Además entrega torques altos en su eje.
<p>Motorreductor DC.</p> 	Este tipo de motor es muy parecido al motor de CD, su ventaja es que entrega mayor torque en su eje.
<p>Servomotor DC.</p> 	Este tipo de motor se caracteriza por entregar torques muy altos y por permitir controlar posiciones con una gran precisión, sus desventajas es que es muy caro y las velocidades a las que trabaja son más lentas con respecto a los anteriores motores.

Capítulo II.

Sistema socket: El socket se sostendrá y ajustará al muñón del individuo de forma permanente. Haciendo contacto directamente con la piel del individuo, y constará de las siguientes funciones:

- **Función de ajuste muñón-socket:** Se encargará de contener y proteger al muñón. (Tabla 16).

Tabla 16: Conceptos propuestos para la función de ajuste muñón-socket.

Concepto	Aplicación
Socket deformable y ajustable (tela inteligente). 	Socket flexible que se autoajusta al muñón.
Socket rígido, moldeado a partir del muñón. 	Socket moldeado a partir del muñón del individuo, siendo por lo general manufacturado de materiales rígidos.
Socket ajustable por medio de aire. 	Este socket se autoajusta al muñón de forma inteligente, permitiendo ajustarse a los cambios de volumen del muñón a lo largo del tiempo. Este socket aplica la adecuada presión en el muñón.

- **Función de sujeción muñón-socket:** Fijará el socket al muñón del discapacitado de forma segura. (Tabla 17).

Tabla 17: Conceptos propuestos para la función de sujeción muñón-socket.

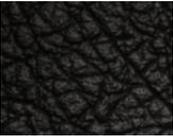
Concepto	Aplicación
Agujeta. 	La agujeta es ligera, y asegura sujeción uniforme.
Correa de contactel. 	El contactel es muy práctico para sujetar y separar. También es ligero.
Correa con hebilla. 	La correa con hebilla es práctica para sujetar y asegura un largo tiempo de vida. Aunque la hebilla puede resultar pesada y no sujetar la prótesis al gusto del individuo.

Capítulo II.

<p>Cierre lateral.</p> 	<p>El cierre es un concepto práctico para unir elementos de manera uniforme, aunque su tiempo de vida puede ser limitado y su remplazo resultar ser un problema.</p>
<p>Elástico.</p> 	<p>El elástico permite ajustar de manera cómoda, el inconveniente es que con el tiempo de su uso tiende a aflojarse.</p>

- **Función de contacto muñón-socket:** Será el material que estará en contacto con la piel del muñón del discapacitado. (Tabla 18).

Tabla 18: Conceptos propuestos para la función de contacto muñón-socket.

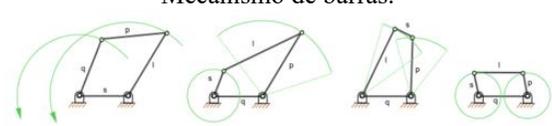
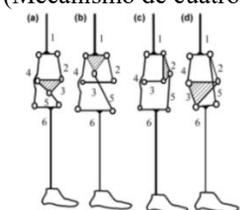
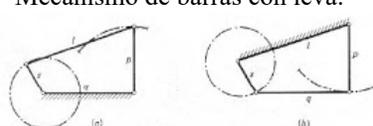
Concepto	Aplicación
<p>Pelite.</p> 	<p>El pelite es un polímero blando y flexible, aunque no permite transpirar a la piel.</p>
<p>Silicona.</p> 	<p>La silicona es otro polímero blando y flexible, también no permite transpirar a la piel.</p>
<p>Uretano</p> 	<p>El uretano es un polímero rígido y resistente.</p>
<p>Gel de aceite mineral contenido en esponjas, como funda del socket.</p> 	<p>El gel contenido en un calcetín para el muñón, permitirá al individuo mantenerse de pie de una manera más cómoda sin que sufra lesiones el muñón.</p>
<p>Esponja.</p> 	<p>La esponja es blanda y cómoda, permite amoldarse al muñón.</p>
<p>Piel.</p> 	<p>La piel es un material que permite transpirar la piel humana.</p>

Capítulo II.

Sistema de rodilla: Simulará el movimiento de la articulación de la rodilla de una forma activa. Este sistema se ha dividido en las siguientes funciones:

- **Función de articulación, flexión-extensión:** Se encargará de generar la trayectoria de flexión y extensión de la rodilla. (Tabla 19).

Tabla 19: Conceptos propuestos para la función de articulación de rodilla.

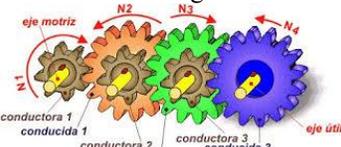
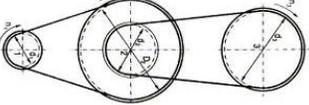
Concepto	Aplicación
<p>Bisagra.</p> 	<p>La articulación en bisagra resulta ser el mecanismo más sencillo para simular la rodilla en cuanto a la flexión y extensión.</p>
<p>Mecanismo de barras.</p> 	<p>En general es posible simular el funcionamiento de la rodilla con un mecanismo de barras.</p>
<p>Policéntrica (Mecanismo de cuatro o seis barras).</p> 	<p>El mecanismo de cuatro o seis barras es el mecanismo más recomendado para simular el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, durante el ciclo de marcha humana.</p>
<p>Mecanismo de barras con leva.</p> 	<p>Se pretende que con una leva se generen las trayectorias de flexión y extensión de la rodilla.</p>

- **Función de propulsión:** Se encargará de brindar par a la rodilla a lo largo de su trayectoria de movimiento. (Tabla 20).

Tabla 20: Conceptos propuestos para la función de propulsión de rodilla.

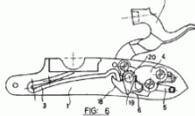
Concepto	Aplicación
<p>Propulsión neumático.</p> 	<p>El pistón neumático asegura buena potencia mecánica, este tipo de actuador es pesado y muy costoso.</p>

Capítulo II.

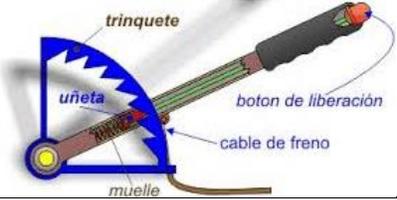
<p>Propulsión hidráulica.</p> 	<p>La propulsión hidráulica utilizada en las prótesis biónicas, proporciona buena potencia mecánica, la desventaja es su excesivo peso y alto precio.</p>
<p>Tren de engranes.</p> 	<p>El tren de engranes aumenta la potencia mecánica pero disminuye la velocidad o viceversa.</p>
<p>Poleas.</p> 	<p>El concepto de poleas resulta poco práctico por las dimensiones de la prótesis, aunque muy ligero para utilizarlo como medio de propulsión. Las poleas aumentan la potencia y disminuyen la velocidad o viceversa.</p>
<p>Resorte.</p> 	<p>Los resortes son utilizados como medio de amortiguamiento y de propulsión, su uso a largo plazo o sobrepasar las cargas para las cuales fue diseñado para soportar, demandaría ser cambiado.</p>

- **Función de limitación de movimiento:** Se encargará de fijar la articulación de la rodilla en una posición deseada, de forma segura. (Tabla 21).

Tabla 21: Conceptos propuestos para la función de limitación de movimiento.

Concepto	Aplicación
<p>Motor con encoder.</p> 	<p>El encoder integrado en un motor permite controlar posiciones con precisión, de una manera analógica y digital.</p>
<p>Mecanismo de posición.</p> 	<p>El mecanismo de posición se encargará de fijar la prótesis, la desventaja es que las posiciones estarán predeterminadas en el mecanismo.</p>
<p>Cadena.</p> 	<p>La cadena es un medio de transmisión de movimiento.</p>
<p>Banda dentada.</p> 	<p>La banda es un medio de transmisión de movimiento.</p>

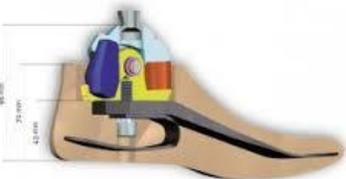
Capítulo II.

<p>Corredera agujerada.</p> 	<p>Riel para el desplazamiento guiado, estos rieles incluyen agujeros como frenos para evitar desplazamientos involuntarios.</p>
<p>Palanca y trinquete.</p> 	<p>Trinquete para fijar las posiciones de manera segura, permitiendo el ahorro de espacio y costos. Estos rieles pueden incluir frenos para evitar desplazamientos involuntarios en articulaciones.</p>
<p>Sensor de fin de carrera.</p> 	<p>Los sensores fin de carrera, son utilizados en los mecanismos y como los indica su nombre, indican el fin del desplazamiento en un mecanismo, ya sea movimiento lineal o angular.</p>

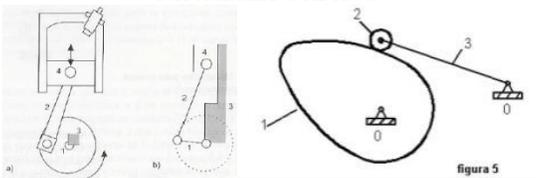
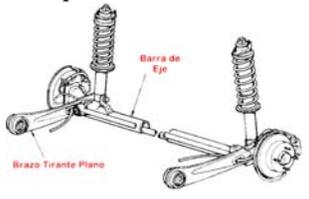
Sistema tobillo-pie: Se encargará de sostener el peso del individuo y de simular las principales articulaciones del tobillo, así como las del pie. Las funciones que conformarán este sistema, son las siguientes:

- **Función de articulación, inversión-eversión:** Este tipo de articulación, permitirá al tobillo regresar a su posición original, ayudando al discapacitado en un caso de torcedura o de marcha en una superficie irregular. (Tabla 22).

Tabla 22: Conceptos propuestos para la articulación, inversión-eversión del tobillo.

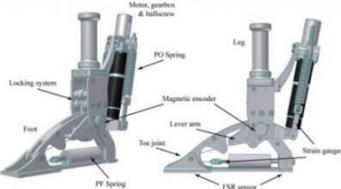
Concepto	Aplicación
<p>Resortes y ganchos.</p> 	<p>Con resortes y ganchos se pretende permitir la deformación de inversión-eversión del tobillo, posteriormente regresar el tobillo a su estado normal.</p>
<p>Válvula de aire.</p> 	<p>Con válvulas de aire, como las de un tenis se pretende absorber las deformaciones en la plantilla de la prótesis, durante la marcha humana.</p>
<p>Ganchos.</p> 	<p>Se pretende con un mecanismo de gancho lograr la inversión-eversión en la prótesis. El mecanismo es ligero.</p>

Capítulo II.

<p>Mecanismo con leva.</p>  <p>Figura 5</p>	<p>Se pretende que un mecanismo de leva reproduzca los movimientos de inversión-eversión del tobillo de la prótesis.</p>
<p>Suspensión con resortes.</p> 	<p>El mecanismo de barras con resortes permitirá amortiguar o absorber las deformaciones de inversión-eversión de la prótesis durante su uso en la marcha, reestableciendo la posición de equilibrio del tobillo de la prótesis.</p>

- **Función de articulación, flexión-extensión:** Esta función se encargará de generar la trayectoria de flexión y extensión del tobillo. (Tabla 23).

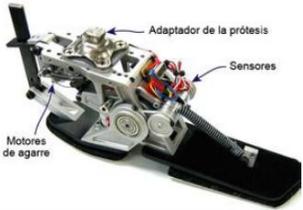
Tabla 23: Conceptos propuestos para la articulación, flexión-extensión del tobillo.

Concepto	Aplicación
<p>Bisagra.</p> 	<p>La articulación de bisagra resulta ser el mecanismo más sencillo para simular la flexión y extensión del tobillo.</p>
<p>Mecanismo de barras con resorte.</p> 	<p>El mecanismo de barras simulara la articulación de flexión y extensión del tobillo. Resultado pesado y grande el mecanismo.</p>
<p>Mecanismo de leva con resortes.</p> 	<p>Se pretende con una leva reproducir las trayectorias de flexión y extensión. Y mediante los resortes regresar el tobillo a su posición inicial después de la deformación del tobillo al dar un paso.</p>
<p>Tobillo sach foot.</p> 	<p>El tobillo Sach foot es comercial y muy usado en las prótesis para tobillo por ser ligero y permitir la flexión y extensión, además de contener una funda estética.</p>

Capítulo II.

- **Función de absorción de energía y de propulsión:** Se encargará de absorber la energía cinética del tobillo, generada en la etapa de golpeteo de talón al caminar y la energía potencial generada desde la etapa de golpeteo del talón hasta la etapa de apoyo medio, para utilizar posteriormente dichas energías absorbidas, en la propulsión del cuerpo, es decir permitir el empuje del cuerpo hacia adelante durante la marcha, de una manera más eficiente. (Tabla 24).

Tabla 24: Conceptos propuestos para la absorción de energía y propulsión del tobillo.

Concepto	Aplicación
<p>Plantilla deformable con ganchos.</p> 	<p>La plantilla-tobillo deformables permiten absorber la energía potencial durante la marcha y transformar dicha energía a energía mecánica, para posteriormente liberar dicha energía en el empuje del cuerpo hacia adelante, durante la marcha.</p>
<p>Plantilla deformable con resortes.</p> 	<p>La plantilla deformable con el resorte vertical aumenta la eficiencia de absorción de energía potencial, para posteriormente empujar el cuerpo del individuo hacia adelante.</p>
<p>Mecanismo de plantilla con resortes.</p> 	<p>Mediante el mecanismo de plantilla con resortes verticales e inclinados se absorbe la energía potencial al caminar, pero la plantilla rígida y pesada por los actuadores que incluye la hacen poco eficiente al caminar largas distancias, es decir es una prótesis activa pero que cansa.</p>
<p>Mecanismo de ganchos.</p> 	<p>El mecanismo de gancho que reemplaza al tobillo y pie, es un mecanismo ligero y activo que observe la energía potencial al caminar o correr de una forma eficiente, los materiales son muy importantes en la manufactura de este tipo de prótesis. La desventaja de este tipo de prótesis es la parte estética del diseño.</p>

Sistema estructural: Se encargará de unir cada uno de los sistemas anteriores de manera segura. Las funciones y elementos propuestas para conformar este sistema, son las siguientes:

- **Función de soporte estructural:** Serán los eslabones que conformarán los segmentos de tibia-peroné y el segmento de fémur faltante de la región transfemoral. (Tabla 25).

Capítulo II.

Tabla 25: Conceptos propuestos para la función de soporte estructural.

Concepto	Aplicación
<p>Barra cilíndrica.</p> 	<p>Una barra cilíndrica permitirá manufacturar de una manera más sencilla en los extremos las uniones, para unir los sistemas.</p>
<p>Barra cuadrada.</p> 	<p>Una barra cuadrada también permitirá manufacturar en sus extremos los acabados de unión, resultando un poco más complejo de manufacturar que la anterior.</p>
<p>Tubo.</p> 	<p>El tubo resulta ser un elemento de soporte ligero, además permite acabados de unión.</p>

➤ **Función de unión entre sistemas:** Unirá los sistemas de forma segura. (Tabla 26).

Tabla 26: Conceptos propuestos para la función de unión entre sistemas.

Concepto	Aplicación
<p>Prisionero.</p> 	<p>El prisionero es un elemento fiable para unir, debido a que no permite desplazamientos. Además resulta ser ligero en peso y fácil de colocar o quitar.</p>
<p>Tornillo y tuerca.</p> 	<p>El tornillo y tuerca se pondrían de forma vertical en la prótesis, la desventaja es que podría permitir desplazamientos rotacionales y resultar ser más pesado en comparación al concepto anterior.</p>
<p>Presión</p> 	<p>La unión por presión resulta ser no segura y complicar el ensamble y desensamble.</p>
<p>Unión por soldadura</p> 	<p>La unión por soldadura resultaría ser la mejor manera de unión para la prótesis además de ser la más segura, pero no permitiría el desensamble de la prótesis en un caso de mantenimiento.</p>
<p>Cuerda y rosca</p> 	<p>Permiten unir elementos de forma práctica y fáciles de manufacturar.</p>

Capítulo II.

2.22 Sistemas electrónicos

Estos sistemas recolectarán la información del medio ambiente por medio de sensores y procesarán dicha información para controlar las acciones de la prótesis, fig. 32.

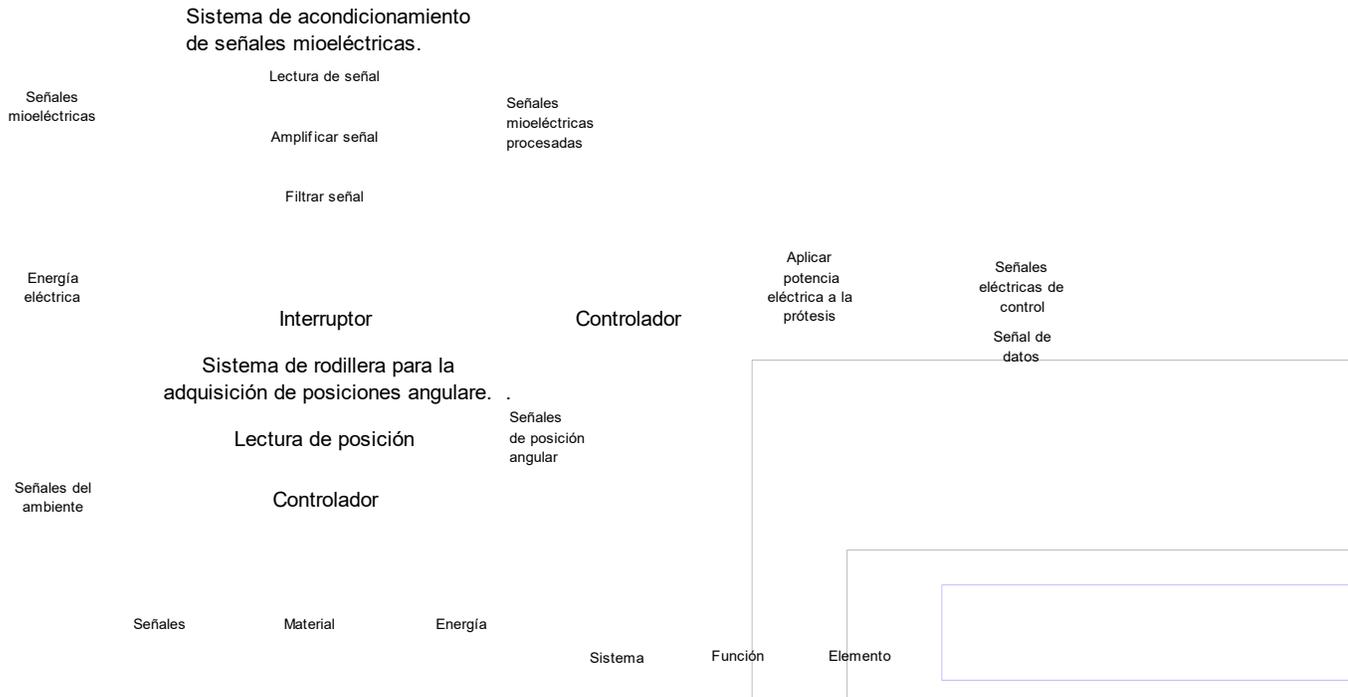


Figura 32: Sistemas electrónicos.

Interruptor: Es el elemento que se encargará de alternar el modo de control de la prótesis entre el sistema de acondicionamiento de señales mioeléctricas y el sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares.

Sistema de acondicionamiento de señales mioeléctricas: Se encargará de procesar las señales mioeléctricas, obtenidas del muñón del individuo. Las funciones para este sistema, son las siguientes:

- **Función de lectura de señal:** Se encargará de adquirir las señales generadas en los músculos de los muñones, debidas a las contracciones musculares. (Tabla 27).

Tabla 27: Conceptos propuestos para la función de lectura de señal.

Concepto	Aplicación
<p>Electrodos invasivos.</p>	<p>Los electrodos invasivos son los mejores para tomar las lecturas de las señales mioeléctricas debido a que las lecturas se toma de forma directa de los musculo de interés y se obtienen mejores señales mioeléctricas. La desventaja de los electrodos invasivos es que dañan a las persona y no se recomiendan usar por periodos largos de tiempo.</p>

Capítulo II.

<p>Electrodos de superficie no desechables.</p> 	<p>La lectura adquirida de los electrodos no invasivos, resulta tener más interferencias que los electrodos invasivos. Su ventaja es que no dañan a las personas. La vida de uso de estos electrodos es larga aunque su costo es elevado.</p>
<p>Electrodos de superficie desechable.</p> 	<p>La calidad de la lectura de los electrodos desechables se asemeja a la de los electrodos no desechables. La diferencia consiste en que el uso de estos es solo en horas, ya que estos electrodos tienden a afectarse por el sudor de la piel. La ventaja de estos electrodos es su precio accesible.</p>

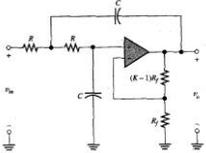
- **Función de amplificar señales:** Seleccionará el tipo de tecnología para realizar la amplificación de la señal mioeléctrica. Los conceptos propuestos para esta función son los siguientes: (Tabla 28).

Tabla 28: Conceptos propuestos para la función de amplificar señal.

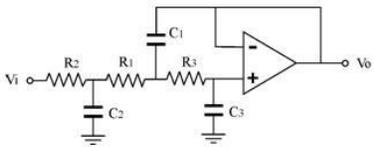
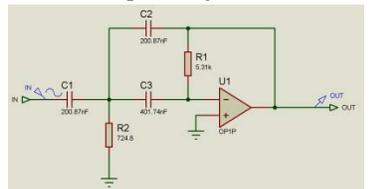
Concepto	Aplicación
<p>Amplificador analógico.</p> 	<p>Un amplificador operacional, es un dispositivo electrónico que tiene dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor: $V_{out} = G$.</p>
<p>Amplificador digital.</p>	<p>Usan un método llamado modulación de ancho de pulso para amplificar la señal.</p>
<p>Transistores.</p> 	<p>Entregar una potencia de señal mayor de la que absorben. Este amplificador posee una entrada por donde se introduce la señal débil y otra por donde se alimenta con mayor energía. La señal de salida se ve aumentada gracias a la aportación de la alimentación,</p>

- **Función de filtrar señales:** Seleccionará el tipo de filtrado para la señal mioeléctrica. Los conceptos propuestos, son los siguientes. (Tabla 29).

Tabla 29: Conceptos propuestos para la función de filtrar señales.

Concepto	Aplicación
<p>Filtro paso baja Butterworth.</p> 	<p>Es un filtro electrónico básico, diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte. En otras palabras, la salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20n dB por década (ó ~6n dB por octava), donde n es el número de polos.</p>

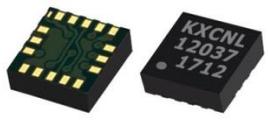
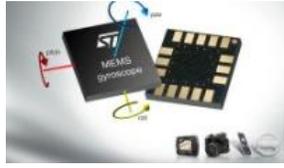
Capítulo II.

<p>Filtro paso bajo Tschebyscheff</p> 	<p>Puede ser tanto analógico como digital. Con estos se consigue una caída de la respuesta en frecuencia más pronunciada en frecuencias bajas debido a que permiten rizado en alguna de sus bandas (paso o rechazo)</p>
<p>Filtro paso bajo Bessel.</p> 	<p>Son usados frecuentemente en aplicaciones de audio debido a su linealidad. Están diseñados para tener una fase lineal en las bandas pasantes, por lo que no distorsionan las señales; por el contrario tienen una mayor zona de transición entre las bandas pasantes y no pasantes.</p>

Sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares: Se encargará de leer el ángulo generado en la rodilla entre la región femoral y tibial.

- **Función de lectura de posición:** Seleccionará el sensor o medio para adquirir las posiciones angulares de la rodilla. (Tabla 30).

Tabla 30: Conceptos propuestos para la función de lectura de posición.

Concepto	Aplicación
<p>Potenciómetro.</p> 	<p>Es una Resistencia Variable, su valor de resistencia de forma proporcional al giro de su perilla, la perilla gira aproximadamente 180°.</p>
<p>Acelerómetro.</p> 	<p>Son dispositivos que miden la aceleración y que se implementan para detectar vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación. Su lectura contiene ruido en periodos cortos de lectura, debido a las perturbaciones externas del sensor.</p>
<p>Giroscopio.</p> 	<p>Son dispositivos que sirven para medir la rotación, por lo que miden velocidades angulares. Su lectura de velocidad en periodos largo de tiempo contienen ruido, debidos a perturbaciones externas de los sensores. Son pequeños dispositivos, de bajo costo..</p>
<p>Manómetro.</p> 	<p>Es un dispositivo que sirve para medir la fuerza y dirección de un campo magnético. Son pequeños dispositivos, de bajo costo..</p>

- **Función de controlador:** Seleccionará el controlador que se encargará de adquirir la información del sensor y procesar dicha información además de comunicarse con el controlador que controlará los actuadores de la prótesis. Los conceptos propuestos para esta función son los siguientes tabla 31.

Capítulo II.

Tabla 31: Conceptos propuestos para la función de control de articulaciones.

Concepto	Aplicación
<p style="text-align: center;">Arduino.</p> 	<p>La tarjeta de adquisición Arduino contiene entradas/salidas analógicas, digitales y especiales de comunicación RX, TX, SPI y I²C. Las salidas analógicas suelen utilizarse para enviar señales de control en forma de señales PWM, además la tarjeta permite programar el microcontrolador de forma muy práctica por medio de puerto USB, desde cualquier computadora. Para esta tarjeta en la red se encuentra mucha información y librerías, lo cual hace de esta tarjeta ser muy amigable de programar.</p>
<p style="text-align: center;">PIC.</p> 	<p>El microcontrolador PIC18F2550 es de la familia media alta de microchip, es de 8 bits y cuenta con módulo USB de alta o baja velocidad, módulo de PWM, oscilador interno con 8 frecuencias programables, módulo CCP, módulo USART mejorado, módulo SPI y/o I2C, CAD de 10 bits hasta de 13 canales y cuenta con 28 pines en total, 24 pines de entrada/salida. también permite su programación en diversas plataformas de programación aunque por lo general no es de manera directa, Para este microcontrolador hay que implementar la tarjeta de adquisición de datos, es económico.</p>
<p style="text-align: center;">Texas instrument.</p> 	<p>La tarjeta de adquisición de texas instrument contiene entradas/salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación. Hay poca información sobre esta tarjeta de desarrollo debido a su baja popularidad con respecto a los anteriores conceptos.</p>
<p style="text-align: center;">DAQ.</p> 	<p>La DAQ es una tarjeta de desarrollo amigable debido a su programación en bloques y por ser muy gráfica al hacer plataformas (desde el panel frontal), cuenta con diversos módulos de desarrollo como para controladores o para gráficos etc., también cuenta con puertos de comunicación. La desventaja es que su costo es muy elevado con respecto a los conceptos anteriores.</p>
<p style="text-align: center;">PLC (allen bradly).</p> 	<p>El PLC también tiene entradas/salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación, contiene su propia plataforma de programación, es para uso rudo, sus desventajas es que es más pesado físicamente con respecto a las anteriores tarjetas y su costo es mucho más elevado.</p>

Capítulo II.

<p>Lego.</p> 	<p>También tiene entradas y salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación, contiene su propia plataforma de programación, es muy fácil de programar y es de uso rudo, su costo es muy elevado, casi igualando al de un PLC o una DAQ.</p>
--	--

Función de controlador: Adquirirá las señales mioeléctricas y las señales de la rodillera de adquisición de posiciones angulares, también se encargara de controlar los actuadores contenidos en la prótesis biónica. (Tabla 32).

Tabla 32: Conceptos propuestos para la función del controlador.

Concepto	Aplicación
<p>Arduino.</p> 	<p>La tarjeta de adquisición Arduino contiene entradas/salidas analógicas, digitales y especiales de comunicación RX, TX, SPI y I²C. Las salidas analógicas suelen utilizarse para enviar señales de control en forma de señales PWM, además la tarjeta permite programar el microcontrolador de forma muy práctica por medio de puerto USB, desde cualquier computadora. Para esta tarjeta en la red se encuentra mucha información y librerías, lo cual hace de esta tarjeta ser muy amigable de programar.</p>
<p>PIC.</p> 	<p>El microcontrolador PIC18F2550 es de la familia media alta de microchip, es de 8 bits y cuenta con módulo USB de alta o baja velocidad, módulo de PWM, oscilador interno con 8 frecuencias programables, módulo CCP, módulo USART mejorado, módulo SPI y/o I²C, CAD de 10 bits hasta de 13 canales y cuenta con 28 pines en total, 24 pines de entrada/salida. también permite su programación en diversas plataformas de programación aunque por lo general no es de manera directa, Para este microcontrolador hay que implementar la tarjeta de adquisición de datos, es económico.</p>
<p>Texas instrument.</p> 	<p>La tarjeta de adquisición de texas instrument contiene entradas/salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación. Hay poca información sobre esta tarjeta de desarrollo debido a su baja popularidad con respecto a los anteriores conceptos.</p>

Capítulo II.

<p>DAQ.</p> 	<p>La DAQ es una tarjeta de desarrollo amigable debido a su programación en bloques y por ser muy gráfica al hacer plataformas (desde el panel frontal), cuenta con diversos módulos de desarrollo como para controladores, gráficos, protocolos de comunicación de control etc, La desventaja es que su costo es muy elevado con respecto a los conceptos anteriores.</p>
<p>PLC (allen bradly).</p> 	<p>El PLC también tiene entradas/salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación, contiene su propia plataforma de programación, es para uso rudo, sus desventajas es que es más pesado físicamente con respecto a las anteriores tarjetas y su costo es mucho más elevado.</p>
<p>Lego.</p> 	<p>También tiene entradas y salidas analógicas y digitales, contiene puertos de comunicación, contiene su propia plataforma de programación, es muy fácil de programar y es de uso rudo, su costo es muy elevado, casi igualando al de un PLC o una DAQ.</p>

Función de potencia eléctrica: Se encargará de suministrar la corriente y voltaje adecuado para controlar los actuadores de la prótesis. (Tabla 33).

Tabla 33: Conceptos propuestos para la función de potencia eléctrica.

Concepto	Aplicación
<p>Puente H.</p> 	<p>El puente H permite controlar el sentido de giro de motores de CD principalmente, además sirven para aumentar la potencia eléctrica en los motores.</p>
<p>Transistor.</p> 	<p>El transistor sirve para aumentar la potencia eléctrica y es económico.</p>
<p>Mosfet.</p> 	<p>El transistor mosfet sirve para aumentar la potencia eléctrica de los motores y es económico.</p>

2.23 Sistemas de interfaz

Por medio de estos sistemas se realizarán las adquisiciones de datos de los sistemas de acondicionamiento de señales mioeléctricas y de rodillera para la adquisición de posiciones angulares, con el objeto de estudiar las variables obtenidas de los sistemas anteriormente mencionados entre otras cosas. (Fig. 33)

Capítulo II.

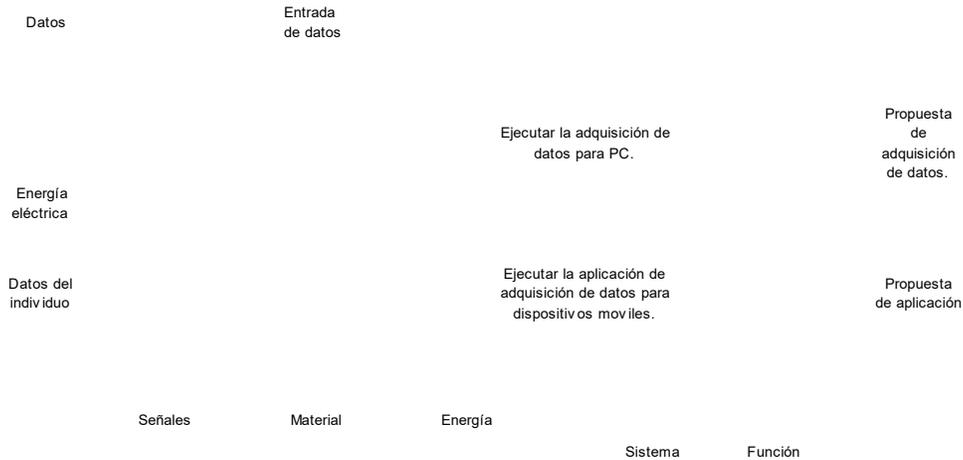
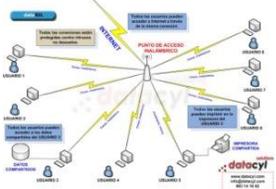


Figura 33: Sistemas de interface.

Función de entrada de datos: Seleccionará el medio por el cual las interfaces adquirirán los datos de los sistemas electrónicos, planteados anteriormente. Los conceptos propuestos para esta función son los siguientes. (Tabla 34).

Tabla 34: Conceptos propuestos para la comunicación (entrada y salida de datos).

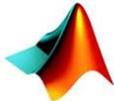
Concepto	Aplicación
<p>Cable.</p> 	<p>Transmitir datos por cable es muy económico pero muy poco práctico en proyectos donde se requiere libertad de movimiento.</p>
<p>Bluetooth.</p> 	<p>El módulo bluetooth es un dispositivo que permite enviar información de forma inalámbrica, es económico, ligero y fácil de instrumentar. Tiene un alcance de 10 a 100 metros, dependiendo del tipo de módulo que se use.</p>
<p>Vía radio.</p> 	<p>Transmitir datos vía radio, permite el envío de datos de forma inalámbrica, su alcance varía en metros y son económicos. Son muy utilizados en la robótica.</p>
<p>Internet.</p> 	<p>Una red de internet permite conectar a los ordenadores que la forman con la finalidad de compartir información desde cualquier lugar, como documentos, bases de datos o recursos físicos etc.</p>

Capítulo II.

<p>Módulo xbee</p> 	<p>Los XBee's son pequeñísimos chip capaces de comunicarse de forma inalámbrica unos con otros. Pueden hacer cosas simples, como reemplazar un par de cables en una comunicación serial, lo cual es genial cuando deseas crear, por ejemplo, un vehículo radiocontrolado etc.</p>
--	---

Función para ejecutar la adquisición de datos para PC: Seleccionará el lenguaje de programación para realizar la interfaz de adquisición de datos para PC. Los conceptos propuestos para esta función son los siguientes. (Tabla 35).

Tabla 35: Conceptos propuestos para la función del desarrollo de la interfaz para PC.

Concepto	Aplicación
<p>Labview.</p> 	<p>LabVIEW es un sistema de programación gráfica para aplicaciones que involucren adquisiciones de datos, control, análisis y presentación de datos. Su ventaja está en el tiempo de programación de las aplicaciones, el cual se reduce al menos de 4 a 10 veces.</p>
<p>Matlab.</p> 	<p>MATLAB es un lenguaje de alto nivel. Un entorno interactivo que permite el procesamiento de señales e imágenes, comunicaciones y sistemas de control.</p>
<p>Java.</p> 	<p>Con la programación en Java, se pueden realizar aplicaciones en applets, que son aplicaciones especiales, que se ejecutan dentro de un navegador al ser cargada una pagina HTML. También la programación en Java permite el desarrollo de aplicaciones, que se ejecutan en forma independiente, es decir con la programación Java, se pueden realizar aplicaciones como una hoja de cálculo, aplicaciones gráficas, en resumen cualquier tipo de aplicación se puede realizar con Java.</p>
<p>C#.</p> 	<p>C# es un lenguaje de programación Orientado a Objetos de alto nivel y su programación es fácil de implementar, permite la comunicación y la realización de gráficos.</p>
<p>C++.</p> 	<p>C++ es un lenguaje de programación Orientado a Objetos de alto nivel, permite la comunicación y la realización de gráficos.</p>

Función para ejecutar la aplicación de adquisición de datos para dispositivos móviles: Seleccionará el lenguaje de programación para realizar la aplicación de adquisición de datos para los dispositivos móviles, también esta función determinará los sistemas operativos de los dispositivos móviles para los cuales será apta la aplicación que se desarrollará. Los conceptos propuestos para esta función son los siguientes. (Tabla 36).

Capítulo II.

Tabla 36: Conceptos propuestos para la función del desarrollo de la aplicación.

Concepto	Aplicación
Android. 	Permite el desarrollo de aplicaciones libres para los dispositivos con sistema operativo Android. El desarrollo de aplicaciones desde esta plataforma es muy sencillo debido a su programación por bloques y por los gráficos que ofrece.
Java. 	Java permite el desarrollo de aplicaciones para dispositivos móviles, aunque actualmente los dispositivos móviles ya no tienen a Java como sistema operativo.
C#. 	Permite el desarrollo de aplicaciones para dispositivos móviles de forma indirecta,
IOS 	El Xcode es la plataforma de desarrollo de aplicaciones para IOS resulta práctico. Xcode 6 introduce una forma radicalmente nueva de diseñar y construir software.
Windows phone 	Tiene su propia plataforma de desarrollo de aplicaciones que es #wp7devy resulta ser no muy práctica.

2. 24 Matrices de filtrado y de decisión.

Para evaluar los conceptos propuestos en cada una de las funciones, Ulrich [5] propone dos tipos de matrices, las matrices de filtrado y las matrices de decisión, donde los conceptos se evalúan por medio de los *criterios de diseño*, los criterios de diseño utilizan un lenguaje discriminatorio para evaluar a los conceptos en las matrices. Para este caso de diseño, en las matrices se utilizará el lenguaje discriminatorio de evaluación propuesto por el propio diseñador.

Las **matrices de filtrado** se caracterizan por eliminar los conceptos irrelevantes de cada sistema funcional y por combinar conceptos. El lenguaje discriminatorio que se utilizará en estas matrices será el siguiente:

(+) = mejor que

{-} = peor que

{0} = igual que

Capítulo II.

Para el diseño conceptual del presente trabajo, en la matriz de filtrado el primer concepto de cada matriz será el concepto de referencia para evaluar el resto de los conceptos. La calificación que se le dará al concepto de referencia en la matriz será de “0”, a partir de tal concepto se evaluarán los demás, que tan malos o buenos son, por lo explicado anteriormente el concepto de referencia pasará a la matriz de decisión de manera automática.

Cada función a evaluar que sólo tenga como máximo tres conceptos, no se le aplicará la matriz de filtrado, a tales funciones se les evaluará de manera directa con las matrices de decisión, debido a la cantidad de conceptos. Los conceptos que resulten con la misma calificación en las matrices de filtrado y que pasen la evaluación, se combinarán en uno sólo como concepto compuesto, en las matrices de decisión. En el apéndice A se muestra a detalle la evaluación de los conceptos de cada una de las funciones del diseño por medio de las matrices de filtrado.

Las **matrices de decisión** evaluarán los conceptos que pasaron la evaluación de las matrices de filtrado. Las matrices de decisión serán las encargadas de obtener al concepto solución de cada función. El código discriminatorio a utilizar en las matrices de decisión es aún más estricto que el de las anteriores matrices, el código a utilizar es el siguiente:

- 1= Mucho peor que la referencia.
- 2= Peor que la referencia.
- 3= Igual que la referencia.
- 4= Mejor que la referencia.
- 5= Mucho mejor que la referencia.

Ahora en la matriz de decisión el concepto de referencia será el último, esto se hace con la intención de cambiar el concepto de referencia con respecto a las matrices de filtrado. En el apéndice B se muestra a detalle la evaluación de los conceptos de cada una de las funciones por medio de las matrices de decisión.

2.2.5 Selección de conceptos solución

En la tabla 37 se presentan los conceptos solución obtenidos y ganadores de cada una de las funciones de cada uno de los sistemas que conforman la propuesta de prótesis mecatrónica para miembro inferior a nivel transfemoral.

Capítulo II.

Tabla 37: Conceptos solución seleccionados.

Conjunto de sistemas	Sistema	Función	Concepto seleccionado
Mecánicos.		Transformar energía eléctrica a mecánica.	Servomotor DC.
	Socket.	Ajuste muñón-socket.	Socket deformable y ajustable por medio de aire.
		Sujeción muñón-socket.	Agujeta.
		Contacto muñón-socket.	Esponja.
	Rodilla.	Articulación, flexión-extensión.	Mecanismo de barras policéntrica.
		Propulsión.	Propulsión hidráulica y con tren de engranes.
		Limitación de movimiento.	Sensor de fin de carrera.
	Tobillo-pie.	Articulación, inversión-eversión.	Suspensión con resortes.
		Articulación, flexión-extensión.	Tobillo sach foot.
		Absorción de energía y propulsión.	Plantilla deformable con ganchos y resortes.
	Estructural.	Soporte estructural.	Barra cilíndrica.
		Unión entre sistemas.	Cuerda y rosca con prisionero.
Electrónicos.	Acondicionamiento de señales mioeléctricas.	Lectura de señal.	Electrodos de superficie desechable.
		Amplificar señales.	Amplificador analógico.
		Filtrar señales.	Filtro paso baja Butterworth.
	Rodillera para la adquisición de posiciones angulares.	Lectura de posición.	Acelerómetro y giroscopio.
		Controlador.	PIC.
		Controlador.	PIC.
Interfaz.		Potencia eléctrica.	Transistor.
		Entrada de datos.	Módulo bluetooth.
		Interfaz de adquisición de datos para PC.	LabVIEW.
		Aplicación de adquisición de datos para celular.	Android.

2.2.6 Propuesta de configuración de prótesis mecatrónica para miembro inferior a nivel transfemoral.

El diseño de prótesis mecatrónica, va dirigido a los discapacitados amputados de alguna de sus extremidades inferiores a nivel transfemoral y que tengan el otro miembro inferior en buen estado físico, el diseño protésico también contemplará a los diabéticos, debido a que son la población más propensa a perder las extremidades inferiores.

Con los conceptos solución obtenidos en la tabla 37, se propone la configuración de diseño del prototipo de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral, que permitirá caminar al individuo a diferentes velocidades de forma natural, además de subir o bajar escaleras y sentarse o pararse.

Capítulo II.

En la figura 34 se muestra un esquema de la configuración propuesta para el sistema socket. Donde (A) es la esponja que estará en contacto con la piel del muñón del discapacitado, (B) es el material inteligente que compone el Socket, el cual se deformará y se ajustará al muñón por medio de un sistema de aire, (C) indica que el socket podrá contraerse y variar en su diámetro (D) es el pivote para inflar el socket, (E) es la agujeta que sujetará el socket al muñón de forma segura y (E) es la base que unirá el socket con el elemento estructural que unirá socket y mecanismo de rodilla policéntrica.

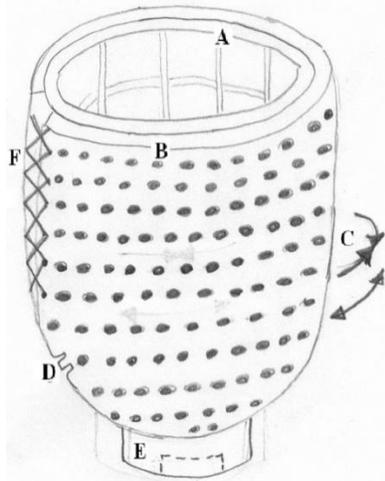


Figura 34: Propuesta de socket deformable y autoajustable.

En la figura 35 se muestra la propuesta de configuración del elemento estructural. Donde (B) es la barra cilíndrica para el soporte estructural de la prótesis que representará el segmento faltante de hueso fémur y tibia y (A) son los puntos de unión entre los sistemas.



Figura 35: Propuesta de elemento de estructura, para la prótesis.

Para la rodilla protésica, no se desarrolló ningún boceto de configuración, debido a que el concepto solución de la función rodilla es una rodilla policéntrica y para tal concepto se tiene que diseñar el mecanismo policéntrica por medio de un análisis numérico, por lo que para esta función no se desarrollará boceto, esto se deja para un trabajo futuro. Y por el momento se sabe que las rodillas policéntrica son las mejores para replicar los movimientos de la rodillera.

Capítulo II.

En la figura 36 se muestra un esquema de la configuración propuesta para el tobillo-pie. Donde (A) es la suspensión con resortes que permitirán a la prótesis la articulación de inversión y eversión a nivel tobillo, (B) es el tobillo deformable que permitirá la articulación de flexión y extensión, (C) es la plantilla deformable que permitirá absorber la energía potencial juntamente con los mecanismos ya mencionados anteriormente en este apartado, (D) son los puntos de suspensión de apoyo, necesarios en la planta de la prótesis para mantener el equilibrio del individuo, (E) es la base para conectar el tobillo-pie con el elemento estructural de la prótesis y (F) es un sistema de suspensión y de absorción extra para absorber de manera más eficiente la energía potencial al caminar.

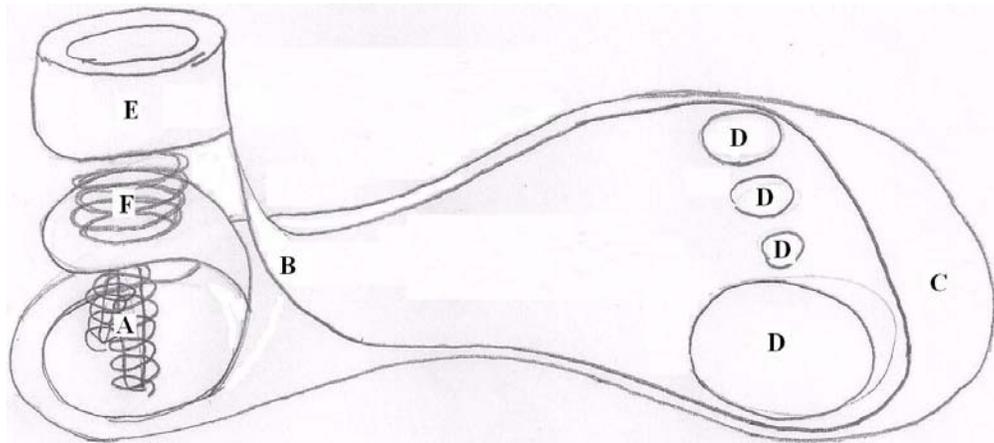


Figura 36: Propuesta de tobillo-pie.

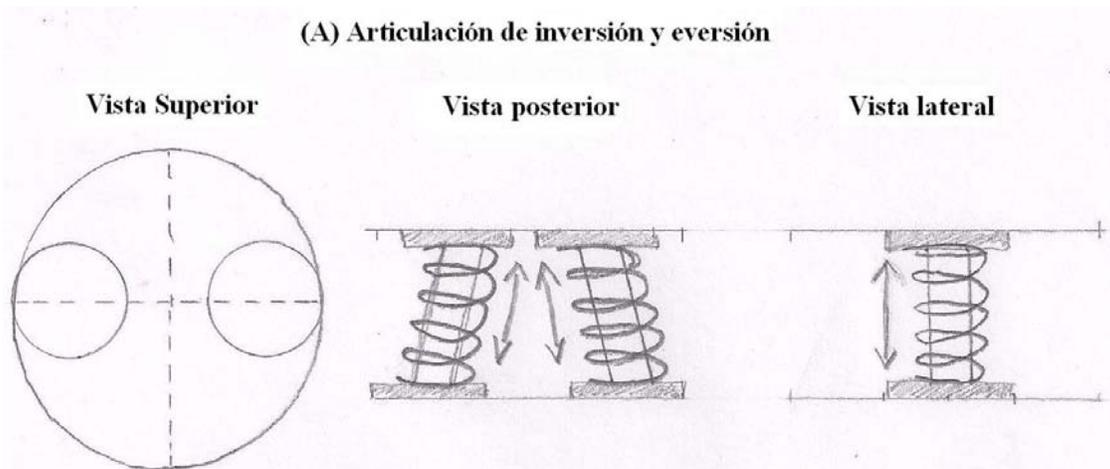


Figura 37: Función de articulación de inversión y eversión del tobillo.

Capítulo II.

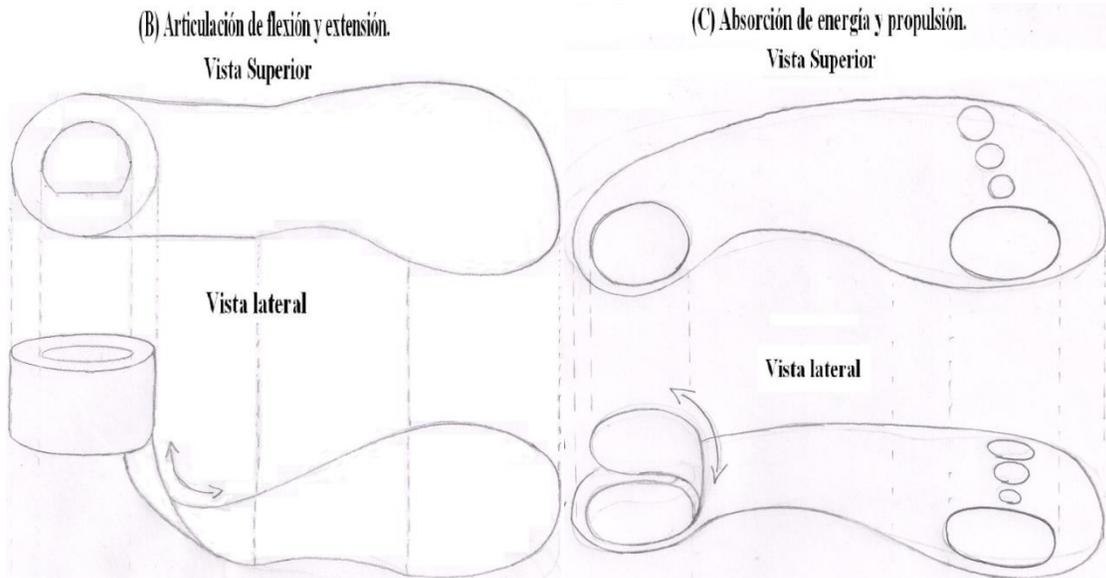


Figura 38: Función de articulación, flexión y extensión del tobillo.

Figura 39: Función de absorción de energía y de propulsión.

En la figura 40 se muestra un esquema de la configuración propuesta para el sistema de adquisición de señales mioeléctricas. Donde (A) son los electrodos que adquirirán las señales mioeléctricas de los músculos de interés del muñón, (B) es la tarjeta que realizará el procesamiento de la señal mioeléctrica, (C) representa la comunicación inalámbrica que tendrá la tarjeta para comunicarse con el resto de los elementos protésico.

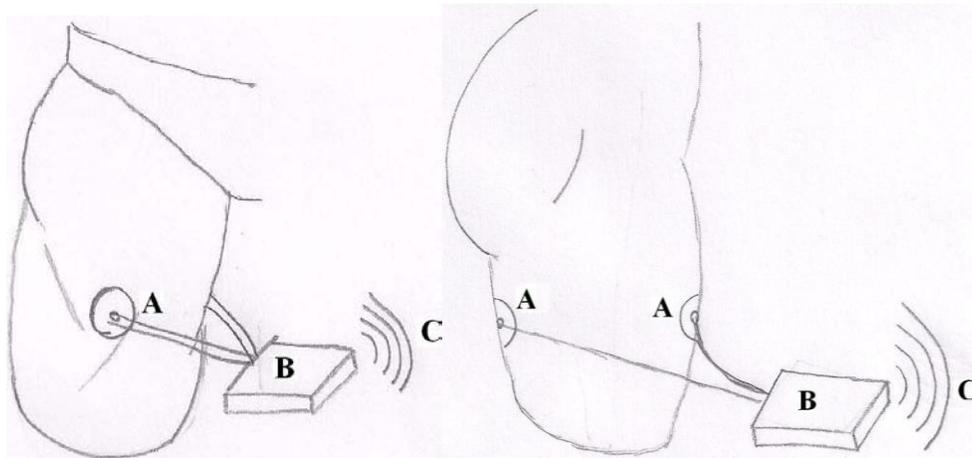


Figura 40: Propuesta de tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas.

En la figura 41 se muestra la configuración del dispositivo que activará el modo de trabajo de la prótesis, es decir la rodillera que se colocara en la pierna sana del individuo y que tomara los datos de la pierna sana como posiciones angulares y velocidades angulares, los cuales enviará a la prótesis, para permitir que el discapacitado con naturalidad pueda caminar a diferentes ritmos de marcha, subir escaleras, bajar escaletas, sentarse y pararse.

Capítulo II.

Donde (A) es la rodillera, (B) es la tarjeta que procesará los datos de los sensores y enviará la información a la prótesis, (C) son los sensores que leerán las posiciones y velocidades de la pierna y D representa la comunicación inalámbrica del dispositivo, para comunicarse con el resto de los elementos protésicos.

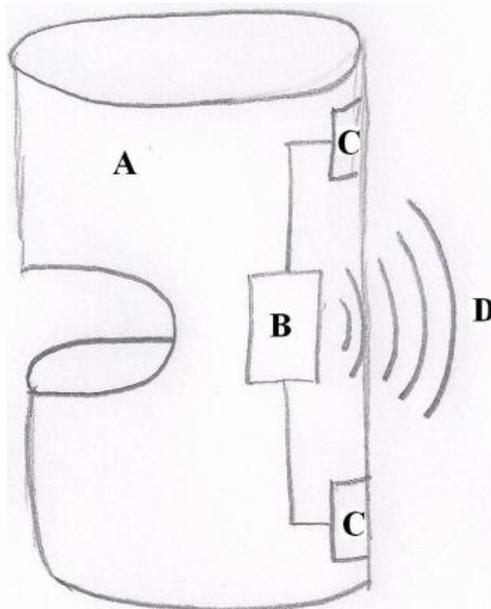


Figura 41: Propuesta de rodillera de adquisición de posiciones angulares.

En la figura 42 se muestra la propuesta de diseño de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral. Donde (A) es el socket inteligente, deformable y ajustable por medio de un sistema de aire, (B) es la rodilla policéntrica con elementos de potencia, (C) son los elementos estructurales de unión, (D) es el tobillo-pie que se encargará de la estabilidad del individuo y que absorberá la energía potencial del individuo al caminar aumentando de tal forma la eficiencia de la marcha protésica, (E) es la carcasa de la prótesis, encargada de la parte estética del diseño, (F) es la rodillera encargada de activar el modo de trabajo de la prótesis, (G) representa la comunicación entre la prótesis y los dispositivos que interactuarán con ella, (H) representa la computadora desde la que se ejecutará el software desarrollado para la adquisición de datos de las variables de la prótesis, dicho software contendrá un juego para el entrenamiento y rehabilitación del discapacitado, (I) representa el cargador con el que se cargará eléctricamente la prótesis de cualquier toma eléctrica, (J) representa la funcionalidad de la prótesis de permitir al individuo de bajar y subir escaleras, (K) muestra que el individuo podrá sentarse y pararse, (L) representa que el individuo podrá caminar de forma natural.

Capítulo II.

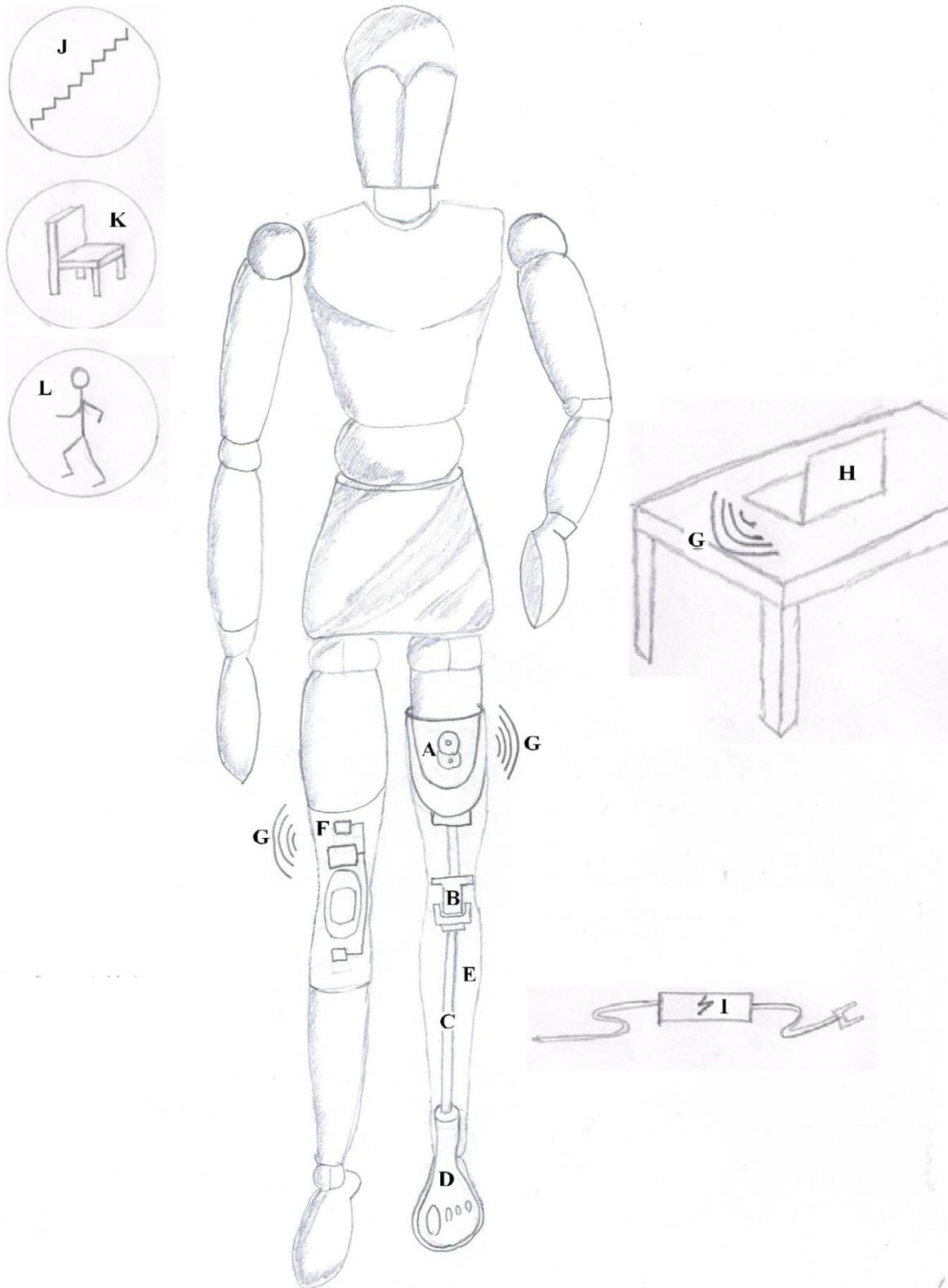


Figura 42: Propuesta de diseño de la prótesis mecatrónica para miembro inferior a nivel transfemoral.

Capítulo III.

Prototipo funcional para seguimiento de prótesis en miembro inferior.

La propuesta de diseño conceptual de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral, no se fabricó de forma completa, el diseño se dividió en familia de sistemas mecánicos, electrónicos y de interfaz, por lo que se optó por construir únicamente los conceptos de la parte electrónica y de interfaz de la rodilla biónica de la prótesis; dejando para trabajo futuro el desarrollo del prototipo del socket (el cual propone un concepto combinado y promete ser deformable y ajustable por medio de aire.), el prototipo mecánico del tobillo-pie y la rodilla policéntrica.

3.1 Selección de prototipos a fabricar.

De los conceptos solución seleccionados para cada uno de los sistemas propuestos (tabla 37, capítulo II), se observó que es necesario contar con 7 sistemas para conformar el diseño conceptual figura 43. De los 7 sistemas se debe desarrollar 5 prototipos funcionales para los sistemas 1, 2, 5, 6 y 7, con la finalidad de validar el diseño propuesto. Los otros 2 sistemas 3 y 4 no es necesario desarrollarlos ya que se encuentran en el mercado. En la tabla 38 se muestra los sistemas que se fabricarán.

Tabla 38: Conceptos solución seleccionados para fabricar.

Sistema	Comercial	Fabricación	Concepto seleccionado
1. Socket.	No	No	Socket deformable e ajustable por medio de aire.
2. Rodilla Biónica.	No	No	Mecanismo de barras Policéntrica.
3. Tobillo-pie.	Si	No	Tobillo sach foot.
4. Estructural.	Si	No	Barra cilíndrica.
5. Acondicionamiento de señales mioeléctricas.	No	Si	Tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas.
6. Rodillera para la adquisición de posiciones angulares.	No	Si	PIC, IMUS y módulos bluetooth.
7. Interfaz.	No	Si	LabVIEW.

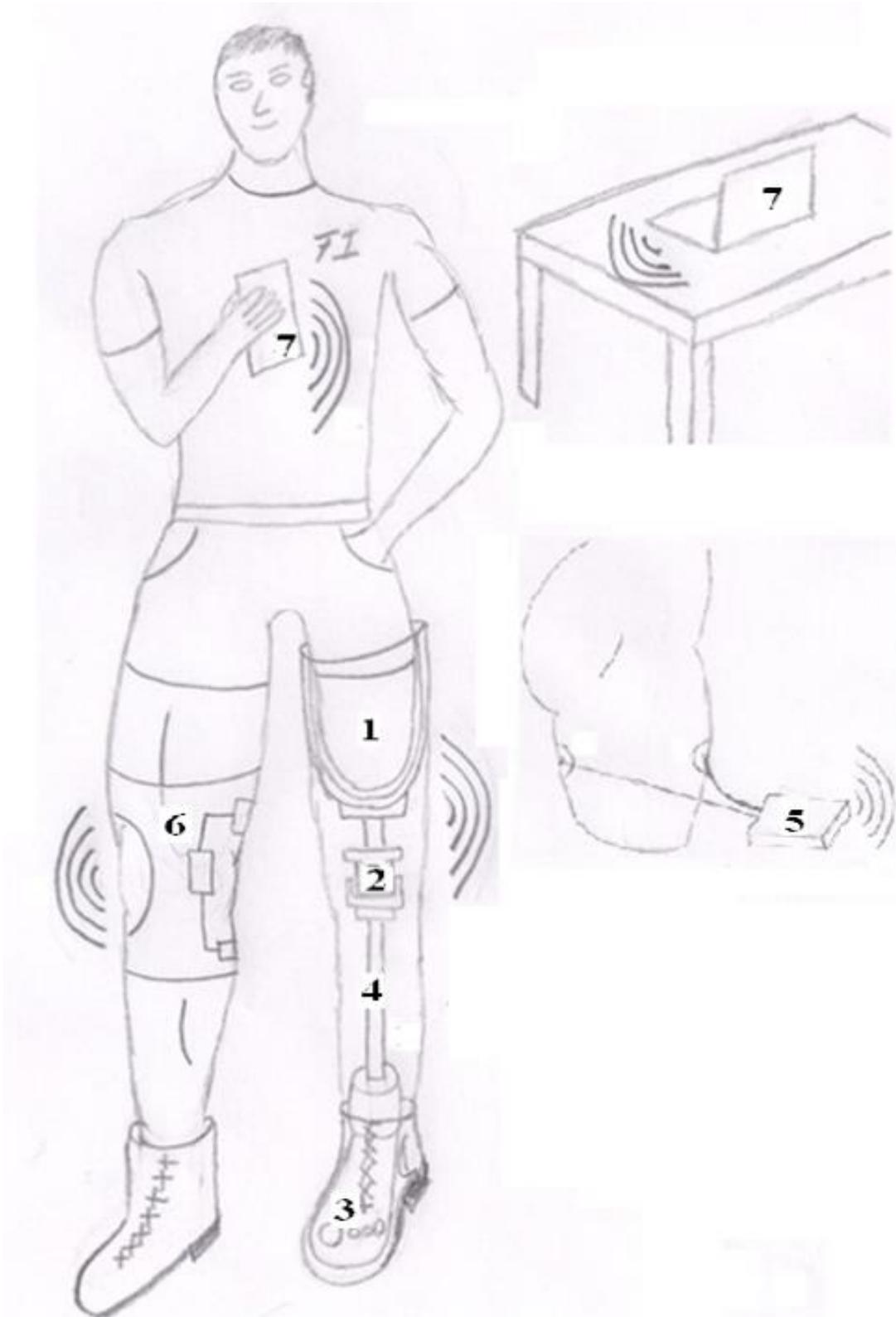


Figura 43: Propuesta de diseño de prótesis biónica.

Capítulo III.

En la literatura se observó, que desarrollar los conceptos socket deformable e ajustable por medio de aire y el mecanismo de barras policéntrica requerirá de un mayor tiempo y de una mayor extensión para lograr el presente trabajo, por lo que implicaría realizar dos trabajos de tesis. Por lo que se decidió no desarrollar dichos conceptos.

Se desarrollaron dos dispositivos independientes para el control de los actuadores de las prótesis biónicas en la articulación de la rodilla.

El primer dispositivo es una rodillera que se deberá de colocar el individuo en la extremidad inferior sana, la rodillera adquirirá la lectura de posiciones angulares de la extremidad por medio de sensores, las posiciones angulares obtenidas en la rodillera se enviarán al actuador del mecanismo que emulará la articulación de la rodilla de forma inalámbrica, los datos recibidos por el mecanismo de rodilla, permitirán al mecanismo replicar las posiciones según sea el caso. También este dispositivo contará con una interfaz que se encargará de adquirir los datos de posición angular de la rodillera, con la finalidad de visualizar de forma gráfica los datos adquiridos y almacenar en tiempo real las posiciones y velocidades angulares adquiridas de la articulación de rodilla. Este dispositivo se pretende sea utilizado para el control de la prótesis de rodilla en acciones simétricas como: sentarse, pararse o en acciones simétricas con desfase como: caminar, subir y bajar escaleras.

El segundo dispositivo es una tarjeta mioeléctrica, la tarjeta leerá las señales mioeléctricas por medio de electrodos, los electrodos se deberán de colocar en los músculos del muñón que estén en mejor estado físico. La intensidad de contracción del tono muscular controlará directamente la posición de flexión y extensión del mecanismo de rodilla. También para este sistema se implementó una interfaz para la adquisición, almacenamiento y visualización de las señales mioeléctricas en tiempo real, además de lo anterior a la interfaz se le implementó un juego, el cual se desarrolló con la finalidad de que el discapacitado entrene los músculos de su interés para controlar la prótesis biónica. Este sistema se pretende sea utilizado en acciones asimétricas e únicas de la extremidad protésica como al flexionar y extender la extremidad protésica inferior en la articulación de la rodilla.

3.2 Construcción de los dispositivos.

La construcción de los prototipos para conformar los dispositivos de control de la prótesis para rodilla, se segmentó en tres sistemas: sistemas electrónicos, y sistemas de interfaz. Para explicar el proceso de construcción de los dispositivos se iniciará con los sistemas electrónicos.

3.2.2 Prototipos de los sistemas electrónicos.

Los sistemas electrónicos de la prótesis de rodilla son los que se encargarán de controlar la articulación del mecanismo que emulará la rodilla. Para estos sistemas electrónicos se propusieron dos sistemas: el primero es la rodillera de adquisición de posiciones angulares con sensores, el segundo sistema es la tarjeta de acondicionamiento de señales mioeléctricas.

➤ **Dispositivo: Rodillera de adquisición de posiciones angulares.**

Este sistema lo que propone, es una rodillera que por medio de acelerómetros y giroscopios adquiera las posiciones angulares de la rodilla del individuo y que en tiempo real dichas posiciones angulares se envíen de forma inalámbrica por medio de un módulo bluetooth al actuador del mecanismo de rodilla, con la finalidad de que el mecanismo replique las posiciones angulares adquiridas de forma simétrica o de forma simétrica con desfase. (Tabla 39).

Tabla 39: Tipos de movimiento que replicara el mecanismo de rodilla.

Movimiento simétrico	Movimiento simétrico con desfase
Pararse.	Caminar.
Sentarse.	Subir escaleras.
Levantarse.	Bajar escaleras.

Se entiende por movimientos simétricos en las extremidades inferiores, cuando ambas extremidades en la articulación de la rodilla cambian de posición angular de una forma igual con respecto al tiempo (simetría); por ejemplo sentarse es una acción que demanda de un movimiento simétrico en ambas rodillas (capítulo II, sección 2.1.1).

Se entiende por movimiento simétrico con desfase cuando las dos extremidades inferiores generan ciclos de desplazamiento igual pero desfasadas una de la otra en un porcentaje de tiempo, por ejemplo la acción de caminar demanda que el mecanismo de rodilla se mueva de forma simétrica con un desfase de 50% del ciclo de la rodilla sana, ya que al caminar realizamos los mismos movimientos en ambas extremidades de forma cíclica, pero en diferentes etapas (capítulo II, sección 2.1.1).

Las tecnologías y materiales seleccionados para construir el prototipo “rodillera de adquisición de posiciones angulares”, es el siguiente:

- Microcontrolador PIC18F2550.
- Módulo bluetooth H05, maestro esclavo.
- Circuito integrado MPU6050 (acelerómetro, giroscopio).

Capítulo III.

- Servomotor de alto torque 17 [kg*cm].
- MPLAB y PICC.
- ISIS Proteus y ARES.
- Velcro para unir.
- Tela estrech, amoldable y transpirable.

El desarrollo del sistema “rodillera de adquisición de posiciones angulares” constó de dos circuitos, el primer circuito es para transmisión y el segundo circuito es para recepción. Para lo cual se utilizaron dos protocolos de comunicación, el primero fue RS232 el cual se utilizó para la comunicación e intercambio de datos entre los dos circuitos antes mencionados de forma inalámbrica. El otro protocolo fue I²C, el cual se utilizó para leer y procesar los datos de los circuitos integrados MPU6050.

La comunicación inalámbrica entre circuitos se realizó por medio de los módulos bluetooth HC-05 (fig. 44), los cuales se configuraron para el circuito transmisor y circuito receptor como maestro y esclavo respectivamente.



Figura 44: Modulo bluetooth.

Para cambiar las características internas de los módulos bluetooth como el baudaje, modo de trabajo (maestros o esclavo) y nombre entre otras características es posible mediante los comandos AT (se encuentran en la hoja de especificaciones del módulo bluetooth) y con la interfaz hyperterminal (fig. 45). Hyperterminal es un software que permite comunicar la PC con los módulos bluetooth, debido a que permite la comunicación por medio del protocolo RS232.

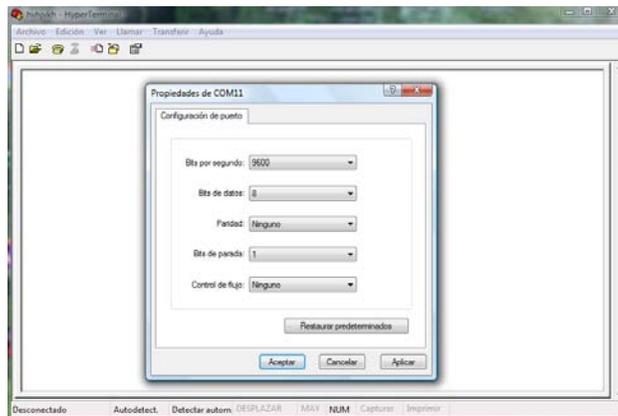


Figura 45: Hyperterminal.

Los comandos AT que se utilizaron para configurar el módulo bluetooth del circuito transmisor como maestro, son los comandos AT1.

Capítulo III.

Comandos AT 1: Configuración del módulo bluetooth maestro.

```
AT+ROLE=1\r\n      //Comando para colocar el módulo en modo Maestro (Master)
AT+CMODE=0         // para conectorlo a un mac en especifico
AT+BIND=12,8,3456 //Conectar el modulo a una mac
```

El comando que se utiliza para configurar los módulos bluetooth como esclavo es el comando AT2. Aunque no fue necesario configurar el módulo como esclavo ya que los módulos HC-05 vienen de fábrica configurados como esclavos.

Comandos AT 2: Configuración del módulo bluetooth esclavo.

```
AT+ROLE=0\r\n      //Comando para colocar el módulo en modo Esclavo (Slave)
```

• Circuito de transmisión:

Este circuito se ubicará en la rodillera y se encargará de realizar la adquisición de datos, además de transmitir dichos datos al circuito receptor, para esto último el circuito transmisor necesitará de un PIC18F2550, dos MU6050 y un módulo bluetooth configurado como maestro, un cristal de 4 [MHz], dos capacitores de 22 [pf] un push botón y tres resistencias; dos de 47 K Ω y una de 330 Ω .

Las dos resistencias de valor de 47K Ω se implementaron en las dos líneas SDA y SCL para el protocolo de comunicación I²C, ya que las líneas del bus están en un nivel lógico alto cuando están inactivas, el cristal de 4 Mhz externo se implementó para la configuración de los retardos internos del PIC y para la comunicación RS232 entre los dos PICs, los dos capacitores de 22 pf se implementaron para conectar a tierra el cristal externo de 4 Mhz; ya que así lo establece la hoja de datos del PIC, el push botón y la resistencia de 330 Ω se utilizaron para el “reset” del PIC, figura 46.

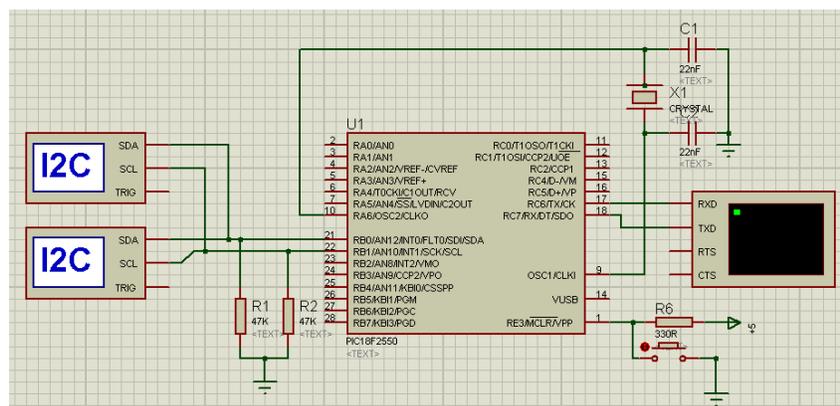


Figura 46: Circuito transmisor.

El diseño del circuito de transmisión se inició con la implementación del dispositivo MPU-6050, el dispositivo cuenta con un acelerómetro y un giroscopio, en este trabajo se implementó las lecturas de ambos sensores con el filtro complementario. Ya que la lectura

Capítulo III.

del acelerómetro por si sola es inestable en tiempo cortos y las lecturas del giroscopios es inestable en tiempos largos, además el giroscopio tiende a perder su referencia inicial en el transcurso del tiempo; por lo que se implementó la lectura de ambos sensores en el filtro complementario con la finalidad de obtener una lectura más estable.

El acelerómetro mide la aceleración en los ejes coordenados: X, Y y Z, en el eje Z normalmente el acelerómetro mide la fuerza de la gravedad terrestre y por medio de dicha lectura y trigonometría es posible calcular el ángulo de inclinación de la IMU con respecto a los ejes X, Y. La fórmula trigonométrica para calcular el ángulo de inclinación de la IMU con respecto al eje de interés es por medio de la ecuación 1.

$$AngAccel_Y = \tan^{-1} \frac{X}{\sqrt{y^2+z^2}} \dots\dots\dots 1$$

Las lecturas de las posiciones angulares de los ejes coordenados X y Z de la IMU se ignoraron para este trabajo, ya que sólo es necesario saber el ángulo de un eje, en este caso el del eje Y, el cual permitirá conocer el ángulo de flexiona de la rodilla.

El Giroscopio mide la velocidad angular y suele trabajar en radianes por segundo. La fórmula para calcular el ángulo del giroscopio es la se muestra en la ecuación 2, donde la ecuación para conocer el Angulo de inclinación actual necesita saber el ángulo inicial del giroscopio de la IMU y posteriormente suma el valor leído y así sucesivamente.

$$AngGiro_Y = AngYanterior + K\Delta t \dots\dots\dots 2$$

Dónde Δt es el tiempo que transcurre cada vez que se calcula una nueva posición y K es un factor de compensación. Al igual que con el acelerómetro también en el giroscopio se ignorará la lectura de las posiciones angulares de los eje X y Z.

Como ya se había mencionado el **Filtro Complementario** ecuación 3, implementa las lecturas del acelerómetro y giroscopio con la finalidad de obtener una lectura de posición angular estable y con menos ruido. Resulta que el Filtro Complementario es la unión de dos filtros diferentes: un High-pass Filter para el giroscopio y un Low-pass Filter para el acelerómetro. El primero deja pasar únicamente los valores por encima de un cierto límite, al contrario que el Low-pass filter, que sólo permite a los que están por debajo.

$$Ang_Y = 0.98(Ang_Y + AngGyro_Y * 0.010) + 0.02 * AngAccel_Y \dots\dots 3$$

Capítulo III.

Dónde AngGyro_Y es el ángulo obtenido del Giroscopio y AnguloAccel_Y es el ángulo obtenido del acelerómetro. La ecuación del filtro complementario se aplicó para la obtención de la lectura filtrada del eje coordenado Y, ya que sólo se quiere conocer el cambio de ángulo de solo un eje.

Posteriormente de establecer el desarrollo de la lógica y de las ecuaciones 1,2 y3 con la que se deberá de leer el acelerómetros y el giroscopios contenidos en el MPU-6050. Se desarrolló la programación para el PIC18F2550 para controlar el dispositivo MPU-6050. A continuación se muestra el diagrama del PIC16F2550 (fig. 47) y del MPU-6050 (fig. 48), con la finalidad de que el lector se familiarice con los dispositivos.

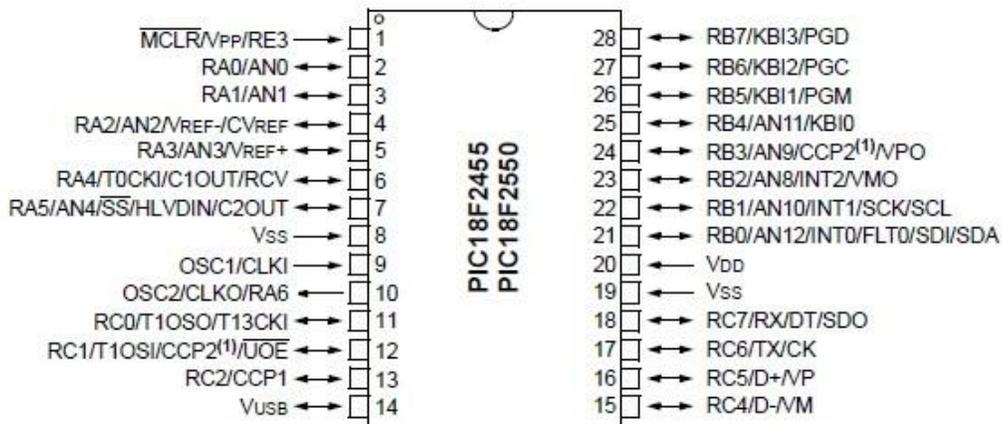


Figura 47: Diagrama de los pines del PIC18F2550



Figura 48: Diagrama de los pines del MPU6050

Las conexiones entre el PIC182550 y el MPU-6050 son muy simples, como se muestra en el enlistado de las conexiones de pines entre los dispositivos.

- MPU Vcc -> 5 Volts.
- MPU Gnd -> Tierra.
- MPU SCL -> PIC18F2550 B1.
- MPU SDA -> PIC 18F2550 B0.
- MPU AD0 -> PIC 18F2550.

Capítulo III.

Para programar el PIC18F2550 y adquirir los datos del dispositivo MPU-6050 fue necesario programar en el protocolo de comunicación I²C, tal protocolo permitió obtener los valores en bruto del acelerómetro y giroscopios pero al implementar en la programación las ecuaciones (1, 2 y 3) planteadas anteriormente fue como se logró obtener la lectura del acelerómetro y giroscopio en grados. A continuación se explica en secciones el código que se desarrolló del circuito transmisor.

La programación para el PIC18F2550 del circuito transmisor se desarrolló con el editor MPLAB junto con el compilador PICC. A continuación se explicará el código 1 del programa del circuito transmisor. Primero se realizó la declaración de la librería del microcontrolador a utilizar, la configuraron de los fusibles adecuados para el funcionamiento del PIC seleccionado y la definición del valor del oscilador externo para los retardos internos del PIC18F2550.

Código 1: Programa del circuito transmisor.

```
//Directiva para especificar el PIC a utilizar
#include <18F2550.h>
//Fusibles del PIC
#fuses
HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NODEBUG,NOUSBDIV,CPUDIV1,noVREGEN,MCLR,NOPBADEN

//Frecuencia del oscilador externo.
#use delay(clock=4MHz)
```

El código 2 muestra la configuración de los protocolos de comunicación RS232 y I²C, en la primer línea se configuro el protocolo de comunicación RS232 la cual se usó para la transferencia de datos, de forma inalámbrica entre los módulos bluetooth y el segundo protocolo de comunicación se utilizó para la comunicación entre el PIC y el dispositivo MPU-6050.

Código 2: Programa del circuito transmisor.

```
//Declaración del baudaje y pines de recepción y trasmisión.
#use rs232(baud=9600,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)
//Declaración del PIC como dispositivo maestro, del pin B0 como la línea SDA del bus , el pin B1 como la línea SCL
#use i2c(MASTER,SDA=PIN_B0,FAST,SCL=PIN_B1)
```

El código 3 muestra la declaración de las librerías matemáticas math.h y stdio.h. Ya que en la programación se utilizaron funciones matemáticas definidas en las anteriores librerías.

Código 3: Programa del circuito transmisor.

```
//Directivas para carga librería que contienen funciones matemáticas.
#include <MATH.h>
#include <stdio.h>
```

Capítulo III.

Para controlar los dispositivos MPU-6050 fue necesario crear dentro de la programación una pequeña librería básica código 4, en la que se definieron los registros necesarios y básicos del MPU-6050. Los dos primeros registros del MPU-6050 0xD0 y 0xD1 son las directivas con las que se les reconoce a los dispositivos MPU en el protocolo I²C como esclavos, es decir, son los nombres con los que se les manda a llamar en el protocolo y con el que se les reconoce con el resto de los dispositivos conectados a las líneas de comunicación del protocolo. El resto de los registros se encargan de almacenar, escribir y leer las lecturas de los acelerómetros y giroscopios entre otras cosas.

Código 4: Programa del circuito transmisor.

```
// MPU6050 Registros
#define W_DATA    0xD0
#define R_DATA    0xD1
#define PWR_MGMT_1 0x6B
#define PWR_MGMT_2 0x6C
#define SMPRT_DIV  0x19
#define CONFIG_R   0x1A
#define GYRO_CONFIG 0x1B
#define ACCEL_CONFIG 0x1C
#define ACCEL_XOUT_H 0x3B
#define ACCEL_XOUT_L 0x3C
#define ACCEL_YOUT_H 0x3D
#define ACCEL_YOUT_L 0x3E
#define ACCEL_ZOUT_H 0x3F
#define ACCEL_ZOUT_L 0x40
#define GYRO_XOUT_H  0x43
#define GYRO_XOUT_L  0x44
#define GYRO_YOUT_H  0x45
#define GYRO_YOUT_L  0x46
#define GYRO_ZOUT_H  0x47
#define GYRO_ZOUT_L  0x48
```

Para la lectura del giroscopio fue necesario utilizar una constante de conversión la cual al dividir el valor leído por tal constante definida fue como se obtuvo la lectura correcta en grados del eje Y, la constante se obtuvo de la hoja de datos del MPU6050 código 5.

Código 5: Programa del circuito transmisor,

```
#define G_cons 131.0
```

En el circuito de transmisión se utilizan dos dispositivos MPU-6050 uno para la región femoral y otro para la región tibial de la pierna, esto último para poder medir el ángulo de flexión de la rodilla, por lo que en la programación se desarrollaron tres funciones para controlar los dos dispositivos MPU. La primera función fue para escribir, la segunda fue para leer y la tercera fue para inicializar al dispositivo MPU seleccionado código 6. Para seleccionar el MPU de interés se utilizó el pin AD0 del dispositivo, ya que cuando se pone en alto el pin AD0 se enciende el dispositivo y cuando se pone en bajo el pin AD0 se apagaba el dispositivo MPU en turno.

Capítulo III.

Código 6: Programa del circuito trasmisor.

```
//Función que se encarga de escribir los datos obtenidos del sensor MPU6050.
void mpu6050_write(int add, int data)
{
    i2c_start();
    i2c_write(W_DATA);
    i2c_write(add);
    i2c_write(data);
    i2c_stop();
}

//Función que se encarga de leer los datos obtenidos del sensor MPU6050.
int16 mpu6050_read(int add)
{
    int retval;
    i2c_start();
    i2c_write(W_DATA);
    i2c_write(add);
    i2c_start();
    i2c_write(R_DATA);
    retval=i2c_read(0);
    i2c_stop();
    return retval;
}

//Función que se encarga de inicializar el sensor MPU6050.
void mpu6050_init(){
    mpu6050_write(PWR_MGMT_1, 0x80);
    delay_ms(100);
    mpu6050_write(PWR_MGMT_1, 0x00);
    delay_ms(100);
    mpu6050_write(CONFIG_R, 0x01);
    delay_ms(10);
    mpu6050_write(GYRO_CONFIG, 0x00);
}
```

El Código 7 muestra el desarrollo de la función principal “main()” primero se inicializó a los MPU y posteriormente por medio de un ciclo “for” se desarrolló una estructura con los ciclos “if” para alternar la lectura de los dos MPU implementados en el circuito trasmisor, por medio del puerto analógico B del PIC2550 es como se controló el encendido y apagado de los MPU.

Código 7: Programa del circuito trasmisor.

```
//Función principl.
void main()
{
    mpu6050_init(); //Inicialización de los dispositivos MPU.

    while(TRUE) //Ciclo infinito.
    {
        for(i=1;i<3;i++) //Ciclo para alternar la lectura de los MPU
        {
            if(i==1){ //Condición para activar el MPU ubicado en la región femoral.
                output_B(0b00000100); //Condición que pone en alto el PIN B2 del PIC
            }

            if(i==2){ //Condición para activar el MPU ubicado en la región tibial.
                output_B(0b00001000); //Condición que pone en alto el PIN B3 del PIC
            }
        }
    }
}
```

Capítulo III.

El Código 8 muestra la implementación de las ecuaciones 1, 2 y 3 planteadas anteriormente para procesar la lectura de los acelerómetros y giroscopios. Esto último con la finalidad de obtener las lecturas de los acelerómetros y giroscopios en grados.

Código 8; Programa del circuito transmisor,

```
//Lectura procesada del acelerometro.
Xa=make16(A_data[0],A_data[1]);
Ya=make16(A_data[2],A_data[3]);
Za=make16(A_data[4],A_data[5]);

//Lectura procesada del giroscopio.
Xg=make16(G_data[0],G_data[1])/G_cons;
Yg=make16(G_data[2],G_data[3])/G_cons;
Zg=make16(G_data[4],G_data[5])/G_cons;

//Calculo del angulo de inclinación por medio del acelerometro.
AnguloY_ acel=atan((signed int16)Xa/sqrt(pow((signed int16)Ya,2)+pow((signed int16)Za,2)))*(180/pi);

//Calculo del angulo de inclinación por medio del giroscopio.
AnguloY_giro=Yg*0.01+AnguloY;
```

El código 9 desarrolla el filtro complementario, para lo cual las lecturas obtenidas de las dos MPU se les aplicó el filtro complementario para hacer las lecturas más estables ante las perturbaciones. También se calculó el ángulo de flexión de la rodilla por medio de la diferencia de las lecturas de las dos IMUS instrumentadas. La primer IMU se ubicó en la región femoral de la extremidad y la segunda IMU se ubicó en la región tibial de la extremidad.

Código 9: Programa del circuito transmisor.

```
//Calculo del angulo de inclinación con filtrado. Filtro complementario.
AnguloY = 0.02*AnguloY_giro + 0.98*AnguloY_ acel; //La suma de los coeficientes debe ser igual a 1

AnguloRodilla=AnguloY-AnguloY2;
```

El ángulo de flexión de la rodillera se condicionó dentro de la programación con un ciclo "if", para garantizar que el ángulo adquirido por el sistema dé como resultado un valor positivo y entero en un rango de 0° a 180° código 10.

Código 10: Programa del circuito transmisor.

```
//Datos enviados por RS232
if (AnguloRodilla>0) { //Ángulos con valor positivo.
    AnguloRodilla=AnguloRodilla*(-1)+90;
    sprintf(string,"%ld",AnguloRodilla); //Paso a string el valor float
    strcpy(cadena,""); //En "cadena" carácter +
    strcat (cadena,string);
}
else { //Ángulos con valor negativo
    AnguloRodilla=AnguloRodilla*(-1)+90;
    sprintf(string,"%ld",AnguloRodilla); //Paso a string el valor float
    strcpy(cadena,""); //En "cadena" carácter +
    strcat (cadena,string);
}
```

Capítulo III.

Finalmente el ángulo adquirido y procesado se almacenó en una variable del tipo arreglo entera, con la finalidad de descomponer el valor y enviar carácter a carácter el ángulo adquirido al circuito receptor ubicado en el mecanismo de rodillera, código 11.

Código 11: Programa del circuito trasmisor.

```
//El ángulo se descompone en una cadena y se envía carácter por carácter al PIC esclavo.  
for (i=0;i<=2;++i){  
    putc(cadena[i]);  
    delay_ms(8);  
}
```

El circuito trasmisor se probó en protoboard, el cual funcionó de forma satisfactoria, a continuación se muestra una fotografía del circuito receptor alambrado en una protoboard figuras 49.

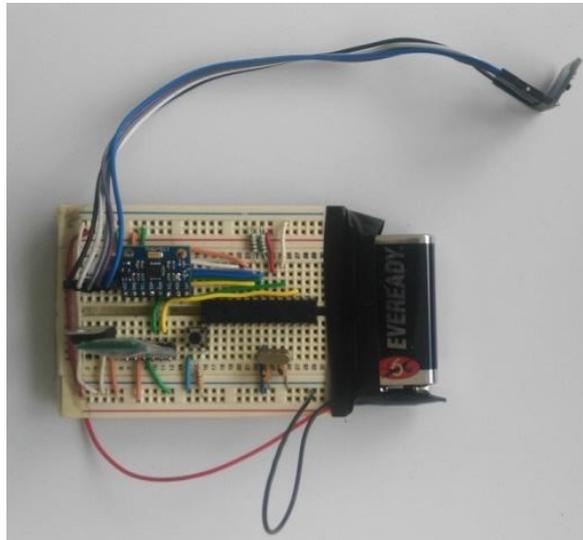


Figura 49: Circuito de transmisión alambrado en protoboard.

Finalmente el diseño del circuito trasmisor se diseñó en ARES, con el objeto de poder fabricarla en el futuro figura 50.

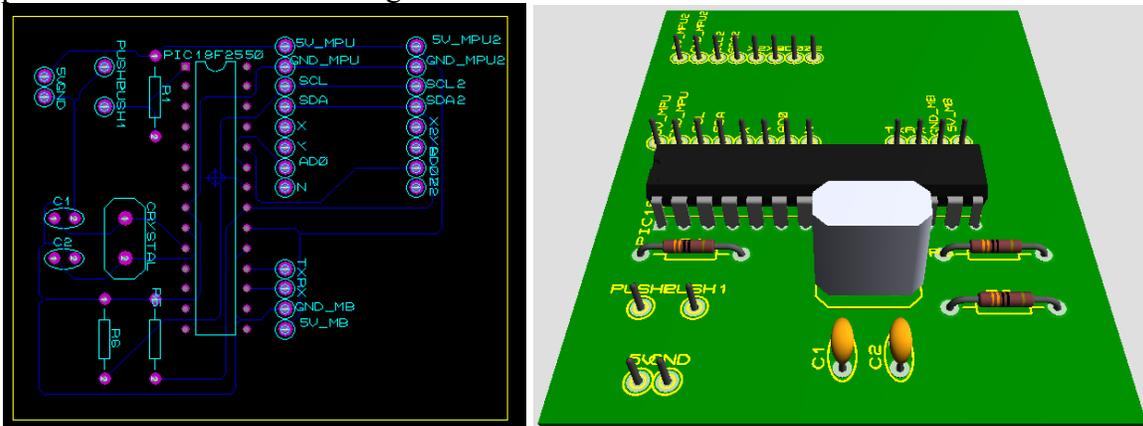


Figura 50: Circuito de transmisión, simulado en PCB.

- **Circuito receptor:**

Este circuito se encontrará en el mecanismo de rodilla y se encargará de la recepción de datos y de controlar el actuador, para este circuito se necesitó de un PIC18F2550, un módulo bluetooth configurado como esclavo, un servomotor de alto torque, el cual se encargará de replicar las posiciones y velocidades adquiridas de la extremidad en buen estado, un cristal de 4 [MHz], dos capacitores de 22 [pf], un push botón y una resistencia; de 330Ω, fig. 51.

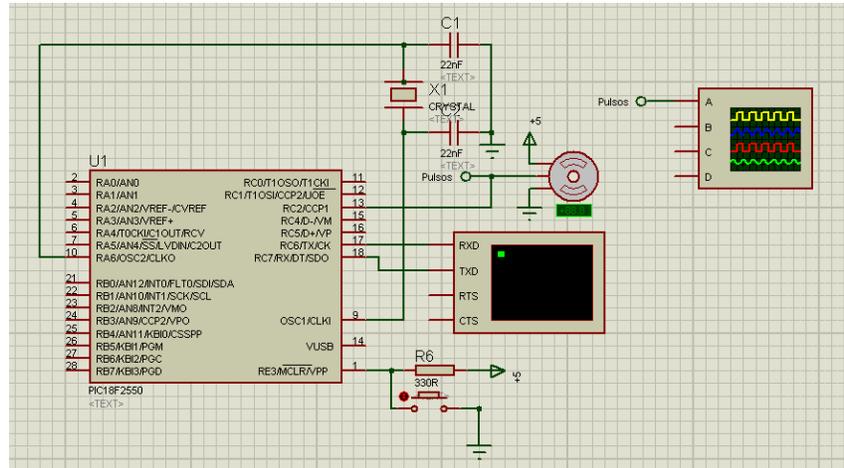


Figura 51: Circuito receptor.

Lógica de la programación del circuito receptor código 1, primero se declaró la librería del microcontrolador a utilizar en este caso la del PIC18F2550, posteriormente en la segunda línea, se configuraron los fusibles adecuados para el funcionamiento del PIC seleccionado, en la tercer línea se definió el valor del oscilador externo para los retardos internos del PIC y posteriormente se configuró en una línea el protocolo de comunicación RS232 y se incluyeron las librerías de matemáticas “math.h” y “stdio.h”.

Código 1: Programa del circuito receptor.

```
#include <18F2550.h> //Directiva para especificar el PIC a utilizar
#fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP //Flusibles del PIC
#use delay(clock=4MHz) //Frecuencia del oscilador externo.
#use rs232(baud=9600,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7) //Declaración del baudaje y pines de recepción y
transmisión.
#include <MATH.h> //Directivas para cargar la librería matemática.
#include <stdio.h> //Directivas para cargar la librería matemática.
```

Código 2 muestra la programación de la función principal “main” se inicializó el PIN C2 del PIC18F2550 en modo ccp1 para poder producir PWM en el PIN del PIC, el TIMER 2 del PIC se configuro para producir la frecuencia necesaria para controlar el servomotor entre 0° y 180°.

Capítulo III.

Código 2: Programa del circuito receptor.

```
void main()
{
  setup_ccp1(CCP_PWM);           //PIN C2 configurado en modo ccp1
  setup_timer_2(T2_DIV_BY_16, 255, 1); //TIMER 2 es configurado para controlar el servomotor.
```

En el Código 3 se desarrolló un ciclo infinito en el que cada 20 milisegundos adquiere el ángulo y lo almacena en una variable del tipo cadena entera y por medio de la función “atof()” transforma dicho ángulo recibido en un valor del tipo flotante.

Código 3: Programa del circuito receptor.

```
while(TRUE) //Ciclo infinito.
{
  Cadena[i]=getc(); //Recepción del ángulo en un arreglo.
  ++i; //Recepción del siguiente carácter
  if (i==3) { //Condición que asegura haber recibido el ángulo completo.
    i=0; //La condición se inicializa.
    ValorRecibido = atof(Cadena); //Paso el ángulo recibido a un valor flotante.
```

Finalmente para controlar el servomotor entre 0° y 180° se transformó el ángulo recibido en PWM. Para lo cual se modeló la ecuación 4.

$$Y = m * X + b \dots\dots\dots 4$$

$$\text{AnguloRodilla} = 0.75 * \text{ValorRecibido} + 28$$

- Donde la ordena al origen “b = 28” es el valor de la frecuencia con el que el servomotor se posiciona en la posición de 0°
- La pendiente “m = 0.75” es el factor de conversión del ángulo recibido en frecuencia para posicionar el servomotor entre un ángulo de 0° a 180°.
- X = ValorRecibido; el valor recibido está caracterizado en grados y va de 0° a 180°.

Código 4: Programa del circuito receptor.

```
AnguloRodilla = ValorRecibido*0.75+28; //El ángulo recibido en grados se transforma a PWM
set_pwm1_duty(AnguloRodilla); //El PWM se evalúa en la función para controlar el servomotor.
delay_ms(20); //Retardo
```

El circuito receptor se probó en una protoboard, el cual funcionó de forma satisfactoria, a continuación se muestra una fotografía del circuito receptor alambrado en una protoboard figuras 52.

Capítulo III.

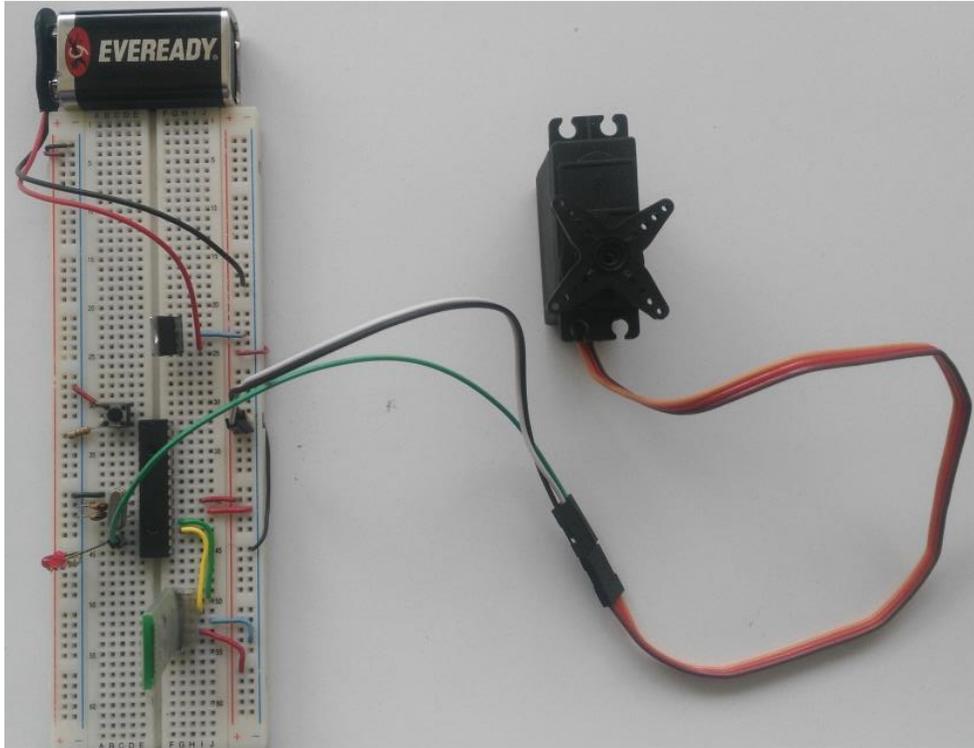


Figura 52: Circuito receptor alambrado en protoboard.

El diseño del circuito receptor se diseñó en ARES, con el objeto de fabricarlo en el futuro figura 53.

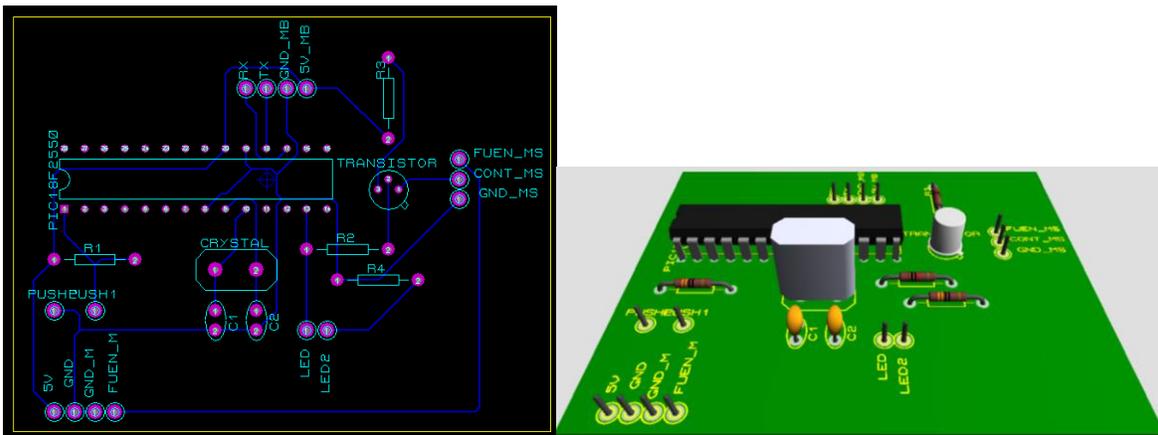


Figura 53: Circuito receptor, simulado en PCB.

Se fabricó la rodillera de adquisición de tela, la cual se confecciono de mezclilla stretch, se usó velcro para hacer la rodillera ajustable a la pierna (fig.54). En la figura 55 se muestra la rodilla adquiriendo las posiciones y velocidades angulares de la rodilla, durante la marcha, el circuito trasmisor se encuentra montado en la rodillera y se comunica de forma inalámbrica por medio del módulo bluetooth con la interfaz desarrollada para PC.

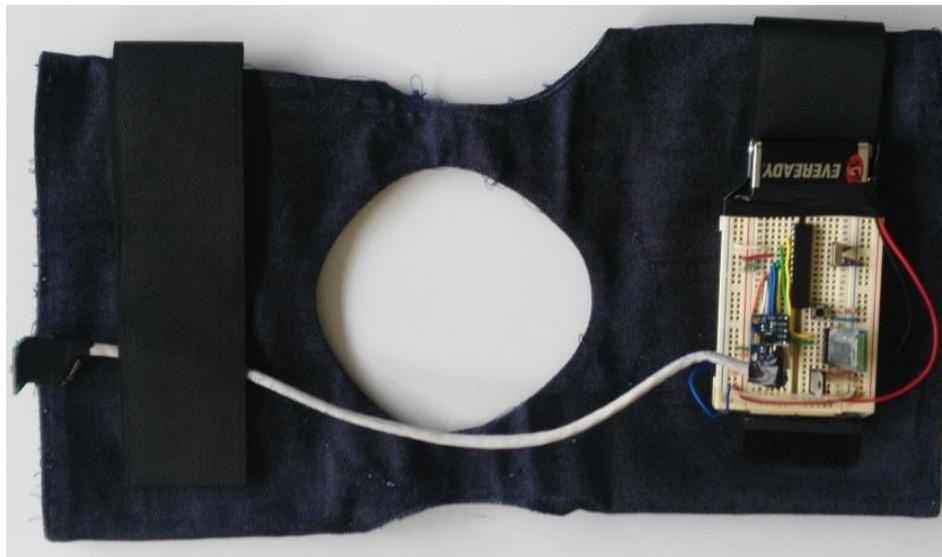


Figura 54: Rodillera con sensores terminada.

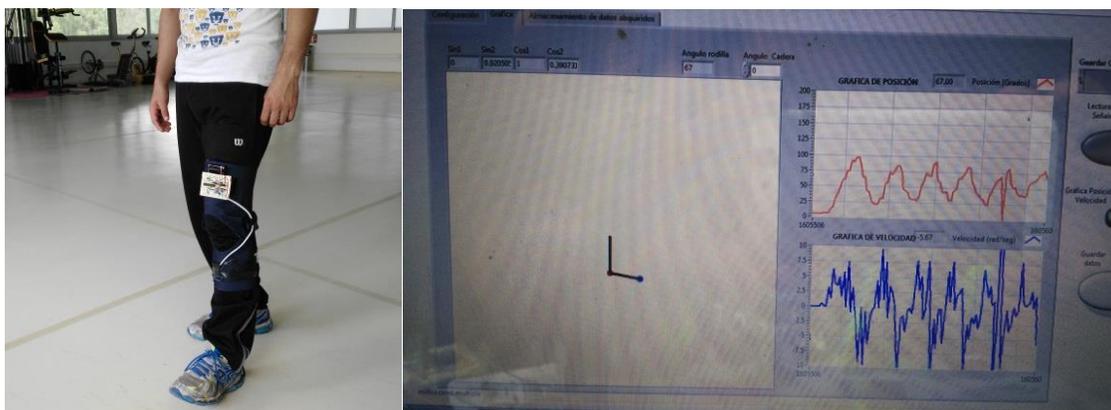


Figura 55: Rodillera de adquisición funcionando.

➤ **Dispositivo: Tarjeta mioeléctrica.**

Este dispositivo es una tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas, basada en electrodos de superficie que adquiere las señales mioeléctricas del musculo de interés, para posteriormente controlar con dicha tarjeta la flexión y extensión del mecanismo de rodilla, en realidad la tarjeta lee las contracciones musculares y con dichas lecturas de forma directa y proporcional controla el nivel de flexión y extensión del actuador del mecanismo de rodilla de la prótesis biónica.

El desarrollo y la fabricación de la tarjeta, no se realizó en este trabajo, ya que fue diseño de Martínez [22], por lo que se colaboró con dicho compañero en el desarrollo de la tarjeta mioeléctrica, la cual se diseñó de un canal (Fig. 56).

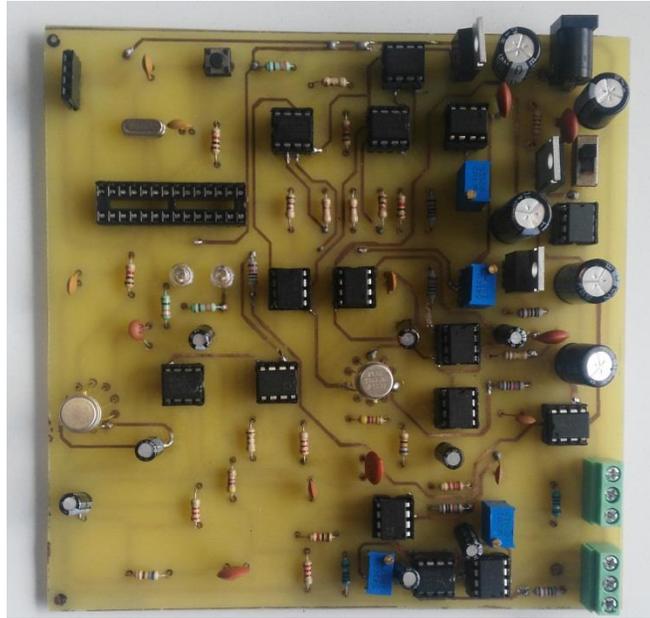


Figura 56: Tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas, diseñada en PCB [22].

La tarjeta diseñada contiene etapa de acondicionamiento y rectificado, las señales mioeléctricas se adquieren originalmente en un rango aproximadamente de 10uV-5mV y 0-500Hz por los que las señales están expuestas a interferencias como la red eléctrica o el ruido exterior, por tanto fue necesario diseñar filtros que eliminen el ruido. Posteriormente se utilizó el microcontrolador PIC18F2550 para realizar la conversión de la señal adquirida como analógica a digital para controlar de forma directa la flexión y extensión de la prótesis. (Fig.57).

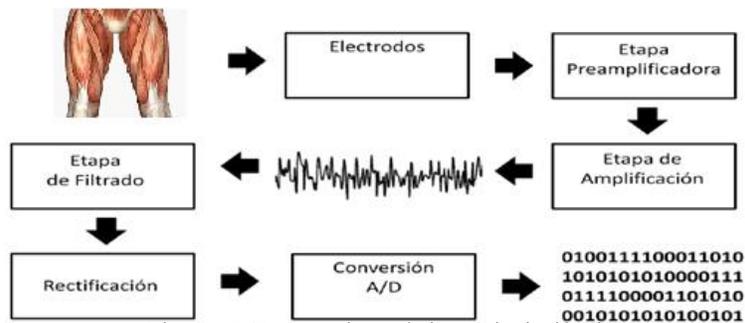


Figura 57: Procesamiento de la señal mioeléctrica.

• Conversor A/D

El circuito dentro de la tarjeta mioeléctrica encargado de realizar la conversión de las señales mioeléctricas del tipo analógicas a digitales es el que se muestra en la figura 58, el cual utiliza un PIC 18F2550 en la salida del PIC hay un transistor para la etapa de potencia para el servomotor. Además este circuito en el que permite la comunicación con la interfaz desarrollada en LabVIEW por medio del protocolo RS-232.

Capítulo III.

En el código 3 se desarrolló un ciclo infinito en el que se adquiere la señal mioeléctrica procesada y convertida a digital por medio del puerto RA0 y es caracterizada y almacenada en una variable del tipo cadena entera, dicha variable contiene el ángulo de flexión de la rodilla según la contracción leída, pero tal ángulo no está en grados o radianes sino que esta parametrizada en PWM por lo que dicho valor se introduce en la función `set_pwm1_duty()` la cual se encarga de dar como salida en el PIN C2 PWM correspondiente.

Código 3: Programa del circuito conversor A/D.

```
while(TRUE)
{
  value=read_adc()*0.39+60;          //Formula
  set_pwm1_duty(value);
}
```

Para controlar el actuador (servomotor) entre 0° y 180° se transformó la lectura de la señal mioeléctrica procesada en digital a PWM. Para lo cual se modelo la ecuación 5.

$$Y = m * X + b \dots\dots\dots 5$$

$$\text{AnguloRodilla} = 0.39 * \text{read_adc}() + 68$$

- Donde la ordenada al origen “b = 68” es el valor de la frecuencia con el que el servomotor se posiciona en la posición de 0°, es decir cuando el musculo leído está en relajación con una tensión muscular mínima.
- La pendiente “m = 0.39” es el factor de conversión de la señal mioeléctrica para posicionar el servomotor entre un ángulo de 0° a 180°.
- X = ValorRecibido; el valor recibido esta caracterizado en una señal digital en forma de PWM.

El circuito conversor A/D se probó en protoboard, el cual funcionó de forma satisfactoria, a continuación se muestra una fotografía del circuito receptor alambrado en una protoboard figura 59.

Capítulo III.

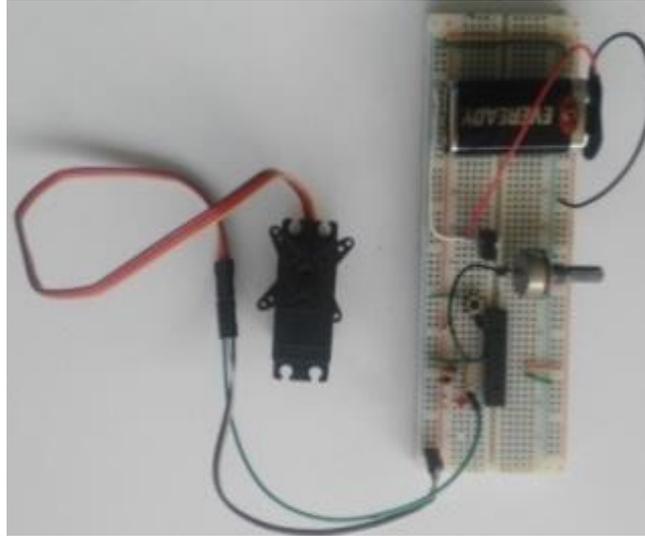


Figura 59: Circuito conversor A/D alambrado en protoboard.

Finalmente el diseño del circuito conversor A/D se diseñó en ARES, con el objeto de hacer la tarjeta impresa del circuito figura 60.

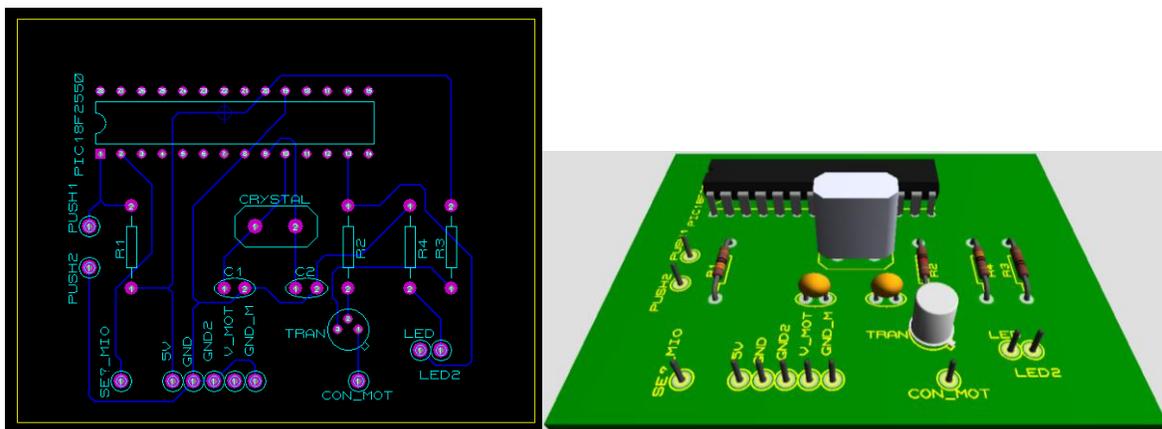


Figura 60: Circuito conversor A/D simulado en PCB.

3.2.3 Prototipos de los sistemas de interfaz.

Los sistemas de interfaz se encargarán de adquirir, almacenar y graficar en tiempo real los datos obtenidos por los sistemas electrónicos desarrollados anteriormente. Primero se explicará la interfaz desarrollada para la rodillera de lectura de posiciones angulares y posteriormente se explicará la segunda interfaz que se desarrolló para el sistema de tarjeta de lectura de señales mioeléctricas.

El software LabVIEW (versión 2013) fue la tecnología que se seleccionó y utilizó para desarrollar las interfaces de adquisición.

➤ Interfaz para la rodillera de adquisición de posiciones angulares.

La interfaz para la rodillera de lectura de posiciones angulares se diseñó con la lógica de una máquina de estados, el diagrama se muestra en la figura 61. El diseño de la máquina de estados consto de 5 estados que son: Inicio, lectura (acelerómetro-giroscopio), grafica, guardar datos y salir.

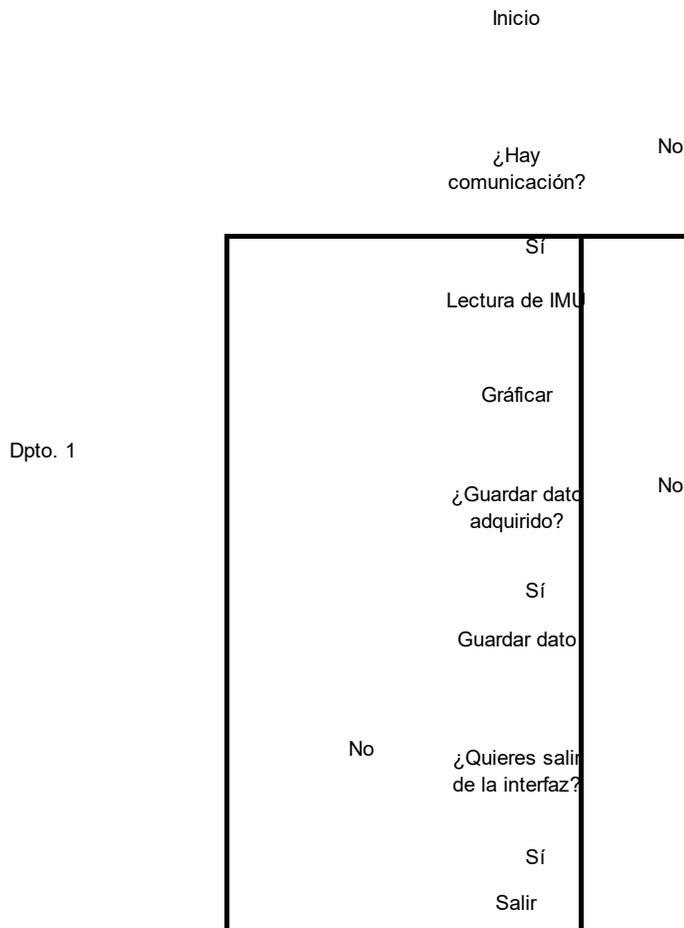


Figura 61: Máquina de estados de la interfaz para rodillera.

La interfaz para la rodillera de lectura de posiciones angulares se diseñó para que estuviera segmentada en tres partes, la cual se segmento por medio de una tabla de control, la cual permitió crear un menú de selección desde el panel frontal, la primera parte de la interfaz es la de configuración, en la que se debe de seleccionar el puerto COM asignado al módulo bluetooth del circuito trasmisor ubicado en la rodillera. También en esta primera parte se deben de ingresar algunos datos del individuo como: dimensiones de los eslabones de la región femoral y tibial para la representación 2D de la articulación de la rodilla (fig. 62), entre otros datos del individuo.

Capítulo III.

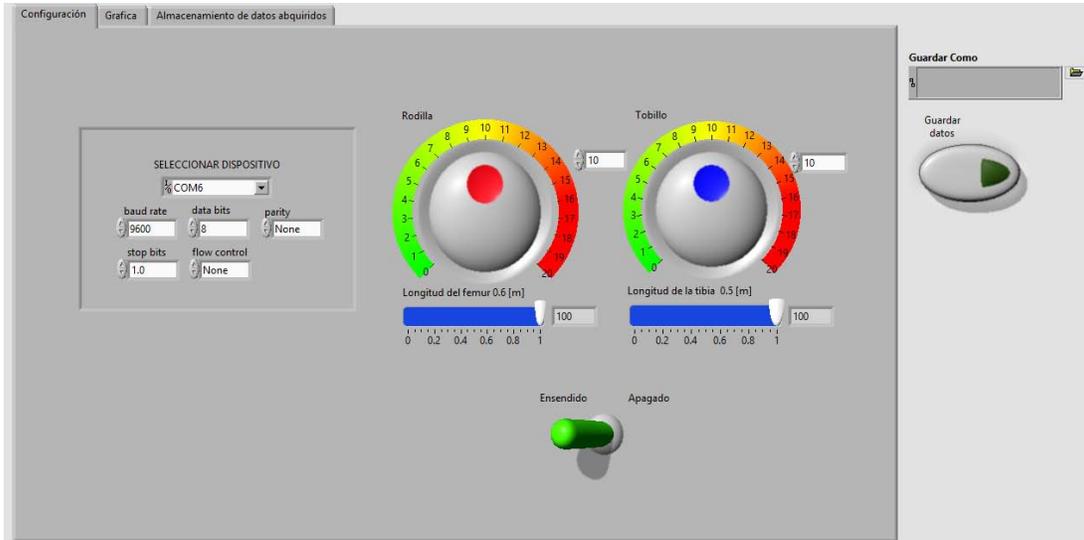


Figura 62: Primera parte del panel frontal de la interfaz de la rodillera.

En la segunda parte del panel frontal se muestran los gráficos, en los que se representa en 2D la simulación de la articulación de la rodilla, además se muestran las gráficas de “posición vs tiempo” y de “velocidad vs tiempo” del ciclo de la marcha de la articulación de la rodilla. A continuación se muestra una imagen de la ejecución de la interfaz adquiriendo datos de la rodillera (fig. 63).

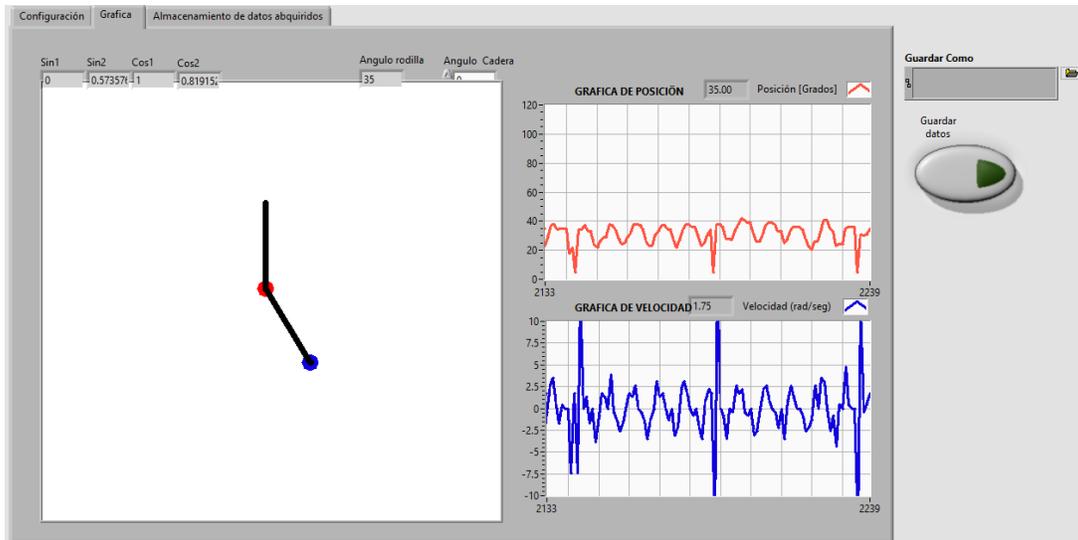


Figura 63: Segunda parte del panel frontal de la interfaz de rodillera, adquisición de datos.

En la tercera parte del panel frontal, es donde se muestra en una tabla cómo es que se almacenan los datos adquiridos en tiempo real (fig. 64).

Capítulo III.

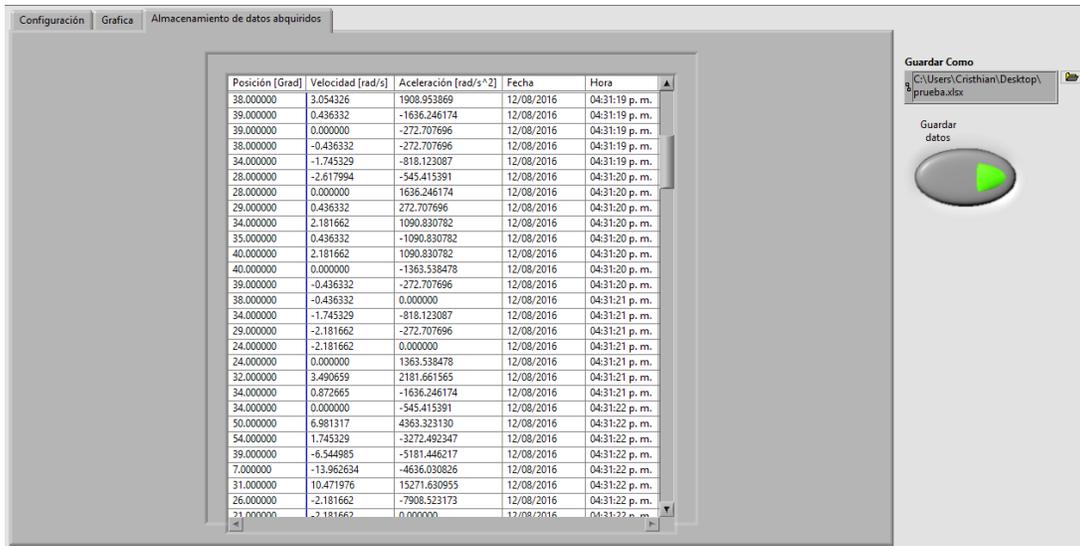


Figura 64: Tercera parte del panel frontal de la interfaz de rodillera, almacenamiento de datos.

En la figura 65 se muestra el botón con los que se controlará el panel frontal de la interfaz. Con el botón de guardar datos es con el que se activa el almacenamiento de los datos en un archivo de Excel, esta última acción se puede realizar en cualquier momento en el que se desea almacenar los datos adquiridos.



Figura 65: Botones de control de la interfaz de rodillera.

El puerto COM se programó por medio del módulo “Visa configure serial port” (fig. 66), la cual es una función que proporciona LabVIEW y que contiene sus elementos por defecto en el que hay que configurar el “baudaje” y el puerto COM, con el que se comunicará la interfaz, en este caso el puerto COM es el del módulo bluetooth utilizado como maestro en el circuito de transmisión de la rodillera.

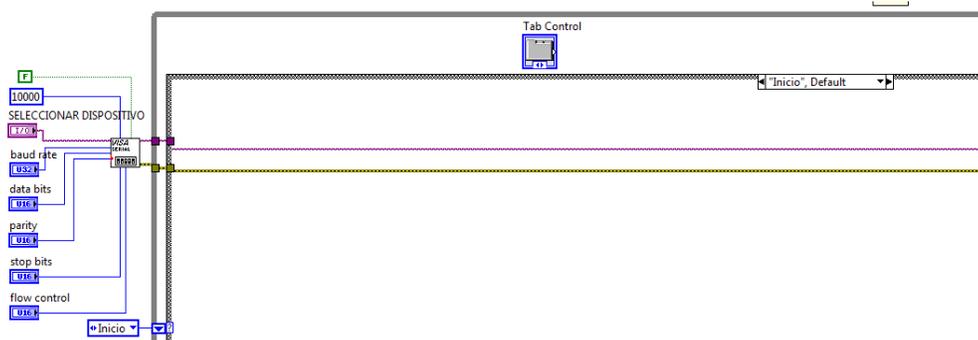


Figura 66: Puerto COM y sus elementos de configuración.

Capítulo III.

Se explicará cada uno de los estados de la lógica de la máquina de estados con la que se programó la interfaz diseñada para la rodillera.

El primer estado es el de inicio, en ese estado se programó que cuando el botón de encendido estuviera activado nuestra interfaz realizará la adquisición de datos y se pasará al siguiente estado o en caso contrario que la adquisición de datos se detuviera (fig. 67).

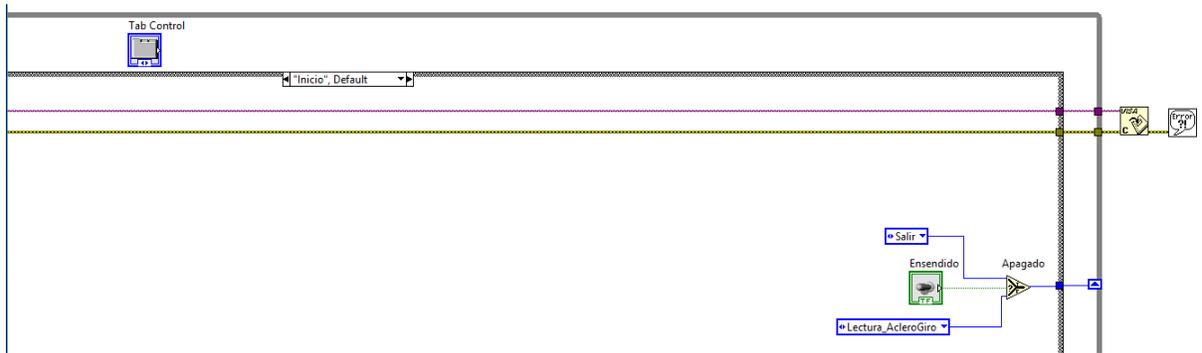


Figura 67: Estado de inicio de la interfaz de rodillera.

El segundo estado es el de lectura figura 68, se logra pasar a ese estado poniendo en activo el botón de lectura de la señal, estando en este estado, dicho estado permite adquirir por medio del puerto COM el ángulo de la rodillera enviado en tal instante, el ángulo recibido se filtra y almacena en una variable del tipo entero, posteriormente se pasa al estado de lectura de forma automática.

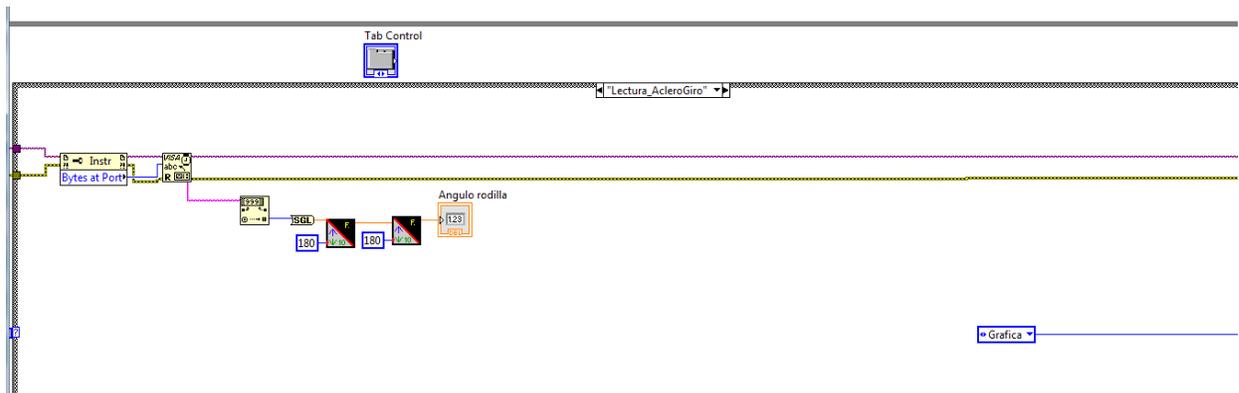


Figura 68: Estado de lectura de la interfaz de rodillera.

El tercer estado fue el de gráfica, el cual muestra la lectura del ángulo recibido en una gráfica 2D, en gráfica de posición_angular vs tiempo y velocidad_angular vs tiempo. En la figura 69 se muestra la programación realizada para las gráficas antes mencionadas.

Capítulo III.

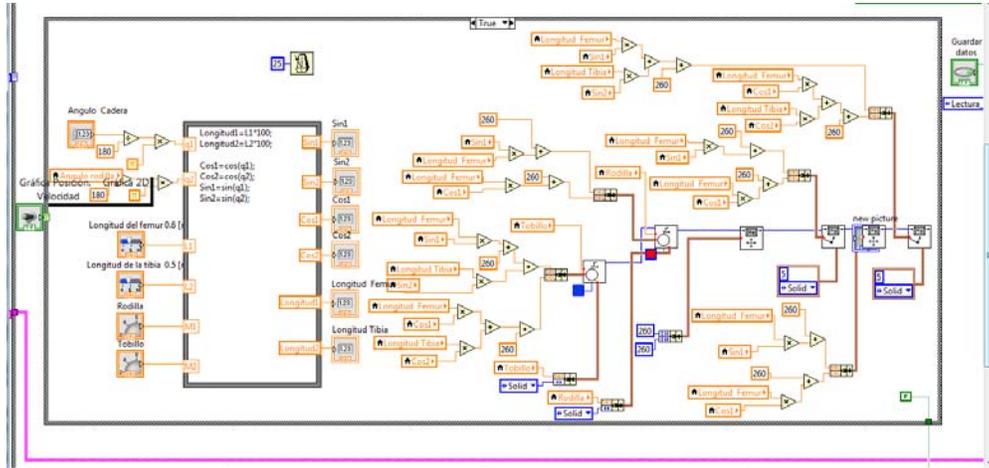


Figura 69: Tercer estado, gráficos de la interfaz de rodillera.

El cuarto estado fue el de guardar, en el que se programó la creación de un archivo de Excel por medio de la función “write to spreadsheet file” y que desde el panel frontal es en donde se da la ubicación de almacenamiento junto con el nombre deseado. En el archivo creado se almacenan las posiciones angulares, velocidades angulares y aceleraciones angulares adquiridas, posteriormente este estado direcciona de regreso al estado de lectura y así sucesivamente. (Fig. 70).

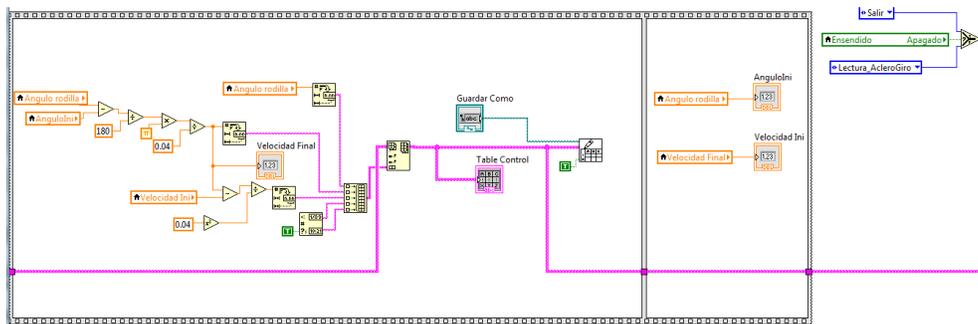


Figura 70: Estado de guardar de la interfaz de rodillera.

El ultimo estado programado fue el de salir, para pasar a este estado final de la máquina de estados solo bastaba poner en apagado el botón de lectura de señal, lo cual genera que la interfaz deje de ejecutarse (fig. 71).

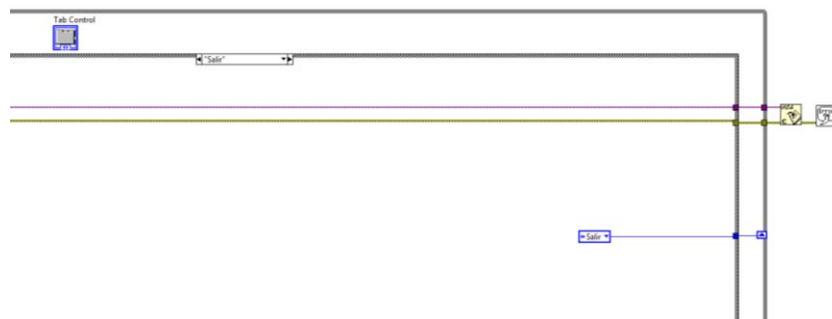


Figura 71: Estado de salir de la interfaz de rodillera.

➤ Interfaz de la función de tarjeta mioeléctrica.

La interfaz de la tarjeta mioeléctrica se diseñó con la lógica de una máquina de estados, el diagrama se muestra en la figura 72. El diseño de la máquina de estados consto de 6 estados que son: Inicio, lectura de señales 1, lectura de señal 2, gráficas, guardar datos y salir.

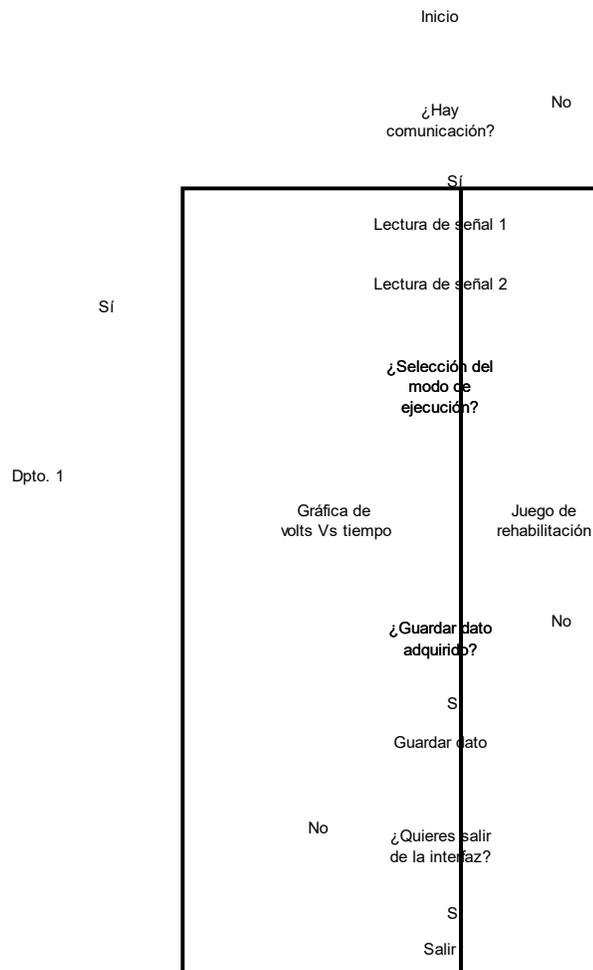


Figura 72: Máquina de estados de la interfaz de la tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas.

La interfaz de la tarjeta de lectura de señales mioeléctricas se diseñó para que estuviera dividida en dos secciones, la primera para visualizar en una gráfica las señales mioeléctricas adquiridas en volts vs tiempo y en la segunda parte para visualizar el juego de rehabilitación diseñado.

La primera sección muestra las gráficas en tiempo real de las señales mioeléctricas adquiridas por medio de la tarjeta de lectura de señales mioeléctricas en un rango de 0-5 volts figura 73, la interfaz está diseñada para adquirir de una o dos señales mioeléctricas al mismo tiempo y graficarlas en tiempo real.

Capítulo III.



Figura 73: Primera parte de la interfaz, gráfica de la señal mioeléctrica.

La segunda parte fue la del juego Figura 74, que se realizó para que el discapacitado entrene y rehabilite sus músculos de interés y así logre tensar su músculo rehabilitado en diferentes rangos de tensión muscular, esto último con la finalidad de que el discapacitado pueda controlar el ángulo de flexión y extensión del mecanismo de rodilla protésica a conciencia.

El juego consiste en balancear una pelota en un superficie por medio de la contracción muscular de dos músculos, es decir se requiere de la señal mioeléctrica de dos músculos para controlar los dos ejes X y Y de inclinación de la superficie. El fin del juego es lograr que la pelota se mantenga en equilibrio en el centro de la superficie durante un tiempo determinado además de que la pelota no toque las paredes que delimitan la superficie, a continuación se muestra una imagen del juego en ejecución.

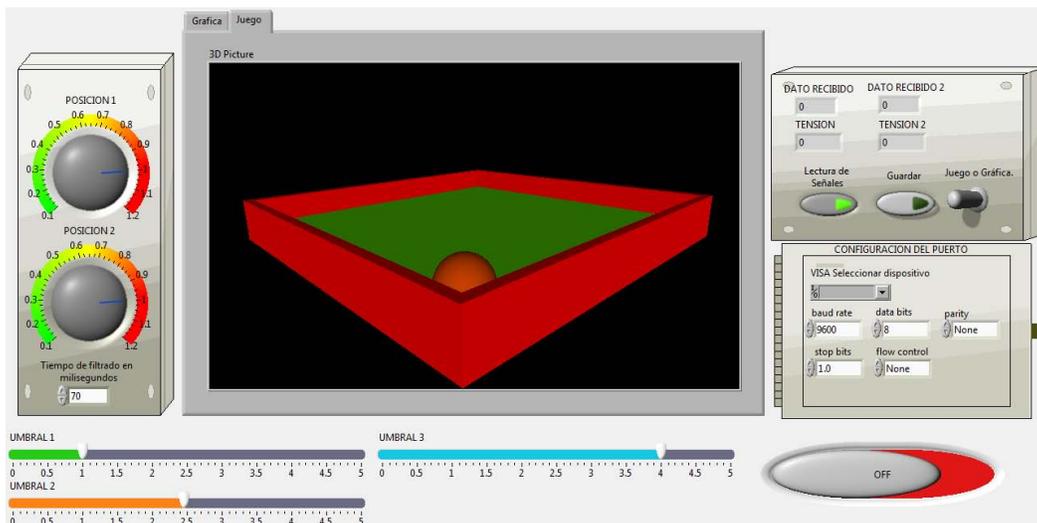


Figura 74: Segunda parte de la interfaz, juego para entrenar los músculos afectados.

Capítulo III.

El panel de visualización se realizó para poder leer de una o dos señales mioeléctricas a la vez, por lo que permite visualizar dichas señales al mismo tiempo, las señales mioeléctricas leídas se despliegan en la gráfica en tiempo real, además los datos adquiridos se pueden almacenar en un archivo del tipo Excel, el tiempo que se desee, esto permitiendo que posteriormente se pueda procesar dicha información. El panel frontal, de la interfaz contiene varios elementos como se pudo visualizar anteriormente, a continuación se explicara para lo que sirven dichos elementos.

Para configurar el puerto de comunicación, en la primera vez es necesario conectar la tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas a la computadora, la computadora asignara dos puertos COM a la tarjeta, de los cuales es necesario poner atención, el puerto COM de salida es por lo general el puerto con valor inferior de los dos asignados por la PC, posteriormente desde el panel frontal de la interfaz se deberá de seleccionar el puerto COM asignado, lo cual permitirá la comunicación entre la tarjeta y la interfaz. El “baud rate” se deberá de colocar en 9600 [baud] Figura 75.

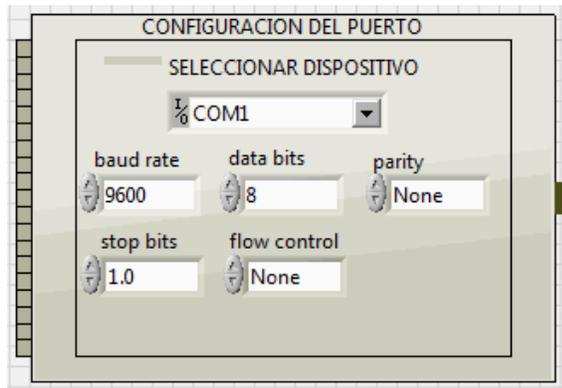


Figura 75: Configuración del puerto de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Con el botón de la figura 76 se ejecuta la interfaz, es decir se activa la interfaz.

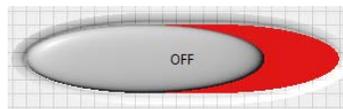


Figura 76: Botón de ejecución de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

El control de los umbrales, es por medio de barras sobre las cuales el usuario podrá variar a su disposición, hay tres umbrales, el inferior, intermedio y superior (figura 5). Para variar el valor de los umbrales solo bastara con posicionar el puntero en el valor del voltaje en el que se desee colocar el umbral y dar clic (fig. 77).

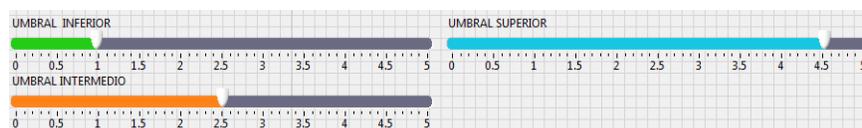


Figura 77: Umbrales de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Capítulo III.

Para poder controlar la amplitud de la gráfica obtenida, se tienen el dial, hay dos, ya que se leerán dos señales y cada uno es para cada una de las dos señales adquiridas. Figura 78. Además en este apartado se ha colocado el tiempo de filtrado, el cual está en milisegundos y es lo que tarda la interfaz en tomar una lectura con respecto a otra, para su visualización en la gráfica.

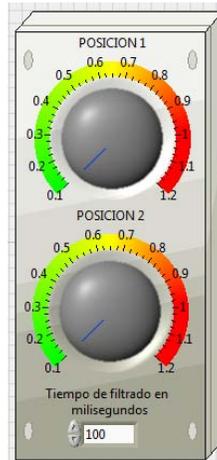


Figura 78: Dial de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

En el panel frontal hay dos botones y una palanca, El primero botón sirve para activar la lectura de las señales mioeléctricas, el segundo para almacenar los datos adquiridos en el momento en el que se desee y la palanca sirve para seleccionar el modo de funcionamiento de la interfaz, ya sea para graficar las señales y mostrarlas en la gráfica “volts vs tiempo” o para seleccionar el juego de rehabilitación. También en este apartado se puede visualizar la magnitud del valor adquirido de cada una de las señales obtenidas en volts (figura 79).



Figura 79: Botones de configuración de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Además se tiene una tabla de control, la cual permite visualizar los datos que se guardaran en el archivo de Excel en tiempo real, además indica la hora en la que se almacena cada dato almacenado (figura 80).

Capítulo III.

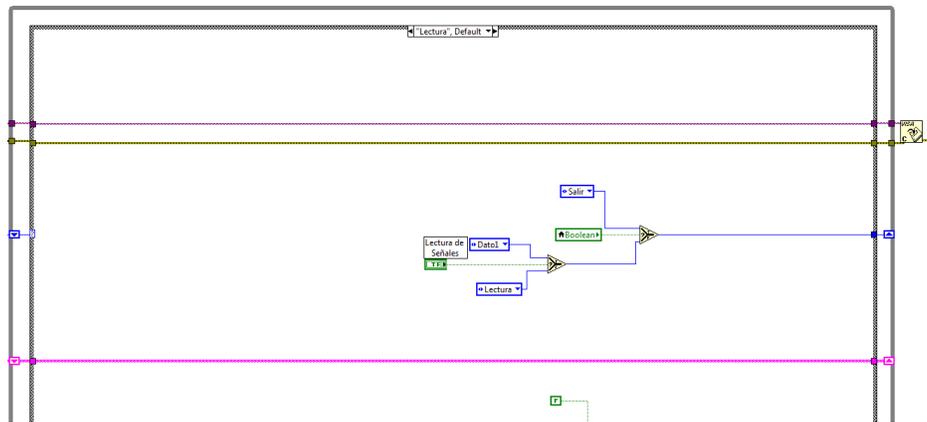


Figura 82: Estado de lectura de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Segundo y tercer estado, estos estados toman la lectura de cada una de las dos señales mioeléctricas provenientes de la tarjeta de lectura de señales mioeléctricas, para lo cual fue necesario diferenciar cada una de las dos señales mioeléctricas entrantes en la interfaz, este problema se resolvió mediante la entrada de un carácter antes del dato de entrada. La lectura del dato 1 se inicializa con el carácter “a” seguido del dato adquirido en la señal mioeléctrica (fig. 83), la lectura del dato 2 se inicializa con el carácter “b” seguido del dato adquirido de la segunda señal mioeléctrica (fig. 84).

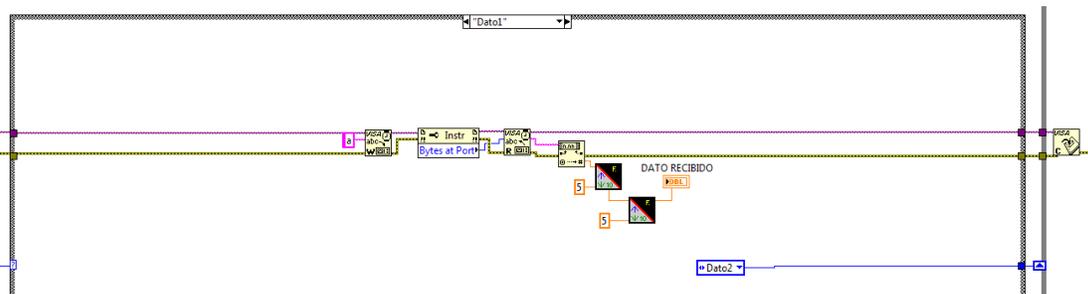


Figura 83: Segundo estado “dato1” de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

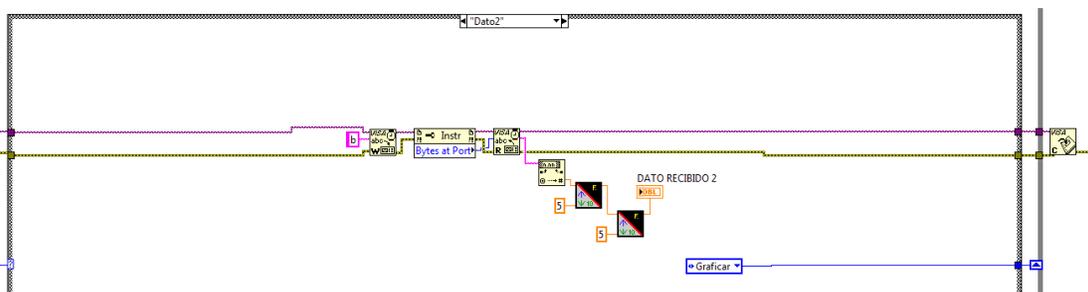


Figura 84: Tercer estado “dato2” de la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Las lecturas de las señales mioeléctricas de los estado dos y tres se filtran por medio de un filtro digital, el cual se implementó, ya que LabVIEW no lo proporcionaba, la programación de tal filtro se muestra en la figura 85 y el icono se muestra en la figura 86, el filtro se utilizó para evitar ruido en la lectura adquirida de la tarjeta mioeléctrica.

Capítulo III.

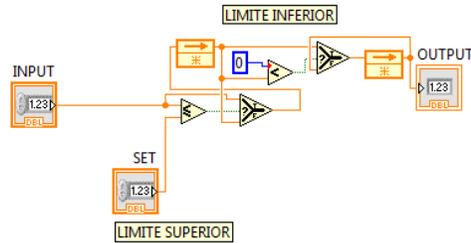


Figura 85: Programación del filtro implementado en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

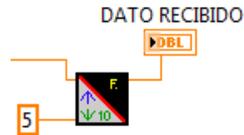


Figura 86: Filtro implementado en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Se pasa al cuarto estado de forma automática, siempre y cuando se tomen las lecturas anteriormente explicadas de forma correcta. En este cuarto estado, hay otro “case structure” anidado, que pregunta si está en el sub-caso grafica o en el sub-caso juego de rehabilitación, con la finalidad de utilizar los datos adquiridos anteriormente para la visualización de tales datos en la gráfica “voltaje vs tiempo” o para utilizarlos en el juego de rehabilitación. Si está en el sub-caso de graficar, la programación es como se muestra en la figura 87, donde las dos señales adquiridas anteriormente se procesan mediante una ecuación de caracterización.

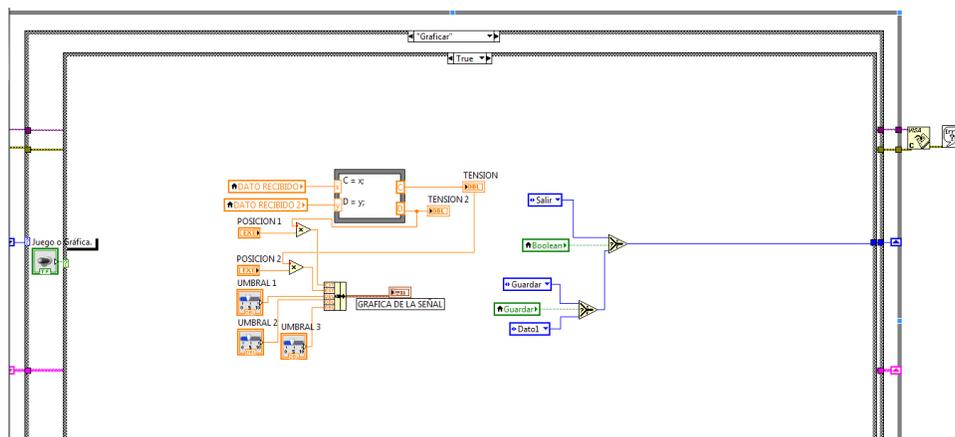


Figura 87: Sub-caso de gráfica en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

El otro sub-caso del cuarto estado es el de juego de rehabilitación (figura 88) el cual consiste en balancear una pelota en un plano. Para poder jugar este juego es necesario de dos señales mioeléctricas de dos músculos diferentes, donde la persona tendrá que ir contrayendo sus músculos con diferentes tonalidades musculares. En esta parte de la programación se han utilizado conocimientos de cinemática y dinámica, y de animación en 3D de “picture control” en LabVIEW como se muestra a continuación.

Capítulo III.

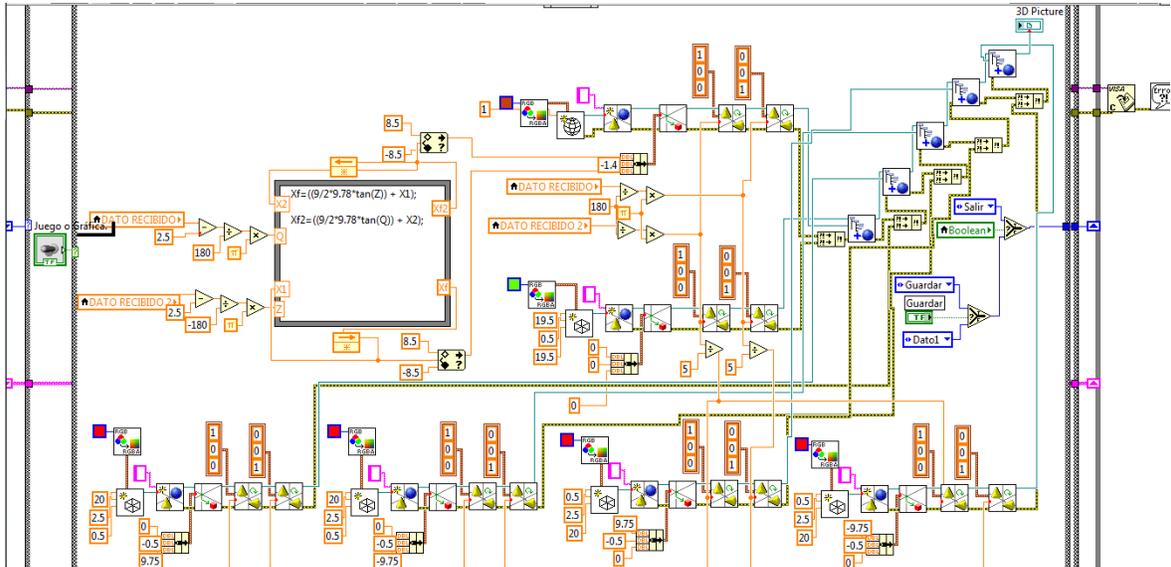


Figura 88: Sub-caso juego en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

El quinto estado es el de guardar, este estado permite almacenar los datos, con la finalidad de que se puedan analizar con mayor detalle posteriormente, por esa razón se almacenan directamente en una hoja de cálculo. Con la función “table control” se almacenan los datos directamente en el panel frontal de la interfaz, pero con la función “write to spreadsheet” se almacena directamente los datos en una hoja de cálculo, que se crea en automático en la PC donde se le indique, (fig. 89), esto último desde el panel frontal de la interfaz.

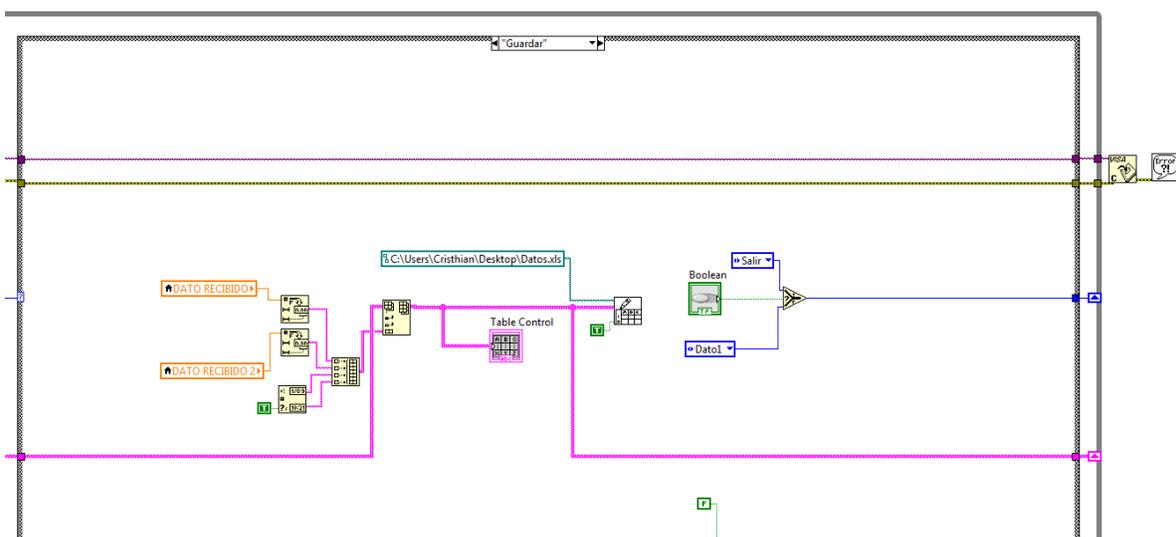


Figura 89: Estado guardar datos adquiridos en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

El Sexto estado es el de salir, solo con desactivar el botón de ejecución en sentido contrario al que se presionó en un inicio para ejecutar la interfaz, se detendrá la ejecución de la interfaz (fig. 90).

Capítulo III.

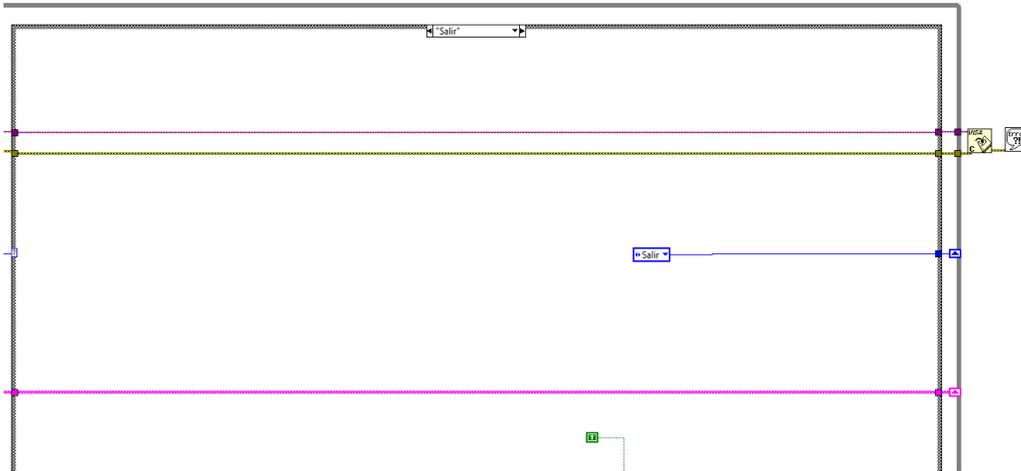


Figura 90: Estado de salir en la interfaz para la tarjeta de adquisición.

Capítulo IV.

Pruebas y evaluación de resultados.

En este trabajo se construyeron dos dispositivos para el monitoreo de los miembros inferiores, específicamente para la articulación de rodilla. A continuación se presentan las pruebas realizadas para probar la funcionalidad de los dispositivos construidos.

4.1 Pruebas con la rodillera de adquisición de posiciones angulares.

Para validar la rodillera de adquisición de posiciones angulares se probó en tres usuarios aparentemente sanos con ambas extremidades inferiores, tabla 40.

4.1.1 Estudio del ángulo de flexión y extensión de la rodilla, durante la marcha.

Con la idea de verificar que la rodillera adquiriera los datos de forma eficiente se definió el siguiente protocolo.

1. Coloque la rodillera en la extremidad inferior que desee del individuo.
2. Indique al individuo que se pare erguido.
3. Encienda el circuito transmisor de la rodillera.
4. Agregue el dispositivo módulo bluetooth del circuito trasmisor a la PC.
5. Abra la interfaz para adquirir las posiciones y velocidades angulares.
6. Seleccione el puerto COM del módulo bluetooth de la rodillera desde la interfaz y configure los elementos para los gráficos 2D.
7. Ejecute la interfaz de adquisición.
8. Se establecerá la comunicación entre el circuito de la rodillera y la PC de forma automática.
9. La interfaz adquirirá las posiciones angulares de la rodilla, de las acciones que se realicen.
10. Almacene las posiciones angulares de interés en un archivo.

La figura 91 muestra, al usuario 1 con la rodillera puesta en su miembro inferior derecho, parado erguido y la rodillera encendida (paso 1, 2 y 3 del protocolo).

Capítulo IV.



Figura 91: Usuario 1 con la rodillera de adquisición puesta en miembro inferior derecho.

Las figuras 92 y 93 muestran la cronología de los pasos a seguir para agregar a la PC el dispositivo del módulo bluetooth del circuito transmisor de la rodillera (paso 4 del protocolo), la figura 92 indica que desde la PC se deberá agregar el módulo bluetooth y señala que se deberá de seleccionar el módulo bluetooth de la rodillera con nombre HC-05.



Figura 92: Pasos iniciales para agregar el módulo bluetooth a la PC.

La figura 93 muestra el cuadro de dialogo para introducir la contraseña del módulo bluetooth, la cual es 1, 2, 3, 4. También indica cuando el dispositivo bluetooth ha sido agregado al equipo de forma exitosa y la PC le asigna dos puertos COM al módulo bluetooth.

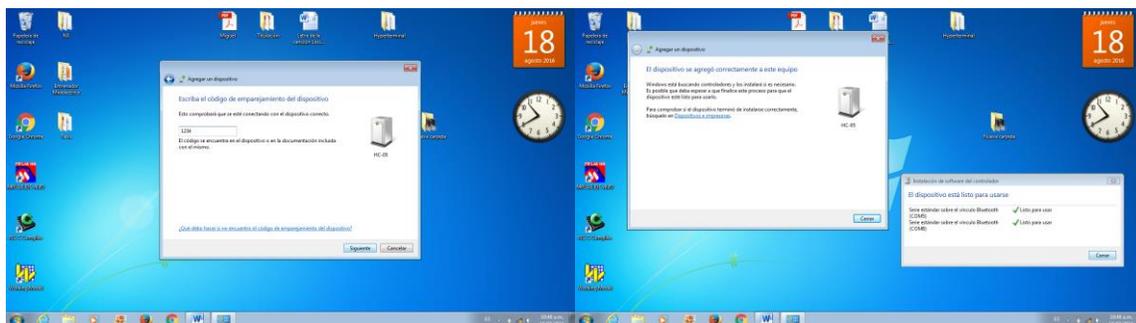


Figura 93: Pasos finales para agregar el módulo bluetooth a la PC.

Capítulo IV.

La figura 94 muestra la configuración de la interfaz desarrollada en labVIEW para comunicarse con la rodillera. Primero hay que seleccionar el puerto COM desde la interfaz, posteriormente configurar el largo de los eslabones para obtener una representación 2D de la articulación de la flexión y extensión de la rodilla del individuo. Esto permite que el usuario del sistema identifique la fase de la marcha para su estudio (paso 5 y 6 del protocolo).

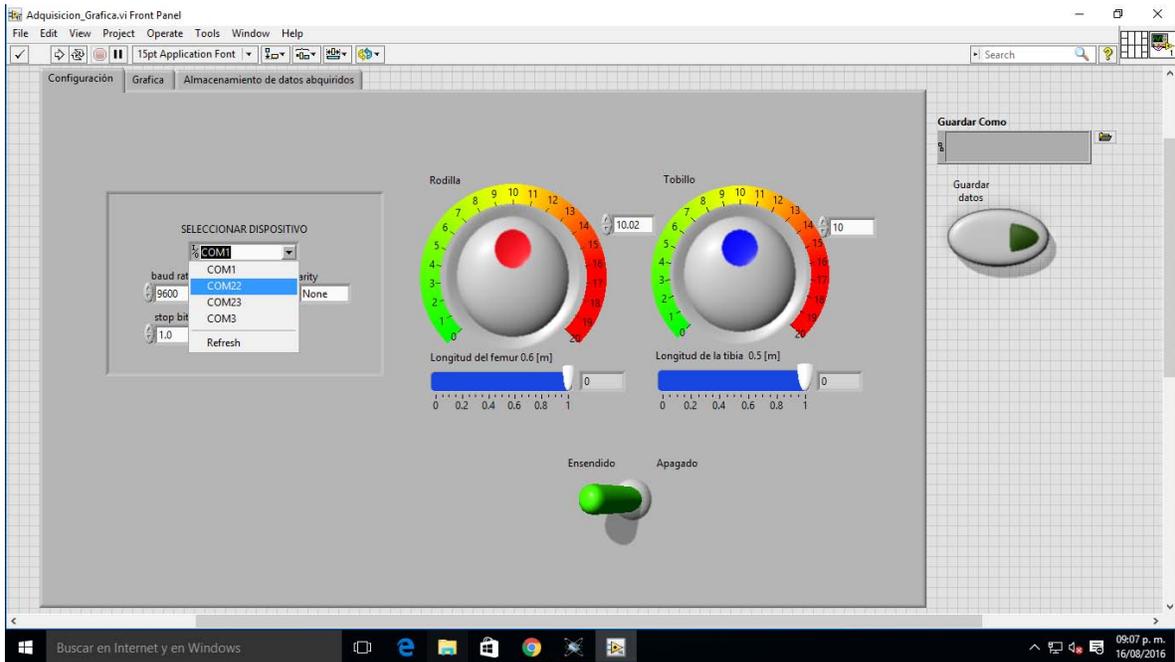


Figura 94: Configuración de la interfaz.

La figura 95 muestra la adquisición de posiciones angulares desde la interfaz desarrollada en labVIEW (paso 7, 8 y 9 del protocolo).

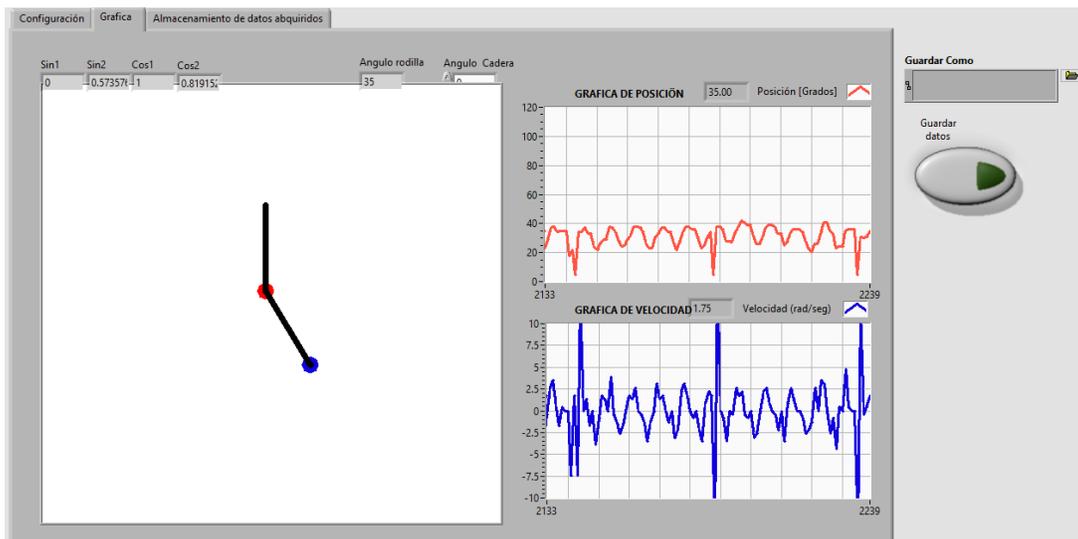


Figura 95: Adquisición de posiciones y velocidades angulares durante la marcha.

Capítulo IV.

La figura 96 muestra la forma en cómo se almacenan las posiciones angulares desde la PC (paso 10 del protocolo).

Posición [Grad]	Velocidad [rad/s]	Aceleración [rad/s ²]	Fecha	Hora
38.000000	3.054326	1908.953869	12/08/2016	04:31:19 p. m.
39.000000	0.436332	-1636.246174	12/08/2016	04:31:19 p. m.
39.000000	0.000000	-272.707696	12/08/2016	04:31:19 p. m.
38.000000	-0.436332	-272.707696	12/08/2016	04:31:19 p. m.
34.000000	-1.745329	-818.123087	12/08/2016	04:31:19 p. m.
28.000000	-2.617994	-545.415391	12/08/2016	04:31:20 p. m.
28.000000	0.000000	1636.246174	12/08/2016	04:31:20 p. m.
29.000000	0.436332	272.707696	12/08/2016	04:31:20 p. m.
34.000000	2.181662	1090.830782	12/08/2016	04:31:20 p. m.
35.000000	0.436332	-1090.830782	12/08/2016	04:31:20 p. m.
40.000000	2.181662	1090.830782	12/08/2016	04:31:20 p. m.
40.000000	0.000000	-1363.538478	12/08/2016	04:31:20 p. m.
39.000000	-0.436332	-272.707696	12/08/2016	04:31:20 p. m.
38.000000	-0.436332	0.000000	12/08/2016	04:31:21 p. m.
34.000000	-1.745329	-818.123087	12/08/2016	04:31:21 p. m.
29.000000	-2.181662	-272.707696	12/08/2016	04:31:21 p. m.
24.000000	-2.181662	0.000000	12/08/2016	04:31:21 p. m.
24.000000	0.000000	1363.538478	12/08/2016	04:31:21 p. m.
32.000000	3.490639	2181.661565	12/08/2016	04:31:21 p. m.
34.000000	0.872665	-1636.246174	12/08/2016	04:31:21 p. m.
34.000000	0.000000	-545.415391	12/08/2016	04:31:22 p. m.
50.000000	6.981317	4363.323130	12/08/2016	04:31:22 p. m.
54.000000	1.745329	-3272.492347	12/08/2016	04:31:22 p. m.
39.000000	-6.544885	-5181.446217	12/08/2016	04:31:22 p. m.
7.000000	-13.962634	-4636.030826	12/08/2016	04:31:22 p. m.
31.000000	10.471976	15271.630955	12/08/2016	04:31:22 p. m.
26.000000	-2.181662	-7908.523173	12/08/2016	04:31:22 p. m.
21.000000	-2.181662	0.000000	12/08/2016	04:31:22 p. m.

Figura 96: Almacenamiento de posiciones y velocidades angulares durante la marcha.

A los usuarios se les pidió que caminaran y dieran 10 pasos a un ritmo normal de su marcha. Lo que se pretende en esta prueba es obtener la gráfica “posición-tiempo” y “velocidad-tiempo” del ciclo de marcha en la articulación de la rodilla y observar si se obtiene ciclos parecidos entre cada uno de los individuos estudiados. En la tabla 40 se muestran las posiciones y velocidades promedio adquiridas del ciclo de marcha de cada individuo analizado.

Tabla 40: Posiciones y velocidades angulares de la rodilla en un ciclo de marcha.

Usuario 1. Sexo: Masculino. Edad: 24 años. Complexión física: Delgado. Condición física: Buena.		Usuario 2. Sexo: Masculino. Edad: 25 años Complexión física: Robusto. Condición física: Buena.		Usuario 3. Sexo: Masculino. Edad: 25 años Complexión física: Delgado. Condición física: Buena	
Posición (°)	Velocidad [rad/seg].	Posición (°)	Velocidad [rad/seg].	Posición (°)	Velocidad [rad/seg].
0	-0.925	0	-0.576	-12	-0.576
-53	1.222	-33	0.314	-45	0.454
17	0.297	-15	0.367	-19	0.890
34	-0.157	6	0.157	32	-0.087
25	-0.035	15	0.087	27	0
23	0.035	20	0.175	27	-0.017
25	0	30	0	26	0.017
25	0	30	0	27	-0.017
25	0	30	-0.018	27	-0.017
25	0	29	0.017	26	0
25	0.017	30	0	26	0

Capítulo IV.

26	-0.140	30	0	26	-0.157
18	-0.105	30	-0.122	17	-0.017
12	-0.175	23	-0.262	16	-0.052
2	-0.349	8	-0.087	13	-0.227
-18	-0.611	3	-0.593	0	-0.785
-53	0.925	-31	0.977	-45	0.576

La figura 97 muestra el gráfico del ángulo de flexión de la rodilla, en un ciclo de marcha.



Figura 97: Gráfico de posiciones angulares de un ciclo de marcha de la articulación de la rodilla.

La figura 98 muestra aproximadamente 100 datos adquiridos durante la marcha del usuario 1. Los datos graficados son los ángulos de flexión de la articulación de la rodilla. Solo se presentan aproximadamente 7 ciclos de marcha humana.

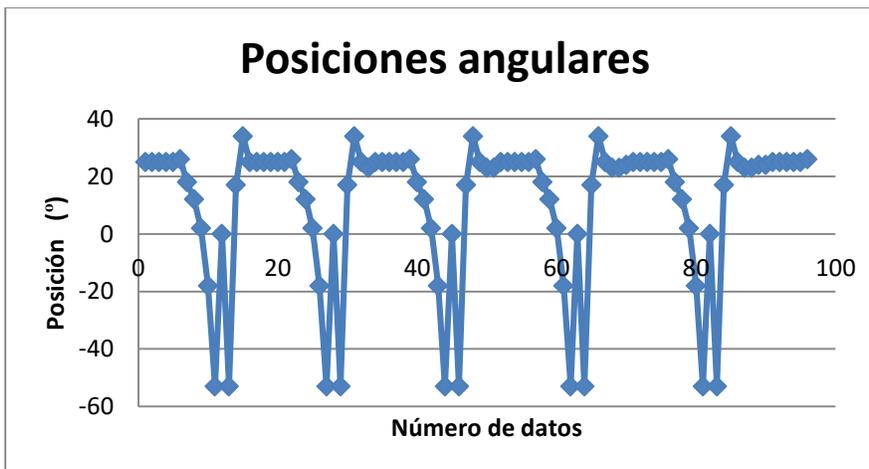


Figura 98: Gráfico de posiciones angulares durante la marcha de la articulación de la rodilla.

Capítulo IV.

La figura 99 muestra la velocidad angular de la articulación de la rodilla durante la marcha del usuario 1, las unidades de la velocidad angular son [rad/seg].

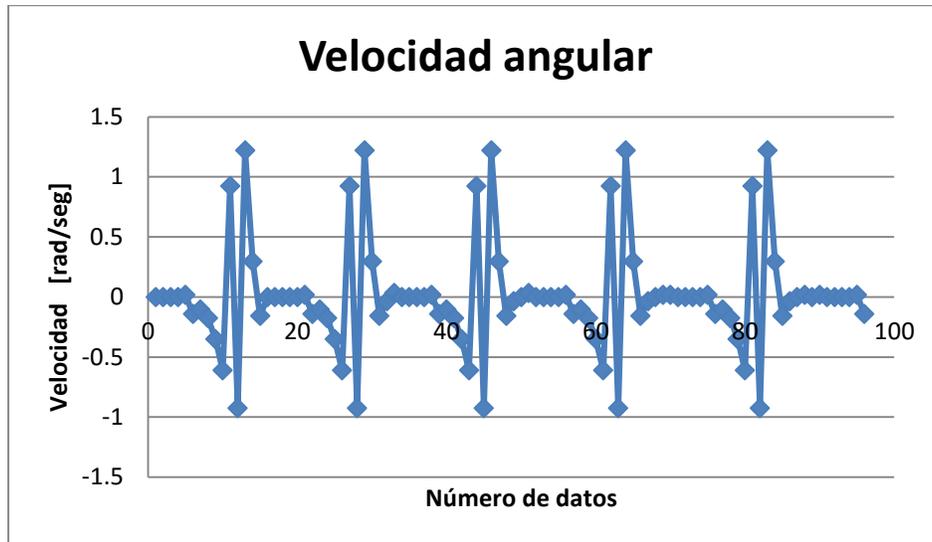


Figura 99: Gráfico de velocidades angulares durante la marcha de la articulación de la rodilla.

En esta prueba de validación, se observa en los gráficos de posición angular y velocidad angular de la articulación de la rodilla siguen un mismo patrón, en cada ciclo de marcha. Fernández [23] utilizó una rodillera basada en potenciómetros y se observa que los gráficos obtenidos en este trabajo son muy parecidos a los gráficos que proporciona Fernández en su trabajo (Fig. 100).

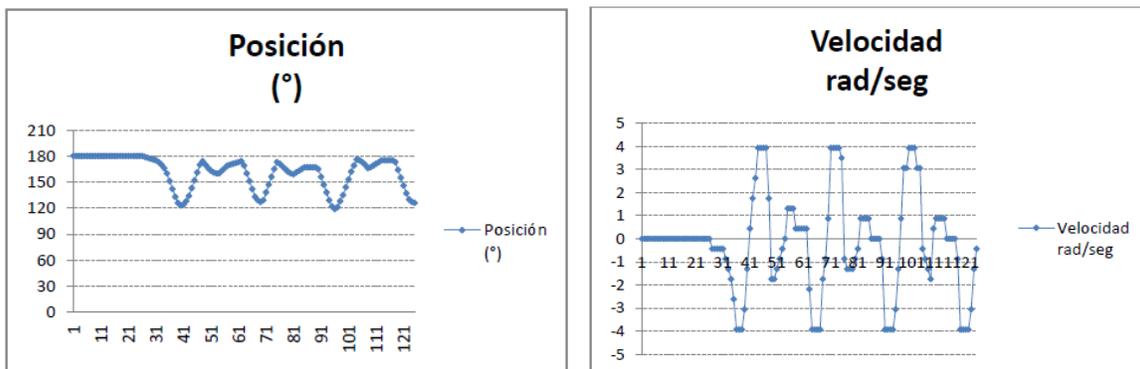


Figura 100: Gráfico de posiciones y velocidades angulares durante la marcha de Fernández [23].

4.1.2 Control del actuador del mecanismo de articulación de rodilla.

Con la idea de verificar que la rodillera controle el actuador del mecanismo de articulación de la rodilla se definió el siguiente protocolo.

1. Coloque la rodillera en la extremidad inferior que desee del individuo.

Capítulo IV.

2. Indique al individuo que se pare erguido.
3. Encienda el circuito transmisor de la rodillera.
4. Encienda el circuito receptor que controla el actuador.
5. Se establecerá la comunicación entre el circuito transmisor de la rodillera y el circuito receptor del actuador de forma automática.
6. El circuito receptor adquirirá las posiciones angulares de la rodilla y las replicará en el actuador (servomotor).

La figura 101 muestra, el usuario 2 con la rodillera puesta en su miembro inferior derecho, la rodillera se encuentra encendida (paso 1, 2 y 3 del protocolo).



Figura 101: Colocación de la rodillera en el usuario 2.

La figura 102 muestra, el circuito receptor encendido, el cual automáticamente se conecta con el circuito transmisor de la rodillera, esto último siendo posible por medio de los módulos bluetooth (paso 4 y 5 del protocolo).

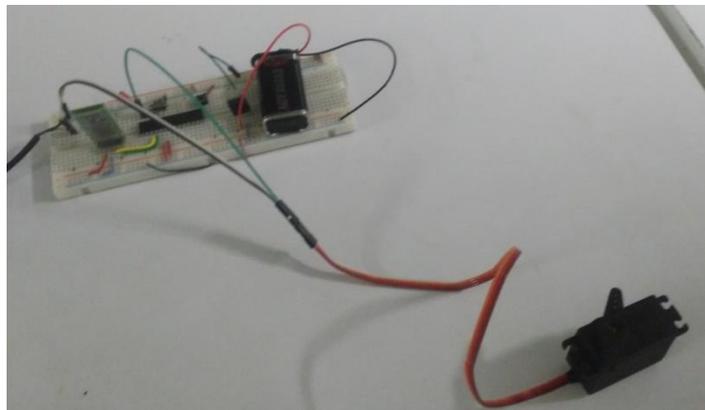


Figura 102: Circuito receptor encendido estableciendo comunicación con el circuito transmisor.

Capítulo IV.

La figura 103 muestra, el circuito receptor conectado con el circuito transmisor de la rodillera, el circuito transmisor enviando las posiciones angulares al circuito receptor que se encarga de controlar el ángulo de flexión del actuador (paso 6 del protocolo).

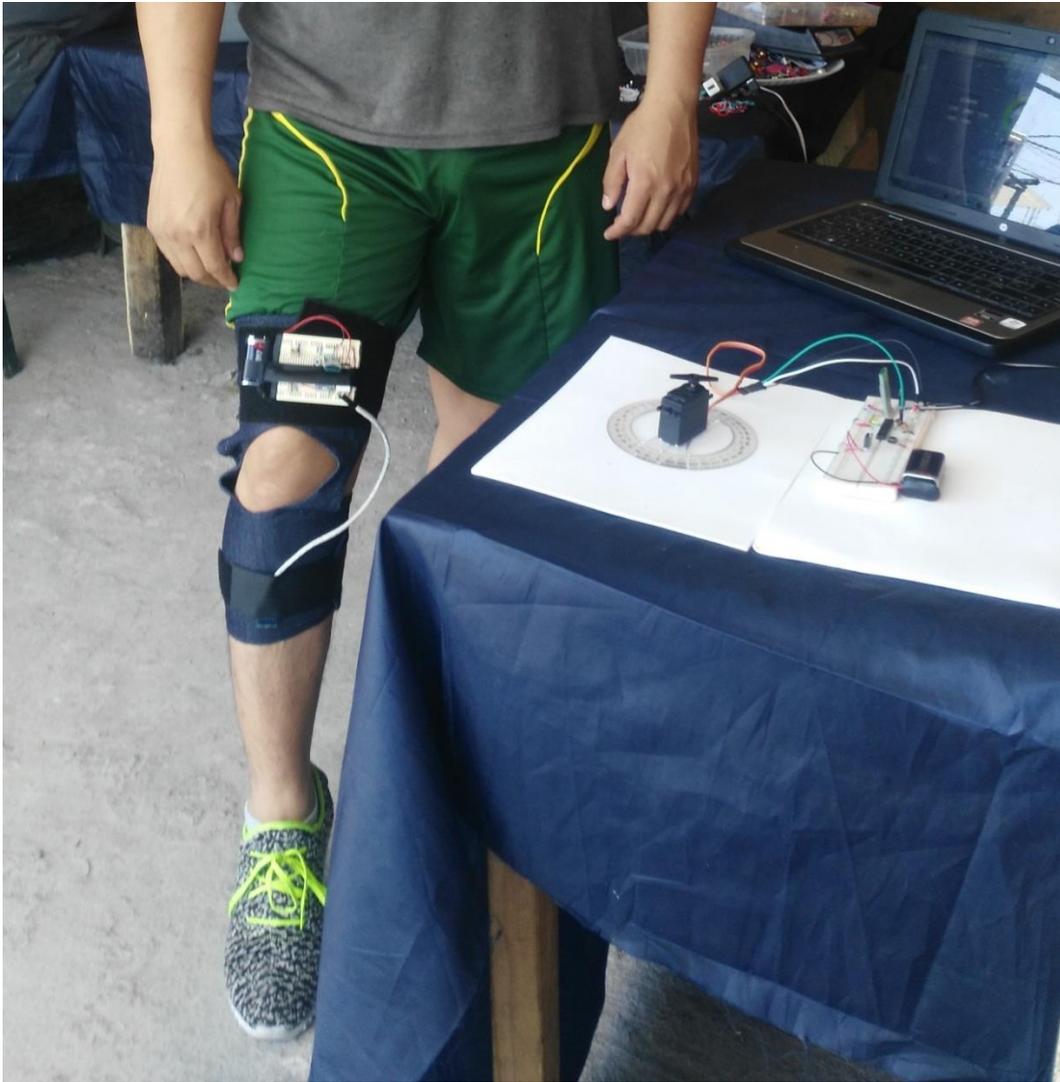


Figura 103: Comunicación entre el circuito transmisor de la rodillera con el circuito receptor del actuador. .

Al usuario 2 se le pidió que flexionara su miembro inferior en la articulación de la rodilla con la rodillera puesta, empezando en 0° grados y terminando en el máximo ángulo de flexión que pudiera realizar estando parado, manteniendo la región femoral vertical. En la figura 104 se muestran las imágenes obtenidas al realizar esta prueba con el usuario 2, para lo cual se utilizó una app de goniómetro mediante la cual se obtuvo el ángulo de inclinación del miembro inferior a), el software de hyperterminal se utilizó para visualizar el ángulo adquirido por la rodillera b) y el transportador de 360 se utilizó para medir el ángulo replicado por el actuador (servomotor), el cual se colocó en el centro del transportador c).

Capítulo IV.

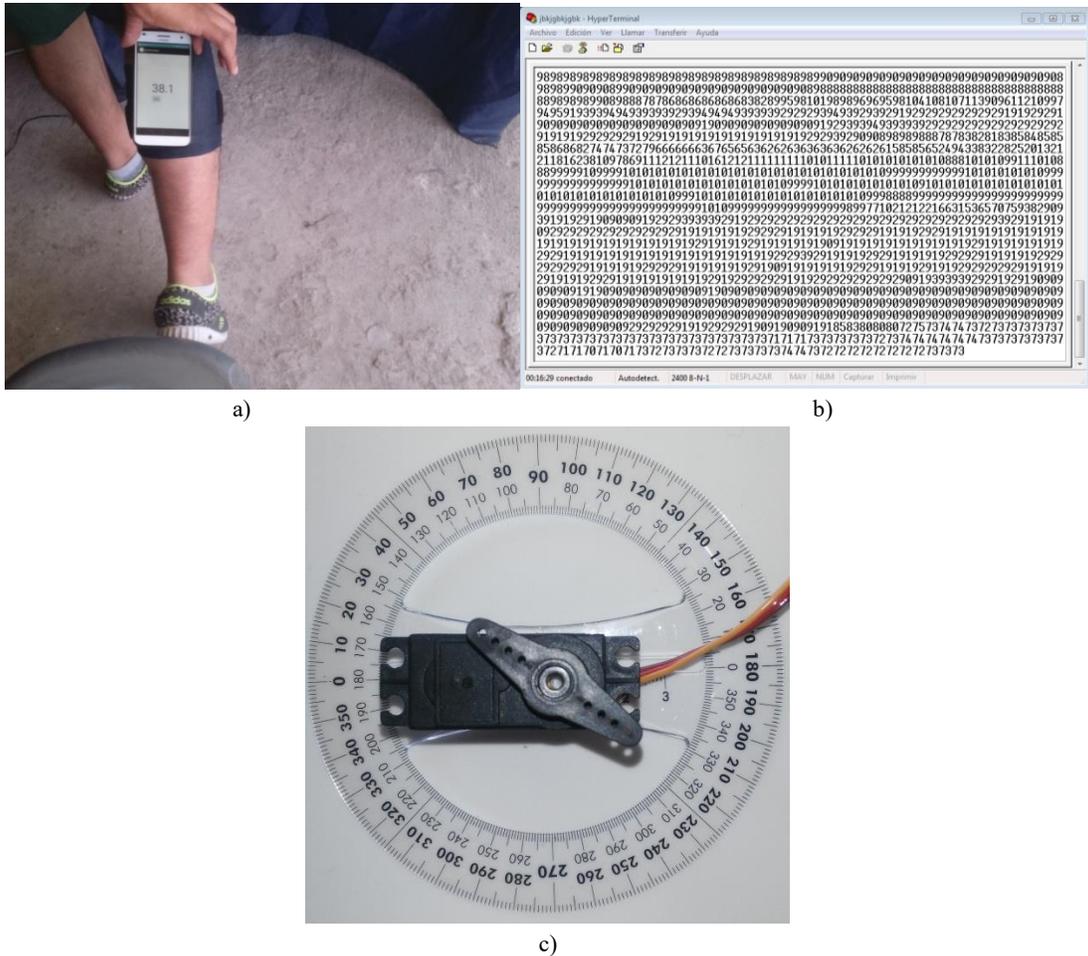


Figura 104: Prueba de flexión, para verificar el ángulo de adquisición del actuador.

En la tabla 41 se muestra los ángulos de flexión en la articulación de la rodilla, que se obtuvieron con la app del goniómetro, los ángulos que se adquieren con la rodillera y los ángulos que se replican en el actuador. También se calcula el error relativo tomando como valor exacto la lectura con la app del goniómetro.

Tabla 41: Prueba de flexión.

Usuario 2.				
Sexo: Masculino.				
Edad: 25 años				
Compleción física: Robusto.				
Condición física: Buena.				
Ángulo adquirido del miembro sano con el gonometro (°)	Ángulo adquirido con hyperterminal.	Error relativo %	Ángulo replicado por el actuador (°)	Error relativo %
0.7	1	0.429	0	1
8.6	9	0.047	9	0.047
15.7	16	0.019	16	0.019

Capítulo IV.

38.1	38	0.003	38	0.003
44.4	44	0.009	44	0.009
86.4	86	0.005	85	0.016
115.8	116	0.002	116	0.002

4.2 Pruebas con la tarjeta mioeléctrica.

Para validar la tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas se probó con tres usuarios aparentemente sanos, tabla 42.

4.2.1 Adquisición de las señales mioeléctricas del músculos recto femoral.

Con la idea de verificar que la tarjeta adquiriera las señales mioeléctricas de forma correcta se definió el siguiente protocolo.

1. Colocar un par de electrodos en el músculo recto femoral y un electrodo en la rótula de la rodilla.
2. Encender la tarjeta mioeléctrica.
3. Pedir al individuo se relaje y destense los músculos en los que tiene colocados los electrodos.
4. Agregar el dispositivo módulo bluetooth de la tarjeta mioeléctrica a la PC.
5. Abrir la interfaz para adquirir las señales mioeléctricas.
6. Seleccionar el puerto COM del módulo bluetooth de la tarjeta desde la interfaz y configurar el nivel de los umbrales.
7. Ejecutar la interfaz de adquisición.
8. Se establecerá la comunicación entre el circuito de la tarjeta mioeléctrica y la PC de forma automática.
9. La interfaz adquirirá las señales mioeléctricas y las desplegara en una gráfica “Volts vs tiempo”.
10. Almacenar las señales mioeléctricas de interés en un archivo.

La figura 105 muestra, la colocación de los electrodos en el músculo recto femoral del miembro inferior derecho del usuario 3 (paso 1 del protocolo).

Capítulo IV.



Figura 105: Colocación de electrodos en el miembro inferior en el músculo recto femoral del usuario 3.

La figura 106 muestra, la conexión de los electrodos con la tarjeta mioeléctrica, el circuito se encuentra encendido (paso 2 y 3 del protocolo).



Figura 106: Conexión de la tarjeta mioeléctrica al miembro inferior por medio de electrodos.

Capítulo IV.

La figura 107 y 108 muestran la cronología de los pasos a seguir para agregar a la PC el módulo bluetooth de la tarjeta mioeléctrica, como primer paso se deberá buscar el módulo bluetooth desde la PC, posteriormente se debe de seleccionar el módulo bluetooth de la tarjeta con nombre HC-05 (paso 4 del protocolo).



Figura 107: Pasos iniciales para agregar el módulo bluetooth de la tarjeta a la PC.

En la Figura 108 indica que se debe introducir la contraseña del módulo bluetooth, la cual es 1, 2, 3, 4 e indica cuando el dispositivo bluetooth ha sido agregado a la PC de forma exitosa, la PC asigna dos puertos COM al módulo bluetooth para ser utilizado.

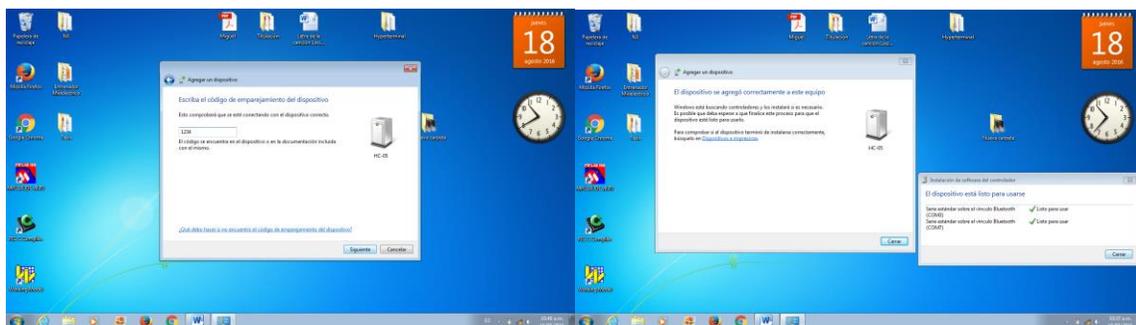


Figura 108: Pasos finales para agregar el módulo bluetooth de la tarjeta a la PC.

La figura 109 muestra la configuración de la interfaz desarrollada en labVIEW para comunicarse con la tarjeta mioeléctrica. Como primer paso se debe de seleccionar el puerto COM desde la interfaz, posteriormente se configuran los Umbrales de la interfaz para estudiar las señales mioeléctricas (paso 5 y 6 del protocolo).

Capítulo IV.

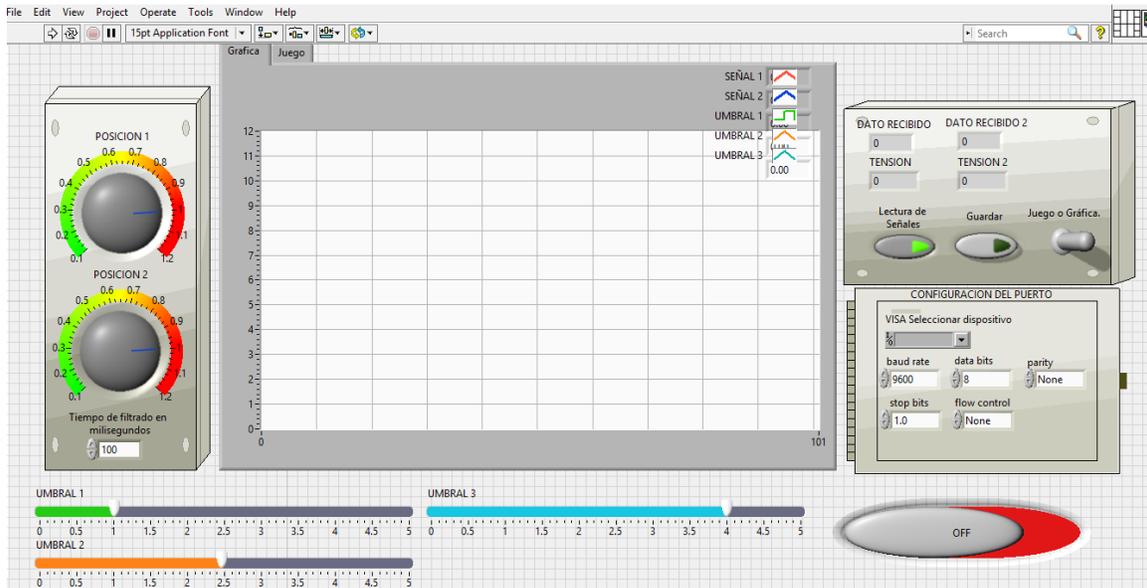


Figura 109: Configuración de la interfaz de adquisición de señales mioeléctricas.

La figura 110 muestra la adquisición de las señales mioeléctricas desde la interfaz desarrollada en labVIEW (paso 7, 8 y 9 del protocolo).

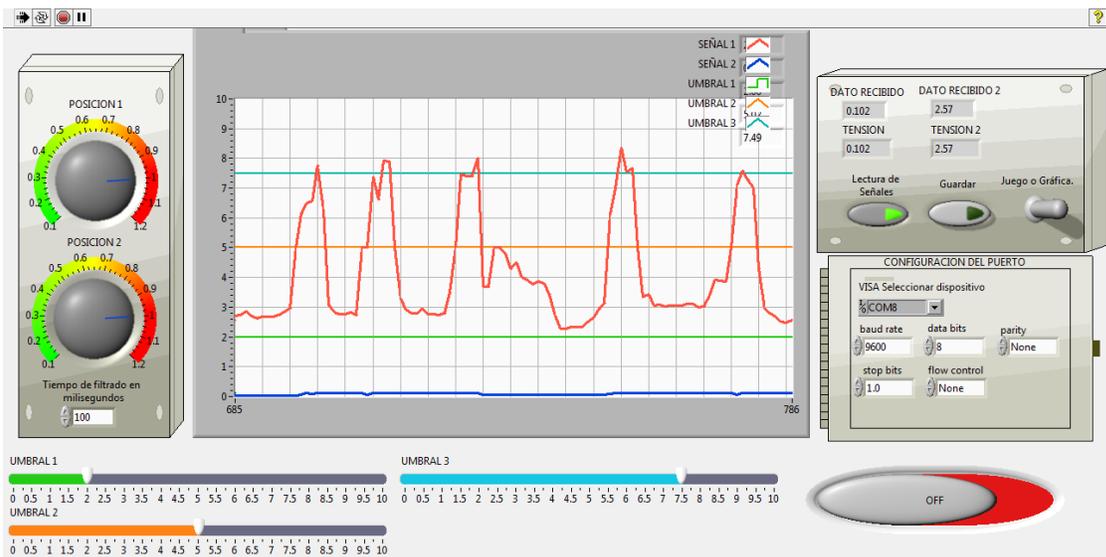


Figura 110: Comunicación entre interfaz y tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas.

La figura 111 muestra la forma en cómo se almacenan las señales mioeléctricas desde la PC (paso 10 del protocolo).

Capítulo IV.

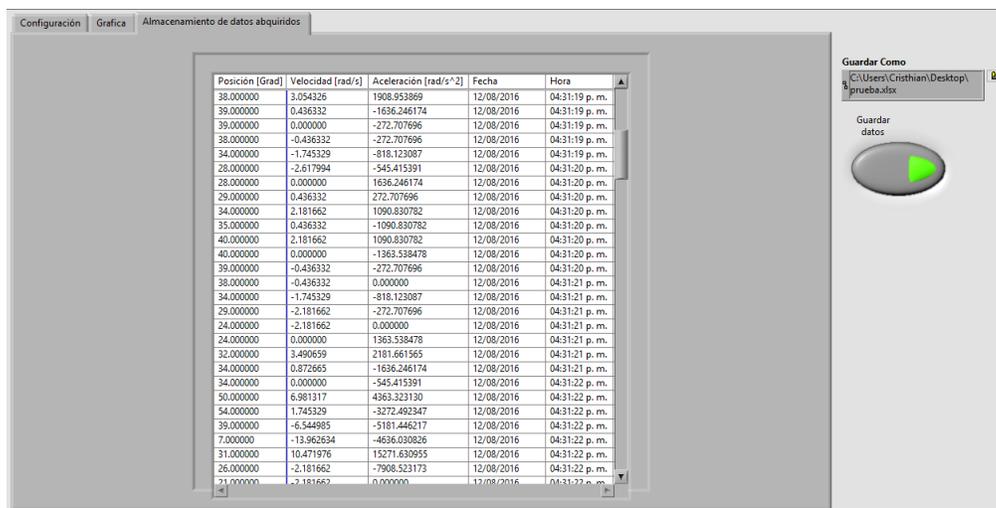


Figura 111: Adquisición de volts de los músculos analizados.

Para validar la tarjeta de adquisición de posiciones angulares a los tres usuarios se les pidió que contrajeran 10 veces el músculo recto femoral desde el reposo hasta la contracción máxima estando parados y sentados. En la tabla 42 se muestra el promedio de la contracción muscular adquirida de cada uno de los individuos.

Tabla 42: Contracciones muscular del músculo recto femoral.

Usuario 1. Sexo: Masculino. Edad: 24 años. Complexión física: Delgado. Condición física: Buena.		Usuario 2. Sexo: Masculino. Edad: 25 años Complexión física: Robusto. Condición física: Buena.		Usuario 3. Sexo: Masculino. Edad: 25 años Complexión física: Delgado. Condición física: Buena	
Contracción al estar parado del músculo recto femoral	Contracción al estar sentado del músculo recto femoral	Contracción al estar parado del músculo recto femoral	Contracción al estar sentado del músculo recto femoral	Contracción al estar parado del músculo recto femoral	Contracción al estar sentado del músculo recto femoral
0.363	0.345	0.279	0.495	0.562	0.131
1.95	2.238	1.989	1.241	0.591	0.243
1.964	4.281	2.326	1.353	0.596	0.557
3.049	5	3.123	2.565	3.255	1.094
5	6.886	4.301	4.281	5	1.436
6.588	7.697	5	4.115	6.221	1.935
8.308	6.192	4.301	3.611	7.595	3.406
6.129	5	3.123	2.634	5	5
4.037	4.115	2.018	2.458	0.772	5
2.277	3.611	1.964	1.788	0.552	3.978
0.643	0.541	0.799	0.353	0.131	0.131

Las figuras 112 y 113 son gráficas de “Volts vs Núm_Datos” los datos se adquirieron por medio de la interfaz realizada en labVIEW, la interfaz guarda los datos de las señales mioeléctricas en un archivo del tipo “xls” que se crea en automático en el escritorio de la PC en la que se esté trabajando.

Capítulo IV.

La figura 112 muestra aproximadamente 80 datos de las contracciones musculares que realizó el usuario 3 al estar parado. Se observa que al estar parado el sujeto alcanza una voltaje máximo (contracción máxima) de 7.6 V.

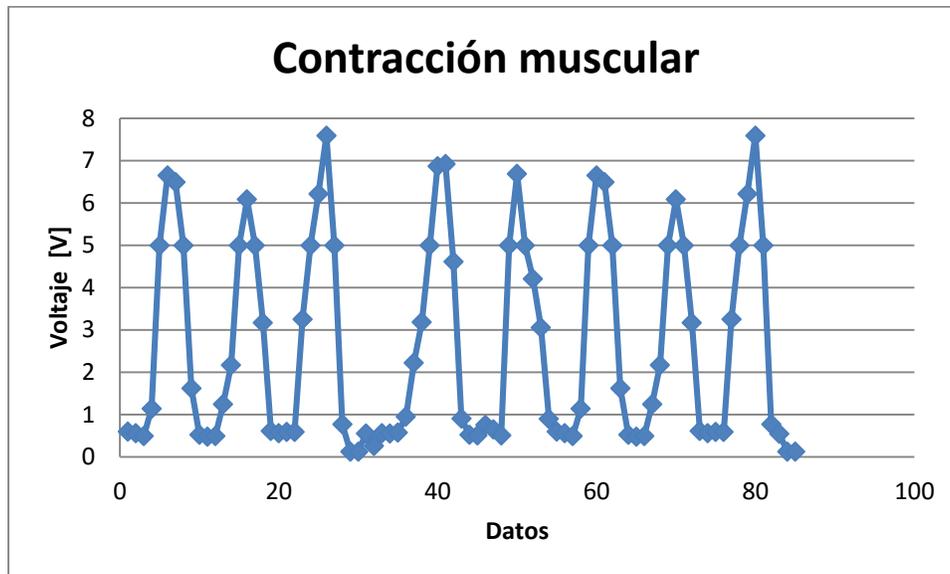


Figura 112: Contracciones musculares al estar sentado.

La figura 113 muestra aproximadamente 80 datos de las contracciones musculares que realizó el usuario 3 al estar parado. Se observa que al estar parado el sujeto alcanza un voltaje máximo (contracción máxima) de 5 V.

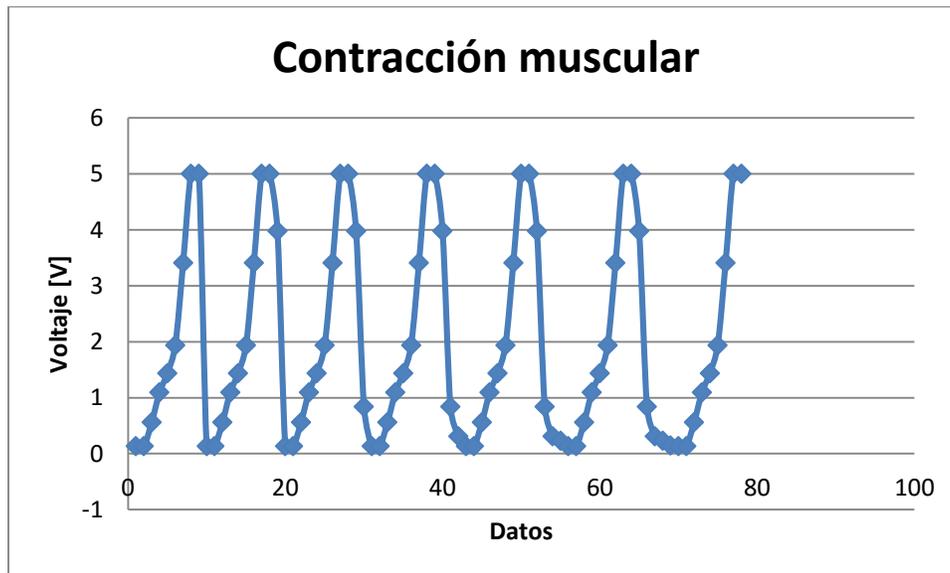


Figura 113: Contracciones musculares al estar parado.

En esta prueba de validación se observa que la contracción del músculo recto femoral varía según en la posición en la que se encuentre el individuo. Permitiendo

Capítulo IV.

alcanzar mayor voltaje al estar de pie que al estar sentado. Esto última afirmación es debido a que el músculo recto femoral trabaja como musculo agonista y el músculo bíceps femoral trabaja como antagonista al estar parado el individuo, es decir dicha posición hace que el músculo recto femoral se tense y el músculo bíceps femoral se destensa. Por lo que al estar sentado el músculo bíceps femoral trabaja como músculo agonista y el músculo recto femoral trabaja como antagonista [6].

4.2.2 Entrenamiento de los músculos para el control del actuador del mecanismo de articulación de rodilla.

A partir de la prueba que se realizó en la sección 4.2.1 de este capítulo, se obtuvo el rango promedio de la señal mioeléctrica del musculo recto femoral de cada uno de los tres usuarios. Con tan caracterización se reprogramo el microcontrolador del circuito receptor encargado de controlar la flexión del actuador.

Con la idea de verificar que la tarjeta mioeléctrica controlé el actuador del mecanismo de articulación de rodilla se definió el siguiente protocolo.

1. Colocar un par de electrodos en el músculo recto femoral y in electrodos en la rótula de la rodilla.
2. Encender la tarjeta mioeléctrica.
3. Pedir al individuo se relaje y destense los músculos en los que tiene colocados los electrodos.
4. Encender el circuito receptor del actuador.
5. Se establecerá la comunicación entre el circuito de la tarjeta mioeléctrica y el circuito receptor del actuador de forma automática.
6. El circuito receptor controlará el ángulo de flexión del actuador, el ángulo de flexión será proporcional a la contracción muscular.
7. Entrenar el músculo recto femoral por medio de la interfaz explicada en el anterior protocolo de la sección 4.2.1.
8. Abra la interfaz
9. Seleccionar el puerto COM del módulo bluetooth de la tarjeta mioeléctrica desde la interfaz.
10. Ejecutar la interfaz.
11. Activar la interfaz en modo juego.
12. Jugar con el juego varias veces, hasta que domine el juego.

La figura 114 muestra, la colocación de los electrodos en el músculo recto femoral del miembro inferior derecho del usuario 2 y se muestra la tarjeta mioeléctrica encendida (paso 1, 2 y 3 del protocolo).

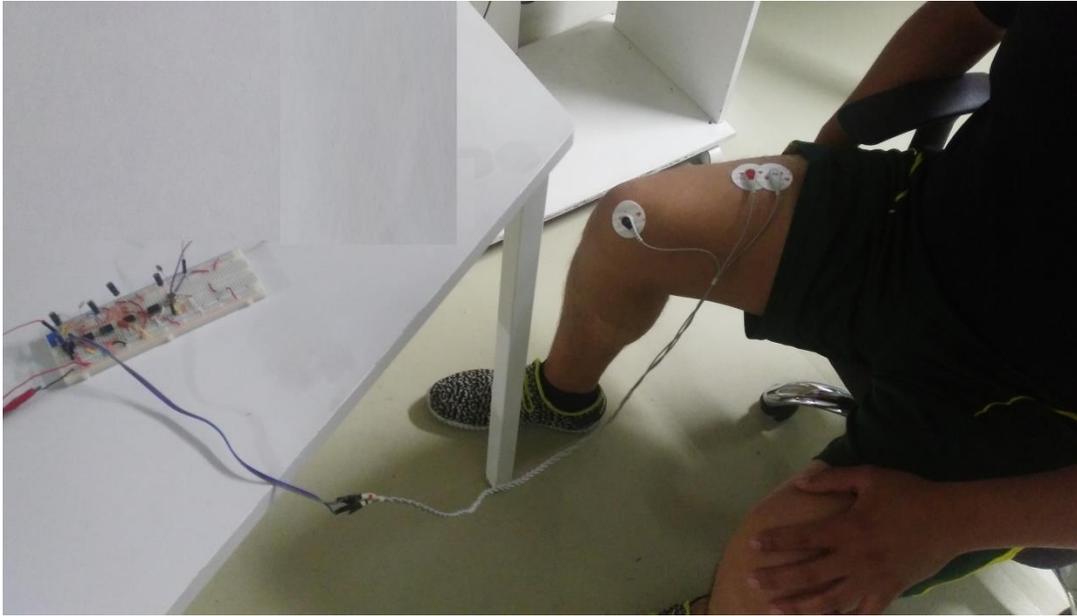


Figura 114: Colocación de los electrodos en el músculo recto femoral en el usuario 2.

La figura 115 muestra, la comunicación entre los circuitos de la tarjeta mioeléctrica y el circuito receptor, se observa cómo se controla el ángulo de flexión del actuador a conciencia por medio de las contracciones musculares. Al aumentar la contracción muscular aumenta el ángulo de flexión del actuador, al disminuir la contracción muscular el ángulo de flexión del actuador disminuye (paso 4, 5 y 6 del protocolo).

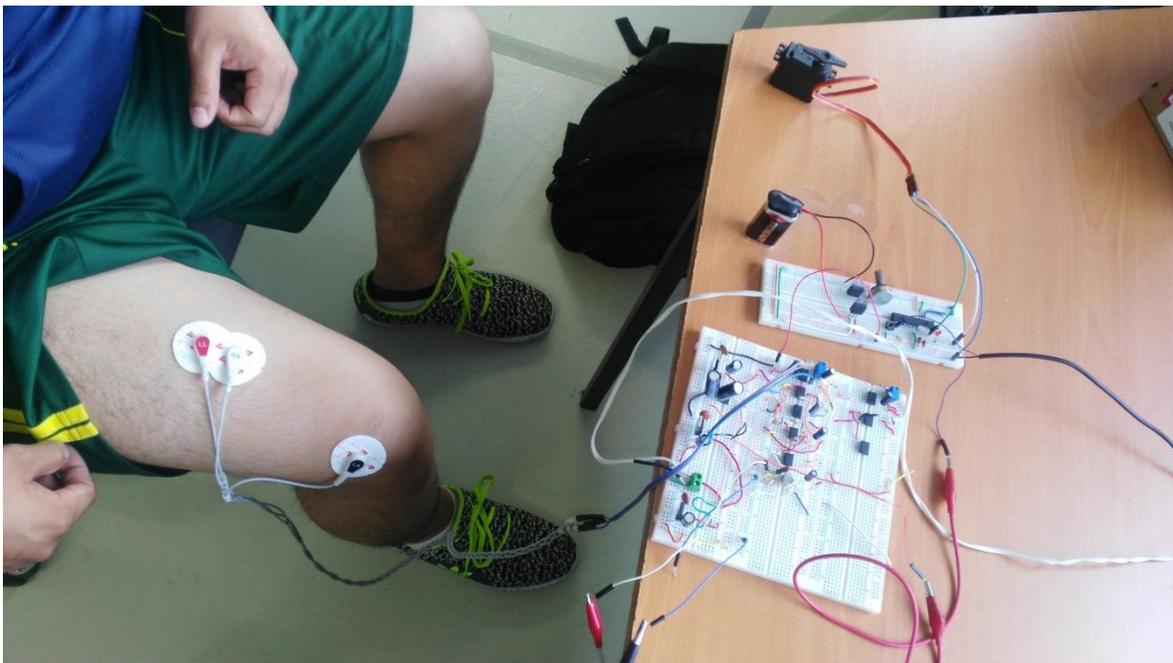


Figura 115: Comunicación entre los circuitos de la tarjeta mioeléctrica y el circuito receptor.

Capítulo IV.

En figuras 116 y 117 muestran el entrenamiento del musculo recto femoral por medio del juego de rehabilitación (paso 7, 8, 9, 10, 11 y 12 del protocolo).

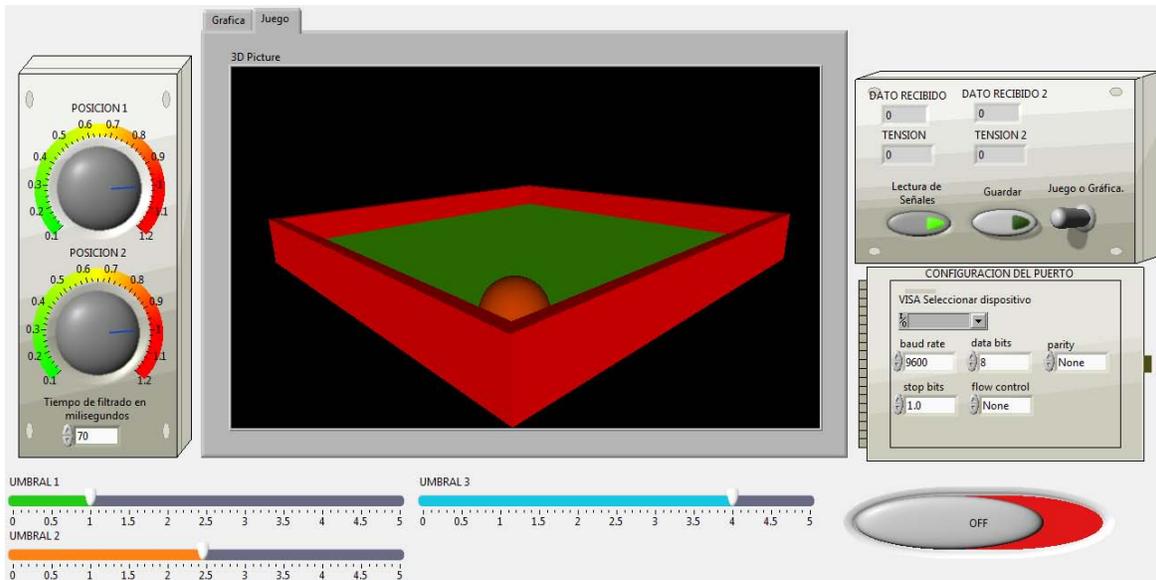


Figura 116: Juego de rehabilitación.

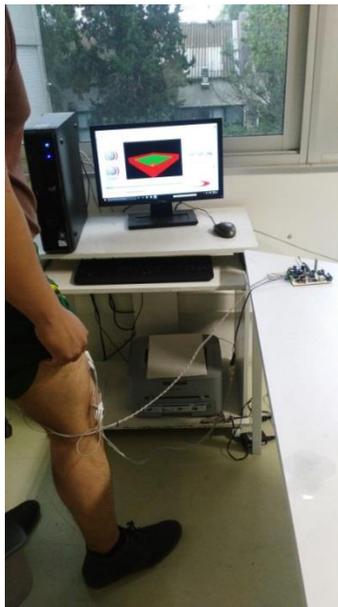


Figura 117: Entrenamiento del músculo recto femoral por medio del juego de rehabilitación.

Para validar el control del actuador por medio de las señales mioeléctricas, a los usuarios se les pidió hicieran tres pruebas, las cuales consisten en lo siguiente: La primer prueba consiste en que el usuario trate de controlar el actuador (servomotor) sin ningún entrenamiento previo.

Capítulo IV.

La segunda prueba consiste en que el usuario entrene el músculo bíceps femoral con ayuda del juego de rehabilitación y posteriormente vuelva a intentar controlar el actuador de la rodilla biónica, la tercer prueba es la misma que la segunda prueba y se realizará un día después de tal prueba. A continuación en la tabla 43 se muestra el plan de actividades a realizar.

Tabla 43: Actividades para entrenar el músculo recto femoral.

Núm.	Actividad	Numero de intentos	Tiempo [h]
1	Primer intento de control del actuador sin entrenamiento.	5	
2	Primer entrenamiento del músculo bíceps femoral con el software de rehabilitación.		1
3	Segundo intento de control del actuador, con entrenamiento.	5	
4	Segundo entrenamiento del músculo bíceps femoral con el software de rehabilitación.		1
5	Tercer intento de control del actuador con entrenamiento.	5	

Usuario 1:

Sexo: Masculino.

Edad: 24 años.

Complexión física: Delgado.

Condición física: Buena.

Resultados de las pruebas:

1. El usuario 1 logró controlar y mantener los ángulos de flexión del actuador en 0°, 90° y 180° a conciencia con aparente facilidad, pero lograr algún otro ángulo se le dificultó.
2. El usuario al usar el juego de rehabilitación por primera vez, se observó que controló la pelotita sin muchos problemas y logró fácilmente mantener la pelota en el centro del plano, aunque su control en un inicio fue muy errático. Al final de su entrenamiento se observó que el usuario logró mover la pelota en el plano con una gran destreza. Posteriormente de su entrenamiento el usuario volvió a controlar el actuador del servomotor y se observó que logró flexionar el ángulo del actuador desde los 0 hasta los 180 con una gran destreza.
3. La tercer prueba realizada un día después con el software de rehabilitación y con el actuador no cambió mucho con respecto a la segunda prueba. Por lo que se concluye para este usuario que al tener un mayor rango de voltaje en su músculo recto femoral le fue un factor que le facilitó jugar el juego de rehabilitación y controlar el actuador.

Usuario 2:

Sexo: Masculino.

Edad: 25 años

Complexión física: Robusto.

Condición física: Buena.

Resultados de las pruebas:

1. El usuario 2 controló el actuador desde 0° hasta 180° de forma brusca.
2. Después de que el usuario jugará 5 veces el juego de rehabilitación, se notó en el usuario que en un inicio jugó de una forma muy errática, al final de su entrenamiento se notó más destreza de su músculo recto femoral al momento de jugar el juego de rehabilitación. Posteriormente se le pidió al individuo volviera a controlar el actuador (servomotor) y logró generar ángulos de flexión en el actuador a conciencia.
3. Finalmente un día después se le pidió al usuario 2 volviera a jugar con el software de rehabilitación usando su musculo recto femoral. En este último entrenamiento el usuario logo mantener la pelota en el centro de la superficie en la que se balancea la pelota. Posteriormente el usuario 2 volvió a controlar el actuador y se observó que el usuario podía generar ángulos de flexión en el actuador a conciencia.

Usuario 3.

Sexo: Masculino.

Edad: 25 años.

Complexión física: Delgado.

Condición física: Buena.

Resultados de las pruebas:

1. El usuario 3 controló el servo de 0° a 180°, se observó que le era difícil mantener los ángulos de flexión en el actuador.
2. Posteriormente el usuario al jugar el juego de rehabilitación, se observó en el inicio que le fue difícil controlar la pelota en el plano, al final del entrenamiento con el juego de rehabilitación se notó una muy poca mejora en su control sobre la pelota. Después del entrenamiento se le pidió al usuario 3 controlara el actuador y se observó poca destreza en el usuario para controlar el actuador y mantener los ángulos de flexión.
3. Un día después se le pidió al usuario 3 volviera a jugar con el software de rehabilitación y se observaron mejoras notables en el control de la pelota. Posteriormente se le pidió que controlará el ángulo de flexión del actuador y se notó que el usuario ya podía crear ángulos de flexión en el actuador a conciencia.

Conclusión

De acuerdo con los objetivos planteados de esta tesis, se concluye lo siguiente:

- Se logró proponer el diseño conceptual de prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral de forma satisfactoria, ya que se logró cumplir con las especificaciones de diseño. El diseño conceptual propuesto, promete al individuo con capacidades distintas caminar a ritmos variables de marcha.
- En este trabajo se identificaron cinco criterios primarios y treintauno criterios secundarios, a partir de los cuales se obtuvo la propuesta de prótesis biónica a nivel transfemoral.
- Se fabricó una rodillera de adquisición de posiciones angulares basada en IMU's que permite monitorear las posiciones y velocidades angulares de la rodilla, este dispositivo será el que le indicará la acción que deberá de realizar la prótesis, es decir: sentarse, pararse, caminar, subir y bajar escaleras.
- Se logró fabricar una tarjeta genérica para la adquisición de señales mioeléctricas, la cual permite adquirir las contracciones musculares en un rango de 0 a 10 volts. La tarjeta mioeléctrica es la que permitirá el control de la prótesis biónicas a conciencia.
- Se desarrolló una herramienta computacional que ayuda a estudiar y a entrenar las terminaciones nerviosas de los músculos, para el control a conciencia del actuador de articulación del mecanismo de rodilla, con la finalidad de que el individuo con capacidades distintas pueda controlar una prótesis biónica de forma satisfactoria.
- Después de probar los dispositivos en usuarios, se obtuvo que las interfaces desarrolladas resultaron bastante amigables en cuanto a su uso, por lo que los usuarios pueden familiarizarse rápidamente con las interfaces para su rehabilitación junto con el resto de los dispositivos.

Trabajo futuro.

Este trabajo de diseño de prótesis biónica para extremidades inferiores a nivel transfemoral propone diferentes áreas de trabajo por lo que permite a la ingeniería y a otras disciplinas a colaborar en conjunto para fabricar la prótesis biónica en su totalidad y poderla comercializar en México. También este trabajo abre temas de investigación, debido a que es un tema poco estudiado en México.

Se enlistan a continuación los aspectos que se deben seguir desarrollando para el desarrollo y fabricación de la prótesis biónica a nivel transfemoral:

1. Se debe de fabricar el socket deformable y autoajustable, el cual se encargará de contener de forma inteligente y cómoda el muñón del discapacitado.
2. Se debe de diseñar y fabricar el mecanismo de rodilla policéntrica.
3. Se debe de fabricar el tobillo-pie inteligente que permitirá caminar de una forma eficiente al usuario, ya que tal tobillo se encargará de absorber la energía potencial que se genera en la marcha.
4. Se debe de fabricar el resto de elementos de la propuesta de prótesis para extremidad inferior, como carcasa o elementos estructurales.
5. Los circuitos desarrollados en este trabajo se deben de pasar a PCB's, ya que solo se implementaron en protoboard y su diseño se dejó hasta el circuito impreso pero no se fabricó.
6. El juego de rehabilitación propuesto se debe de mejorar y se deben de desarrollar más juegos para rehabilitación que tengan que ver con el uso de señales mioeléctricas, por ejemplo implementar un juego de carrera de carros y que sea controlado por medio de señales mioeléctricas.
7. Se debe de fabricar en su totalidad la prótesis y se debe de probar en usuarios. para poder saber si es viable el diseño y posteriormente hacer rediseños para hacer mejorar en el diseño.
8. Se debe de trabajar en colaboración con hospitales y médicos para contar con pacientes reales y así poder probar los dispositivos fabricados con pacientes reales y de esa forma poder obtener mejores resultados en los diseños de prótesis.

Apéndice A: Matrices de Filtrado

Evaluación de los conceptos de los sistemas mecánicos, por medio de las matrices de filtrado.

Sistemas mecánicos				
Función, transformar energía eléctrica a mecánica				
Concepto	Motor de CD	Motor a pasos CD	Motorreductor DC	Servomotor DC
Costo	0	-	-	-
Vida útil	0	+	-	0
Mantenimiento	0	0	0	0
Masa	0	-	0	0
Volumen	0	-	0	0
Torque	0	+	0	+
Suma +	0	2	0	1
Suma 0	5	1	4	4
Suma -	0	3	2	1
Evaluación	0	-1	-2	0
Lugar	1	3	4	2
Continúa	Si	Si	No	Si

Sistemas mecánicos					
Sistema socket					
Función de sujeción muñón-socket					
Concepto	Agujeta.	Correa de contactel	Correa con hebilla.	Cierre lateral.	Elástico.
Estabilidad	0	-	0	+	-
Costo	0	0	-	0	-
Segura	0	-	0	0	-
Vida útil	0	-	+	-	-
Mantenimiento	0	-	0	-	-
Colocación	0	+	+	+	+
Masa	0	0	-	0	-
Volumen	0	0	-	0	0
Estética	0	0	0	+	+
Suma +	0	1	2	3	2
Suma 0	9	4	4	4	1
Suma -	0	4	3	2	6
Evaluación	0	-3	-1	1	-4
Lugar	2	4	3	1	5
Continúa	Si	No	Si	Si	No

Apéndice A.

Sistemas mecánicos						
Sistema socket						
Función de contacto muñón-socket						
Concepto	Pelite.	Silicona.	Uretano	Gel de aceite mineral contenido en esponjas, como funda del socket.	Esponja.	Piel.
Estabilidad	0	0	-	0	+	0
Apta para personas con diabetes	0	0	-	+	+	+
Costo:	0	0	+	-	+	+
Vida útil	0	0	0	-	0	-
Mantenimiento	0	0	0	0	0	-
Masa	0	0	0	-	+	+
Colocación	0	0	0	0	0	0
Antropomórfica	0	0	-	+	+	+
Suma +	0	0	1	2	5	4
Suma 0	8	8	4	3	3	2
Suma -	0	0	3	3	0	2
Evaluación	0	0	-2	-1	5	2
Lugar	3	3	5	4	1	2
Continua	Si	Si	No	No	Si	Si

Sistemas mecánicos				
Sistema de rodilla				
Función de articulación, flexión-extensión				
Concepto	Bisagra.	Mecanismo de barras	Policéntrica (Mecanismo de cuatro o seis barras).	Mecanismo de barras con leva
Estabilidad	0	+	+	0
Costo	0	-	-	-
Segura	0	+	+	0
Vida útil	0	0	0	0
Masa	0	-	-	0
Volumen	0	-	-	0
Estética	0	+	+	-
Manufactura	0	-	-	-
Suma +	0	3	3	0
Suma 0	8	1	1	5
Suma -	0	4	4	3
Evaluación	0	-1	-1	-3
Lugar	1	2	2	3
Continua	Si	Si	Si	No

Apéndice A.

Sistemas mecánicos					
Sistema de rodilla					
Función de propulsión					
Concepto	Propulsión neumático	Propulsión hidráulica.	Tren de engranes	Poleas.	Resorte.
Estabilidad	0	0	0	-	-
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0
Marcha a diferentes velocidades	0	0	0	0	0
Sentarse y levantarse de un asiento	0	0	0	-	-
Subir y bajar escaleras	0	0	0	0	-
Costo	0	+	+	+	+
Segura	0	0	0	-	-
Vida útil	0	0	+	-	-
Masa	0	+	+	+	+
Volumen	0	+	0	-	+
Antropomórfica	0	0	0	-	0
Manufactura	0	0	-	-	0
Suma +	0	3	3	2	3
Suma 0	12	9	8	3	4
Suma -	0	0	1	7	5
Evaluación	0	3	2	-5	-2
Lugar	3	1	2	5	4
Continua	Si	Si	Si	No	No

Sistemas mecánicos							
Sistema de rodilla							
Función de limitación de movimiento							
Concepto	Motor con encoder	Mecanismo de posición.	Cadena	Banda dentada	Corredera agujerada.	Palanca y trinquete	Sensor de fin de carrera.
Estabilidad	0	+	-	-	-	-	+
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0	0	0
Costo	0	-	-	-	-	-	+
Segura	0	+	-	-	+	+	0
Vida útil	0	+	0	0	+	+	0
Mantenimiento	0	0	0	0	0	0	0
Masa	0	-	-	-	-	-	+
Volumen	0	-	-	-	-	-	0
Manufactura	0	-	-	-	-	-	0
Suma +	0	3	0	0	2	2	3
Suma 0	9	2	3	3	2	2	6
Suma -	0	4	6	6	5	5	0
Evaluación	0	-1	-6	-6	-3	-3	3
Lugar	2	3	5	5	4	4	1
Continua	Si	Si	No	No	Si	Si	Si

Apéndice A.

Sistemas mecánicos					
Sistema tobillo-pie					
Función de articulación, inversión-eversión					
Concepto	Resortes y ganchos	Válvula de aire	Ganchos.	Mecanismo con leva	Suspensión con resortes.
Estabilidad	0	0	0	-	0
Costo	0	+	0	0	+
Segura	0	0	0	-	0
Vida útil	0	-	0	0	0
Masa	0	+	+	-	0
Volumen	0	0	0	-	0
Antropomórfica	0	+	0	0	0
Uso de zapatos	0	0	0	0	0
Manufactura	0	-	0	0	+
Suma +	0	3	1	0	2
Suma 0	9	4	8	5	7
Suma -	0	2	0	4	0
Evaluación	0	-1	1	-4	2
Lugar	3	4	2	5	1
Continua	Si	No	Si	No	Si

Sistemas mecánicos				
Sistema tobillo-pie				
Función de articulación, flexión-extensión				
Concepto	Bisagra.	Mecanismo de barras con resorte.	Mecanismo de leva con resortes	Tobillo sach foot.
Estabilidad	0	+	+	+
Ahorro de energía metabólica	0	0	+	+
Costo	0	-	-	-
Segura	0	+	+	+
Vida útil	0	0	0	0
Masa	0	-	0	+
Volumen	0	-	-	+
Antropomórfica	0	0	+	+
Uso de zapatos	0	0	0	0
Manufactura	0	-	-	-
Suma +	0	2	4	6
Suma 0	10	4	3	2
Suma -	0	3	3	2
Evaluación	0	-1	1	4
Lugar	3	4	2	1
Continua	Si	No	Si	Si

Apéndice A.

Sistemas mecánicos				
Sistema tobillo-pie				
Función de absorción de energía y de propulsión				
Concepto	Plantilla deformable con ganchos.	Plantilla deformable con resortes.	Mecanismo de plantilla con resortes.	Mecanismo de ganchos.
Estabilidad.	0	0	0	0
Ahorro de energía metabólica	0	+	0	+
Costo	0	0	-	0
Segura	0	0	0	0
Vida útil	0	0	-	0
Masa	0	-	-	0
Volumen	0	0	0	0
Antropomórfica	0	0	0	-
Uso de zapatos	0	0	0	-
Manufactura	0	0	0	0
Suma +	0	1	0	1
Suma 0	10	8	7	7
Suma -	0	1	2	2
Evaluación	0	0	-2	-1
Lugar	1	1	3	2
Continua	Si	Si	No	Si

Sistemas mecánicos					
Sistema estructural					
Función de unión entre sistemas					
Concepto	Prisionero	Tornillo y tuerca.	Presión	Unión por soldadura	Cuerda y rosca
Estabilidad	0	-	-	+	-
Costo	0	0	+	0	0
Segura	0	0	-	+	0
Vida útil	0	0	-	+	0
Masa	0	-	0	-	+
Volumen	0	-	0	-	0
Manufactura	0	-	-	0	0
Suma +	0	0	1	3	1
Suma 0	7	3	2	2	5
Suma -	0	4	4	2	1
Evaluación	0	-4	-3	1	0
Lugar	2	5	4	1	3
Continua	Si	No	No	Si	Si

Apéndice A.

Evaluación de los conceptos de los sistemas electrónicos, por medio de las matrices de filtrado.

Sistemas electrónicos				
Sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares				
Función de lectura de posición.				
Concepto Criterio	Potenciómetro	Acelerómetro.	Giroscopio.	Manómetro.
Respuesta de acción aferente	0	0	0	0
Tiempo de respuesta	0	+	+	+
Costo	0	-	-	0
Vida útil	0	+	+	+
Masa	0	+	+	+
Volumen	0	+	+	+
Manufactura	0	0	0	0
Suma +	0	4	4	4
Suma 0	7	2	2	3
Suma -	0	1	1	0
Evaluación	0	3	3	4
Lugar	3	2	2	1
Continúa	No	Si	Si	No

Sistemas electrónicos						
Sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares						
Función de controlador.						
Concepto Criterio	Arduino.	PIC.	Texas instrument	DAQ:	PLC (allen bradly):	Legó
Respuesta de acción aferente	0	0	0	0	0	0
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0	0
Costo	0	+	0	-	-	-
Vida útil	0	0	0	0	0	0
Masa	0	0	0	0	-	-
Volumen	0	0	0	0	-	-
Manufactura	0	0	-	-	-	0
Suma +	0	1	0	0	0	0
Suma 0	7	6	6	6	3	4
Suma -	0	0	1	1	4	3
Evaluación	0	1	-1	-2	-4	-3
Lugar	2	1	3	4	6	5
Continúa	Si	Si	Si	Si	No	No

Apéndice A.

Sistemas electrónicos						
Función de controlador.						
Concepto	Arduino.	PIC.	Texas instrument	DAQ:	PLC (allen bradly):	Lego
Respuesta de acción aferente	0	0	0	0	0	0
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0	0
Costo	0	+	0	-	-	-
Vida útil	0	0	0	0	0	0
Masa	0	0	0	0	-	-
Volumen	0	0	0	0	-	-
Manufactura	0	0	-	-	-	0
Suma +	0	1	0	0	0	0
Suma 0	7	6	6	6	3	4
Suma -	0	0	1	1	4	3
Evaluación	0	1	-1	-2	-4	-3
Lugar	2	1	3	4	6	5
Continua	Si	Si	Si	Si	No	No

Evaluación de los conceptos de los sistemas de interfaz, por medio de las matrices de filtrado.

Sistemas de interfaz				
Función de entrada de datos.				
Concepto	Cable	Infrarrojo (Módulo bluetooth).	Vía radio.	Internet.
Tiempo de respuesta	0	0	0	0
Retroalimentación	0	0	0	0
Costo	0	-	-	-
Vida útil	0	0	0	0
Masa	0	+	0	-
Volumen	0	+	+	-
Manufactura	0	0	-	-
Suma +	0	1	1	0
Suma 0	7	4	4	0
Suma -	0	2	-2	4
Evaluación	0	1	-1	-4
Lugar	2	1	3	4
Continua	Si	Si	No	No

Apéndice A.

Sistemas de interfaz					
Sistema de adquisición de datos					
Función de adquisición de datos para PC					
Concepto	Labview.	Matlab.	Java.	C#.	C++.
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0
Retroalimentación	0	0	0	0	0
Costo	0	0	0	0	0
Mantenimiento	0	0	0	0	0
Estética	0	-	-	-	-
Manufactura	0	0	-	-	-
Suma +	0	0	0	0	0
Suma 0	6	5	4	4	4
Suma -	0	1	2	2	2
Evaluación	0	-1	-2	-2	-2
Lugar	1	2	3	3	3
Continua	Si	Si	No	No	No

Sistemas de interfaz						
Función de aplicación de adquisición de datos para celular.						
Concepto	Android.	Java.	C#.	C++.	IOS	Windows phone
Tiempo de respuesta	0	0	0	0	0	0
Retroalimentación	0	0	0	0	0	0
Costo	0	-	-	-	0	0
Mantenimiento	0	0	0	0	0	0
Estética	0	-	-	-	0	0
Manufactura	0	-	-	-	-	-
Popularidad/comercial	0	-	-	-	-	0
Suma +	0	0	0	0	0	0
Suma 0	7	3	3	3	5	6
Suma -	0	4	4	4	2	1
Evaluación	0	-4	-4	-4	-2	-1
Lugar	1	4	4	4	3	2
Continua	Si	No	No	No	Si	Si

Apéndice B: Matrices de decisión.

A continuación se evaluarán los conceptos que pasaron la evaluación de las matrices de filtrado, para ser nuevamente evaluados mediante las matrices de decisión, para obtener finalmente los conceptos solución de cada una de las funciones.

Evaluación de los conceptos finalistas de los sistemas mecánicos, por medio de las matrices de decisión

Sistemas mecánicos			
Función, transformar energía eléctrica a mecánica			
Concepto	Motor de CD	Motor a pasos CD	Servomotor DC
Costo	5	3	3
Vida útil	1	4	3
Mantenimiento	3	3	3
Masa	3	1	3
Volumen	4	2	3
Torque	1	3	3
Evaluación	17	16	18
Lugar	2	3	1
Gana	No	No	Si

Sistemas mecánicos			
Sistema socket			
Función de ajuste muñón-socket			
Concepto	Socket stretch (deformable y ajustable).	Socket rígido, moldeado a partir del muñón	Socket ajustable por medio de aire.
Estabilidad	1	2	3
Movilidad.	3	2	3
Apta para personas con diabetes	3	2	3
Costo	5	4	3
Segura	1	2	3
Vida útil	3	4	3
Mantenimiento	3	4	3
Colocación	3	2	3
Masa	3	3	3
Volumen	4	3	3
Antropomórfica	3	3	3
Estética	3	3	3
Manufactura	4	4	3
Evaluación	39	38	39
Lugar	1	2	1
Gana	Si	No	Si

Apéndice B.

Sistemas mecánicos				
Sistema socket				
Función de sujeción muñón-socket				
Concepto	Criterio	Agujeta.	Correa con hebilla.	Cierre lateral.
Estabilidad		4	2	3
Costo		3	2	3
Segura		4	3	3
Vida útil		5	5	3
Mantenimiento		4	3	3
Colocación		2	3	3
Masa		3	2	3
Volumen		3	2	3
Estética		2	2	3
Evaluación		30	24	27
Lugar		1	3	2
Gana		Si	No	No

Sistemas mecánicos				
Sistema socket				
Función de contacto muñón-socket				
Concepto	Criterio	Pelite y silicona	Esponja.	Piel.
Estabilidad		4	5	3
Apta para personas con diabetes		2	4	3
Costo:		2	4	3
Vida útil		4	3	3
Mantenimiento		3	3	3
Masa		2	3	3
Colocación		3	3	3
Antropomórfica		3	4	3
Evaluación		23	29	24
Lugar		3	1	2
Gana		No	Si	No

Sistemas mecánicos			
Sistema de rodilla			
Función de articulación, flexión-extensión			
Concepto	Criterio	Bisagra.	Mecanismo de barras Policéntrica (Cuatro o seis barras)
Estabilidad		1	3
Costo		4	3
Segura		1	3
Vida útil		3	3
Masa		4	3
Volumen		4	3
Estética		2	3
Manufactura		4	3
Evaluación		23	24
Lugar		2	1
Gana		No	Si

Apéndice B.

Sistemas mecánicos			
Sistema de rodilla			
Función de propulsión			
Criterio \ Concepto	Propulsión neumático	Propulsión hidráulica.	Tren de engranes
Estabilidad	3	3	3
Tiempo de respuesta	3	3	3
Marcha a diferentes velocidades	3	3	3
Sentarse y levantarse de un asiento	4	4	3
Subir y bajar escaleras	4	4	3
Costo	2	2	3
Segura	3	3	3
Vida útil	3	3	3
Masa	1	2	3
Volumen	1	3	3
Antropomórfica	1	3	3
Manufactura	3	3	3
Evaluación	31	36	36
Lugar	2	1	1
Gana	No	Si	Si

Sistemas mecánicos				
Sistema de rodilla				
Función de limitación de movimiento				
Criterio \ Concepto	Motor con encoder	Mecanismo de posición.	Corredera agujerada con trinquete	Sensor de fin de carrera
Estabilidad	4	3	3	3
Tiempo de respuesta	4	2	2	3
Costo	1	1	1	3
Segura	3	3	3	3
Vida útil	3	3	3	3
Mantenimiento	2	3	2	3
Masa	2	2	2	3
Volumen	2	2	2	3
Manufactura	2	1	1	3
Evaluación	23	20	19	27
Lugar	2	3	4	1
Gana	No	No	No	Si

Sistemas mecánicos			
Sistema tobillo-pie			
Función de articulación, inversión-eversión			
Criterio \ Concepto	Resortes y ganchos	Ganchos.	Suspensión con resortes.
Estabilidad	2	2	3
Costo	2	2	3
Segura	2	2	3
Vida útil	3	3	3
Masa	3	4	3
Volumen	3	3	3
Antropomórfica	3	3	3
Uso de zapatos	3	3	3
Manufactura	2	2	3
Evaluación	23	24	30
Lugar	3	2	1
Gana	No	No	Si

Apéndice B.

Sistemas mecánicos			
Sistema tobillo-pie			
Función de articulación, flexión-extensión			
Concepto	Bisagra.	Mecanismo de leva con resortes	Tobillo sach foot.
Estabilidad	1	3	3
Ahorro de energía metabólica	1	3	3
Costo	4	4	3
Segura	2	3	3
Vida útil	3	3	3
Masa	2	2	3
Volumen	3	2	3
Antropomórfica	3	3	3
Uso de zapatos	3	3	3
Manufactura	4	3	3
Evaluación	26	29	30
Lugar	3	2	1
Gana	No	No	Si

Sistemas mecánicos		
Sistema tobillo-pie		
Función de absorción de energía y de propulsión		
Concepto	Plantilla deformable con ganchos y resortes.	Mecanismo de ganchos.
Estabilidad.	4	3
Ahorro de energía metabólica	4	3
Costo	2	3
Segura	4	3
Vida útil	3	3
Masa	2	3
Volumen	4	3
Antropomórfica	4	3
Uso de zapatos	5	3
Manufactura	3	3
Evaluación	35	30
Lugar	1	2
Gana	Si	No

Sistemas mecánicos			
Sistema estructural			
Soporte estructural			
Concepto	Barra cilíndrica.	Barra cuadrada.	Tubo.
Estabilidad	3	3	3
Costo	3	3	3
Segura	3	3	3
Vida útil	3	3	3
Mantenimiento	3	3	3
Masa	2	2	3
Volumen	3	3	3
Antropomórfica	3	3	3
Manufactura	5	4	3
Evaluación	28	27	27
Lugar	1	2	2
Gana	Si	No	No

Apéndice B.

Sistemas mecánicos			
Sistema estructural			
Función de unión entre sistemas			
Concepto	Prisionero	Unión por soldadura	Cuerda y rosca
Estabilidad	3	4	3
Costo	2	2	3
Segura	4	4	3
Vida útil	3	3	3
Masa	4	2	3
Volumen	3	2	3
Manufactura	2	3	3
Evaluación	21	20	21
Lugar	Si	No	Si
Gana	Si	No	Si

Evaluación de los conceptos finalistas de los sistemas electrónicos, por medio de las matrices de decisión.

Sistemas electrónicos			
Sistemas de acondicionamiento de señales mioeléctricas			
Función de lectura de señal			
Concepto	Electrodos invasivos	Electrodos de superficie no desechables.	Electrodos de superficie desechables.
Estabilidad	4	3	3
Respuesta de acción aferente	4	3	3
Tiempo de respuesta	3	3	3
Apta para personas con diabetes	1	3	3
Costo	2	2	3
Vida útil	4	4	3
Masa	3	2	3
Volumen	2	2	3
Manufactura	2	3	3
Evaluación	25	25	27
Lugar	2	2	1
Gana	No	No	Si

Sistemas electrónicos			
Sistemas de acondicionamiento de señales mioeléctricas.			
Función de amplificar señal			
Concepto	Amplificador analógico.	Amplificador digital.	Transistores.
Estabilidad	4	4	3
Respuesta de acción aferente	5	4	3
Tiempo de respuesta	5	4	3
Costo	2	2	3
Vida útil	3	3	3
Masa	3	2	3
Volumen	3	2	3
Manufactura	4	3	3
Evaluación	29	24	24
Lugar	1	2	2
Gana	Si	No	No

Apéndice B.

Sistemas electrónicos			
Sistemas de acondicionamiento de señales mioeléctricas.			
Función de filtrar señal.			
Concepto	Filtro paso baja Butterworth.	Filtro paso bajo Tschebyscheff	Filtro paso bajo Bessel.
Estabilidad	3	3	3
Respuesta de acción aferente	4	3	3
Tiempo de respuesta	3	3	3
Costo	3	3	3
Vida útil	3	3	3
Masa	3	3	3
Volumen	3	3	3
Manufactura	3	3	3
Evaluación	25	24	24
Lugar	1	2	2
Gana	Si	No	No

Sistemas electrónicos		
Sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares		
Función de lectura de posición.		
Concepto	Acelerómetro y giroscopio.	Manómetro.
Respuesta de acción aferente	5	3
Tiempo de respuesta	3	3
Costo	4	3
Vida útil	3	3
Masa	3	3
Volumen	3	3
Manufactura	3	3
Evaluación	24	21
Lugar	1	2
Gana	Si	No

Sistemas electrónicos				
Sistema de rodillera para la adquisición de posiciones angulares				
Función de controlador				
Concepto	Arduino.	PIC.	Texas instrument	DAQ:
Respuesta de acción aferente	3	3	3	3
Tiempo de respuesta	3	3	3	3
Costo	4	5	4	3
Vida útil	3	3	3	3
Masa	3	4	4	3
Volumen	3	4	4	3
Manufactura	4	3	3	3
Evaluación	23	25	24	21
Lugar	3	1	2	4
Gana	No	Si	No	No

Apéndice B.

Sistemas electrónicos				
Función de controlador				
Concepto	Arduino.	PIC.	Texas instrument	DAQ:
Respuesta de acción aferente	3	3	3	3
Tiempo de respuesta	3	3	3	3
Costo	4	5	4	3
Vida útil	3	3	3	3
Masa	3	4	4	3
Volumen	3	4	4	3
Manufactura	4	3	3	3
Evaluación	23	25	24	21
Lugar	3	1	2	4
Gana	No	Si	No	No

Sistemas electrónicos			
Función de potencia eléctrica			
Concepto	Puente H	Transistor.	Mosfet
Tiempo de respuesta	3	3	3
Costo	2	4	3
Vida útil	3	3	3
Masa	2	3	3
Manufactura	4	3	3
Evaluación	14	16	15
Lugar	3	1	2
Gana	No	Si	No

Evaluación de los conceptos finalistas de los sistemas de interfaz, por medio de las matrices de decisión.

Sistemas de interfaz		
Función de entrada de datos.		
Concepto	Módulo bluetooth.	Cable
Tiempo de respuesta	3	3
Retroalimentación	3	3
Costo	2	3
Vida útil	3	3
Masa	4	3
Volumen	4	3
Manufactura	3	3
Evaluación	22	21
Lugar	1	2
Gana	Si	No

Apéndice B.

Sistemas de interfaz		
Sistema de adquisición de datos		
Función para ejecutar la adquisición de datos		
Concepto	Labview.	Matlab.
Tiempo de respuesta	3	3
Retroalimentación	3	3
Costo	3	3
Mantenimiento	3	3
Estética	5	3
Manufactura	4	3
Evaluación	21	18
Lugar	1	2
Continúa	Si	No

Sistemas de interfaz			
Función de ejecución de la aplicación			
Concepto	Android.	IOS	Windows phone
Tiempo de respuesta	3	3	3
Retroalimentación	3	3	3
Costo	3	3	3
Mantenimiento	3	3	3
Estética	4	3	3
Manufactura	4	3	3
Popularidad/comercial	4	2	3
Evaluación	24	20	21
Lugar	1	3	2
Gana	Si	No	No

Bibliografía

- [1] ALLEN, Betania et al. Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012, Resultados nacionales, Instituto Nacional de Salud Pública, México 38-41 pág.
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (México). Las personas con discapacidad en México: una visión al 2010, Instituto Nacional de Estadística y Geografía, México, INEGI, 2013, 272 p.
- [3] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (México). Clasificación de Tipo de Discapacidad, Instituto Nacional de Estadística y Geografía. México, INEGI, 2012, 55 p.
- [4] [en línea] <http://www.salud180.com/salud-z/amputacion-de-extremidades-inferiores>. (consultado el 20 de abril del 2014).
- [5] ULRICH, Eppinger. Diseño y desarrollo del producto, 4 ed, Mc Graw Hill, Mexico, DF, 406 pág.
- [6] MOORE, Keith. Anatomía con orientación clínica, 6ª, Wolters Kluwer, México, 1133 pág.
- [7] TORTORA, Gérard. Principios de anatomía y fisiología, 11ª Ed. Editorial médica panamericana, Mexico, DF, 1154 pág.
- [8] [http://www.facmed.unam.mx/deptos/familiar/af8\(3\)/pie-diabetico.html#](http://www.facmed.unam.mx/deptos/familiar/af8(3)/pie-diabetico.html#) (consultado el 5 de agosto del 2014).
- [9] BORRAS, Pinilla et al. Estudio, diseño y construcción biomecánica de un emulador de tobillo articulado para prótesis de miembro inferior, Universidad Industrial de Santander, Escuela de Ingeniería Mecánica, España, 2010, 12 pág.
- [10] WINTER, David A, Biomechanic and motor control of the human movement, Universidad de Waterloo, 1990, p45-50.
- [11] PARRA, Patricio. BIOINGENIERÍA: PRÓTESIS, Ecuador, Universidad Politécnica Salesiana, Ingeniería Electrónica, 2014, 5 pág.
- [12] RODRIGUEZ, Ricardo. Diseño conceptual de una prótesis para tobillo-pie, México, Instituto politécnico Nacional, Azcapotzalco, 7 pág.
- [13] MOLINA, Francisco. Estrategias de control motor en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral análisis instrumental, Universidad Rey Juan Carlos, Facultad de Ciencias de la Salud, 2012, 224 pág.
- [14] VALENCIA, Anaí. Diseño y desarrollo de una prótesis flex-foot, México, Instituto Politécnico Nacional, 135 pág.
- [15] LUGO, Ester. Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis para miembro inferior, México, Instituto Politécnico Nacional, 214 pág.
- [16] ANDRADE, Carlos. Análisis de la selección y aplicación de la prótesis de rodilla, México, Instituto Politécnico Nacional, 90 pág.
- [17] HERNÁNDEZ, Francisco. Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana, Puebla Universidad de las Américas puebla, Escuela de ingeniería y ciencias, 178 pág.
- [18] PUGLISI Lisandro. Prótesis Robóticas, Universidad Politécnica de Madrid, Departamento de Automática, España, 10 pág.
- [19][en línea] <http://biomech.media.mit.edu/#/>(consultado el 23 de junio del 2014)
- [20] [En línea] <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/temas/default.aspx?s=est&c=17484>(consultado el 15 de abril del 2014).
- [21] HERNANDEZ, Juan. Diseño de un sistema de autoajuste para socket protésico, México, Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica, Facultad de Ingeniería, UNAM. 225 pág.
- [22] MARTÍNEZ, Eduardo. Rediseñar y validar sistema mioeléctrico para la evaluación de la marcha humana, México, Facultad de Ingeniería, UNAM.
- [23] FERNÁNDEZ, Marissa. Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo de policéntrico. México, Instituto Politécnico Nacional, 89 pág.

Bibliografía.

[24][En línea]<http://www.alterg.com/products/bionic-leg/professional-physical-therapy> (consultado el 2 de agosto del 2016).

[25][En línea] <http://www.cyberdyne.jp/english/products/supporting.html> (consultado el 1 de septiembre del 2016).