



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN

INSTRUMENTACIÓN DE PRÓTESIS DE RODILLA

TESIS

Que para obtener el título de

INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA

P R E S E N T A

MARTÍNEZ GONZÁLEZ JOSÉ ANTONIO

DIRECTOR DE TESIS

DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

CODIRECTOR DE TESIS

M. en I. JORGE ALBERTO NÁJERA CASTREJÓN



FES Aragón

MÉXICO D.F.; noviembre de 2013



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 DEDICATORIAS

Dedicatoria

A mi madre, por siempre estar a mi lado, escuchándome y creyendo en mí; a mi padre, por la educación que me brindó, a ambos por su amor y comprensión.

En memoria de mis abuelos Rafael González y Aurora Romo.

En memoria de Ezequiel González Sanabria "CHECHE".

Agradecimientos

A toda mi familia por apoyarme, por estar a mi lado y por todas las lecciones de vida que me han brindado.

A la UNAM, por darme la mejor educación que haya podido recibir y por ser la universidad del pueblo.

Al Dr. Jesús Manuel Dorador González, a Jorge Alberto Nájera Castrejón y a todo el equipo del CDMIT por su apoyo y asesoría.

Al Dr. Jacinto Cortés Pérez y al Laboratorio de Mecánica Aplicada de la FES Aragón por brindarme asesoría y apoyo para el diseño de la celda de carga que se describe en el presente trabajo.

Se agradece el apoyo del proyecto PAPIIT IT102512 "Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano" y del proyecto PAPIME PE100911 "Diseño de productos mecatrónicos".

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
OBJETIVO.....	2
ALCANCES	2
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.....	3
1.1 HISTORIA DE LAS PRÓTESIS	3
1.2 CONCEPTOS BÁSICOS	5
1.3 ESTADO DEL ARTE	13
1.4 SITUACIÓN EN MÉXICO.....	16
CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	17
2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.....	17
2.2 ESPECIFICACIONES OBJETIVO DE DISEÑO	18
2.3 DISEÑO DE CONCEPTUAL	23
CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE.....	59
3.1 ACELERÓMETROS	59
3.2 GALGAS EXTENSOMÉTRICAS	62
3.3 ELECTRODOS.....	72
CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS.....	79
4.1 ACELERÓMETROS	79
4.2 GALGAS EXTENSOMÉTRICAS	82
4.3 ELECTRODOS.....	87

4.4	RETROSPECTIVA DE ESPECIFICACIONES	91
	CONCLUSIONES.....	94
	TRABAJO A FUTURO.....	95
	ANEXO "A" PLANOS	97
	REFERENCIAS.....	102

INTRODUCCIÓN

El ser humano ha usado herramientas para su beneficio desde épocas inmemoriales, palos y piedras usados como lanzas y cuchillos fueron el comienzo que desato el potencial humano, hoy en día existen máquinas tan complejas, que son capaces de realizar lo que hace un par de siglos la humanidad no imaginó o sencillamente tachó de imposibles.

Un claro ejemplo de esto son los adelantos en el área protésica, una prótesis es un mecanismo que se usa con el fin de reemplazar una parte del cuerpo humano, esta tecnología no había cambiado mucho desde que se incorporaron a ellas los arneses y resortes, pero actualmente con el apogeo tecnológico, las prótesis no sólo son más ligeras y cómodas, sino que van más allá, incorporando computadoras que les ayudan a mejorar la marcha del usuario (prótesis de rodilla) o incluso a controlarlas, como si se tratase de un miembro sano (prótesis de mano).

Siguiendo esta línea de investigación el Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica CDMIT de la UNAM, desarrolla distintos tipos de prótesis, entre los que se encuentra una prótesis de rodilla externa para amputado transfemoral, esta prótesis destaca por la incorporación de un microcontrolador que ayuda a mejorar la marcha del usuario, con lo que éste se cansará menos que con una prótesis convencional, lo que conlleva un menor rechazo de la prótesis y consecuentemente una mejoría en la calidad de vida del usuario.

En el presente trabajo se desarrolla la instrumentación electrónica para los sensores de la prótesis de rodilla diseñada en el CDMIT que a partir de ahora se mencionaremos como rodilla CDMIT.

El presente trabajo se divide en cuatro capítulos que se esbozarán brevemente.

- En el capítulo 1, Antecedentes, se aborda el desarrollo de las prótesis en la historia, y para una mayor comprensión del tema se describe la anatomía de la rodilla y la marcha humana, con lo que se pretende mostrar lo compleja e importante que es esta articulación, seguido de una exposición de las prótesis de miembro inferior y sus más recientes progresos, para finalizar con un resumen de la situación en México en la que se plantea la relevancia de la investigación de prótesis en México.
- Para el capítulo 2, Diseño conceptual, se plantea los requerimientos y consecuentemente las especificaciones para el diseño de la instrumentación, posteriormente se determinan las etapas que las señales requeridas deberán de pasar para ser obtenidas y acondicionadas, en la última etapa se expone la adquisición de datos hacia una computadora y representación a través de LabVIEW.
- En el tercer capítulo, Diseño de detalle, se desarrollan las etapas de adquisición de las señales, acondicionamiento y representación a través de LabVIEW.

- En el último capítulo, se muestran las pruebas del sistema de instrumentación y sus resultados, con los datos obtenidos, se hace una comparación entre las especificaciones planteadas en el capítulo dos, con base esta comparación y el objetivo se presentan las conclusiones del trabajo, finalmente, se plantea el trabajo a futuro, que será necesario realizar para seguir con el desarrollo de la prótesis CDMIT.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el centro de diseño mecánico e innovación tecnológica CDMIT de la UNAM, se diseña una prótesis semi-activa de rodilla, la cual posee un amortiguador magnetorreológico como actuador, este será controlado por un microcontrolador, que utilizará algoritmos de control basados en lógica difusa.

El controlador difuso propuesto necesita para su funcionamiento, retroalimentarse con señales, las cuales utilizará para modificar la cadencia de la marcha, las señales son:

- ✓ Ángulo de flexo-extensión.
- ✓ Velocidad vertical durante la marcha.
- ✓ Velocidad del usuario o velocidad horizontal.
- ✓ Fuerza ejercida sobre la prótesis.
- ✓ Señal mioeléctrica de un músculo que tenga una estrecha relación con la marcha humana.

Para lo cual, la prótesis de rodilla deberá ser instrumentada con los sensores necesarios para obtención de las señales para su posterior uso en el sistema de control.

OBJETIVO

Instrumentar una prótesis de rodilla para que se puedan obtener las señales especificadas en el planteamiento del problema.

ALCANCES

El trabajo que se presenta a continuación tendrá como límites obtener las señales enumeradas anteriormente, quedando como un trabajo posterior el análisis e interpretación de las señales que se obtengan.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES

En este primer capítulo se esbozan los avances logrados hasta el momento en el desarrollo de las prótesis de rodilla y la necesidad de que estén al alcance de las personas con discapacidad.

1.1 HISTORIA DE LAS PRÓTESIS (1) (2)

El ser humano está en busca de satisfacer sus necesidades y por ello, ha creado diversas herramientas, para hacer sus actividades de manera más sencilla. Es el caso, cuando una persona pierde alguna extremidad o nace sin ella, que surge una necesidad y por consiguiente el interés por complacerla, creando las prótesis, entes artificiales diseñados para sustituir el miembro faltante y restituir en gran parte el funcionamiento de este.

La prótesis más antigua de la que se tiene registro fue creada por los egipcios hace más de 2600 años, fue creada para el dedo gordo del pie, también conocido como alux (Figura 1.1) y aunque parezca una prótesis estética, ayudaba al usuario a caminar de manera más natural, así que, además de estética era funcional; estaba fabricada de fibras de papel con adhesivo animal y fue recubierta con yeso natural. Con el paso del tiempo la prótesis de alux evolucionó a un modelo articulado (Figura 1.2), lo que la hizo más cómoda para caminar, la prótesis fue fabricada de madera y cuero para aumentar su tiempo de vida.



Figura 1.1 Primer prótesis de alux. (2)



Figura 1.2 Prótesis de alux mejorada. (2)

El próximo adelanto significativo en la tecnología protésica se dio en Italia en el año 300 a.C., era una prótesis de pierna hecha de bronce y hierro, la cual, tenía un núcleo de madera. Posteriormente entre el 218 al 210 a.C. durante la guerra púnica se construyó un prótesis para un general romano que perdió su brazo derecho en combate, esta prótesis portaba un escudo de hierro lo que permitió al general romano volver al campo de batalla.

Ambroise Paré (1510-1592) un cirujano francés en 1529 desarrolló técnicas para la cirugía de los amputados, la ligadura de arterias, además de otras técnicas que revolucionaron la cirugía, para 1536 creó una prótesis para miembro inferior con articulación en la rodilla, con control de bloqueo de rodilla y otras características que las prótesis actuales poseen.

Posteriormente James Hanger uno de los primeros amputados de la guerra civil estadounidense, al perder la pierna izquierda, inventó su propia prótesis la cual patentó, llamada “extremidad hanger” y dedicó su vida para el desarrollo de prótesis creando un empresa para esta finalidad la cual continua hoy en día. Contrario de lo que se puede pensar, la primera guerra mundial no suscito avances significativos en la tecnología protésica, no fue hasta finales de la primera guerra mundial que se creó la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis (AOPA, por sus siglas en inglés).

Sin embargo, el verdadero avance sería hasta que concluyó la segunda guerra mundial, pues el problema con las prótesis desbordaría en un descontento generalizado por parte de los veteranos de guerra, lo que obligó al gobierno estadounidense a cerrar contratos con el sector privado para el desarrollo de nuevas tecnologías protésicas. Estos contratos ayudaron a desarrollar enormemente la tecnología para las prótesis modernas, que se caracterizan por ser más livianas, cómodas y funcionales (Figura 1.3).

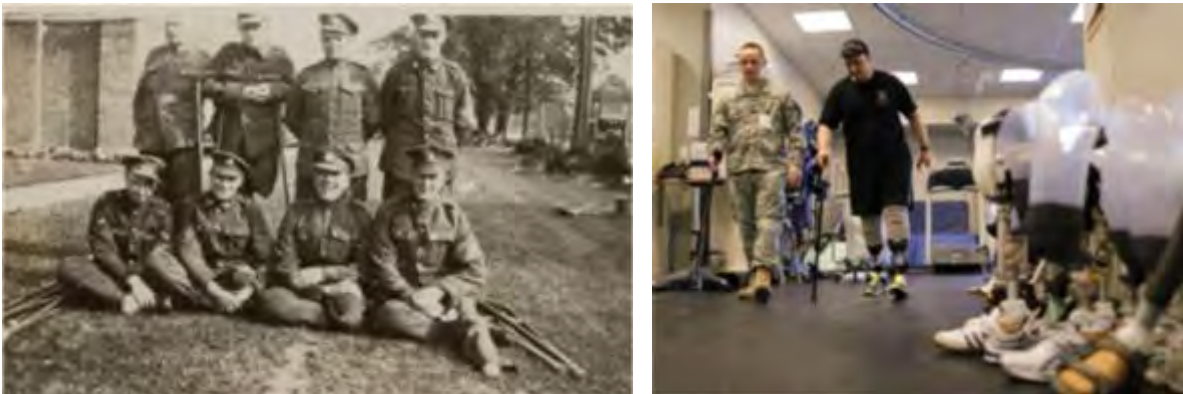


Figura 1.3 Evolución de las prótesis en la rehabilitación de veteranos de guerra. (3) (4)

Actualmente las prótesis están hechas a medida del usuario, con materiales ligeros y algunas de ellas tienen microprocesadores y dispositivos electrónicos que, en gran medida permiten al usuario recuperar la funcionalidad del miembro perdido y por ende su estilo de vida. En la sección 1.3 se describen más a fondo los nuevos avances en la tecnología protésica.

1.2 CONCEPTOS BÁSICOS

LA RODILLA (5)

La rodilla humana es una articulación doble formada por la articulación tibiofemoral (unión entre la tibia y el fémur) y la articulación femororrotuliana (unión entre el fémur y la rótula) (Figura 1.4), es increíblemente compleja y está situada entre los brazos de palanca más largos del cuerpo humano, por lo que soporta fuerzas y momentos elevados.

La rodilla no es una simple bisagra debido a que en la articulación tibiofemoral se producen movimientos en tres planos, la mayor movimiento es en el plano sagital, donde se presenta un movimiento de 0° a 140° aproximadamente, algunos de los rangos de movimiento se presentan en la (Tabla 1.1), pero además se presenta un rodamiento y deslizamiento entre la superficie articular, para poner una restricción al movimiento la rodilla cuenta con los ligamentos cruzados anterior y posterior, la propia geometría ósea de los cóndilos femorales y los meniscos lateral y medial, estos últimos también se encargan de distribuir las fuerza de contacto sobre toda su superficie reduciendo la fuerza que experimenta la articulación, tal como se muestra en la (Figura 1.5).

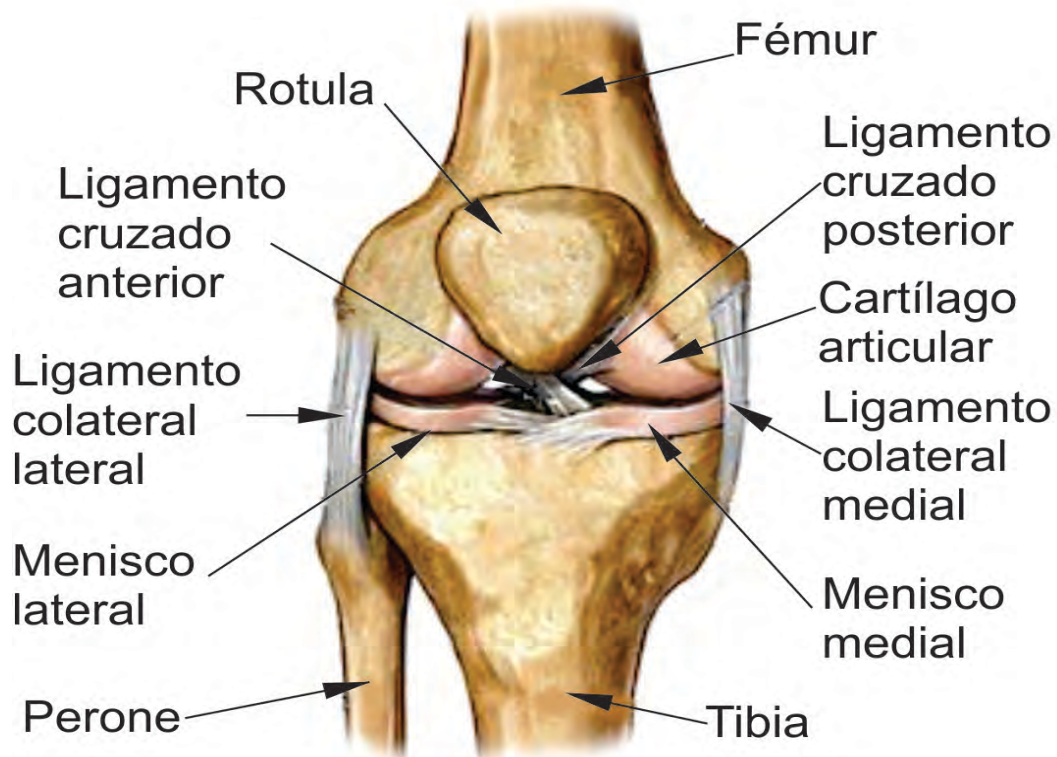


Figura 1.4 Rodilla vista frontal. (6)

Tabla 1.1 Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital durante actividades comunes

Actividades	Rango de movimiento desde la extensión de rodilla a la flexión de rodilla (grados)
Andar	0-67
Subir escaleras	0-83
Bajar escaleras	0-90
Sentarse	0-93
Atarse un zapato	0-106
Elevar un objeto	0-117

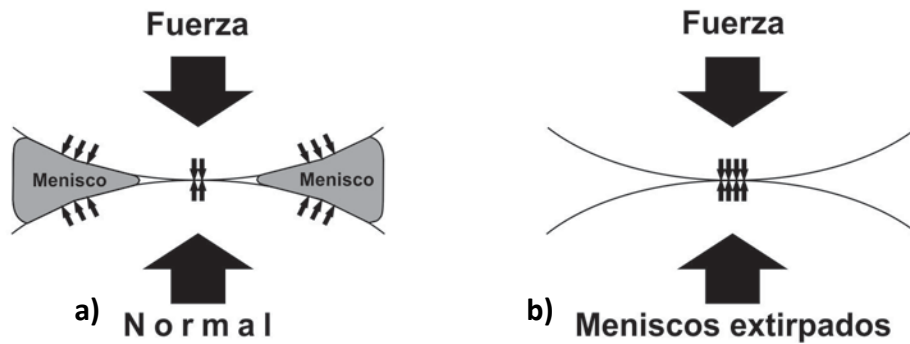


Figura 1.5 Distribución de la sollicitación en una rodilla normal a) y en una rodilla con los meniscos extirpados b) . La extracción de los meniscos incrementa la magnitud de las sollicitaciones sobre el cartílago de la meseta tibial y cambia el tamaño y la localización del área de contacto, abarca toda la superficie de la meseta tibial. Con los meniscos extirpados, el área de contacto se limita al centro de la meseta tibial.

La función de la articulación femororrotuliana, específicamente la rótula, es aumentar el brazo de palanca necesario para la extensión de rodilla, y distribuir parte de la carga del fémur como se muestra en la (Figura 1.6).



Figura 1.6 Brazo de palanca del músculo cuádriceps (representado por la línea discontinua) en una rodilla normal a) y en una rodilla en la que se ha extirpado la rótula b). El brazo de palanca es la distancia perpendicular entre la fuerza ejercida por el músculo cuádriceps a través del tendón rotuliano y el centro instantáneo de la articulación tibiofemoral para los dos últimos grados de extensión. El tendón rotuliano se dispone más cercano al centro instantáneo de la rodilla sin rótula.

MARCHA HUMANA (5)

El proceso por el cual el ser humano puede desplazarse se denomina marcha, requiere de la coordinación de la mayoría de las grandes articulaciones del cuerpo y se caracteriza por ser casi simétrica en relación a los movimientos angulares y la actividad muscular. La marcha es una actividad cíclica que se divide en dos etapas para cada miembro inferior; fase portante y fase oscilante (Figura 1.7).

La fase portante

Abarca el 60% de la zancada y se puede descomponer en seis periodos.

- El contacto inicial o de talón es el momento en el que el pie toca el suelo. La respuesta a la carga es un intervalo durante el cual la planta del pie contacta con el suelo y el peso del cuerpo recae sobre el miembro en carga. El periodo de respuesta a la carga coincide con el fin del doble apoyo inicial de los miembros, aproximadamente en el 10% a 20% del paso
- La parte media de la fase portante es el periodo durante el cual la tibia rota sobre el pie fijo en la dirección de la locomoción. El comienzo de ésta parte media de la fase portante coincide con el apoyo unipodal y dura aproximadamente el 10% o 30% del paso.
- La fase portante final es el periodo durante el cual el peso del cuerpo es transferido desde las regiones del retropié y mediopié hacia el antepié. Tiene lugar desde el 30% hasta el 50% del paso y coincide con el inicio del apoyo bipodal final.
- La parte previa a la fase oscilante tiene lugar simultáneamente con el final del doble apoyo y dura desde aproximadamente el 50 hasta el 60% del paso. Durante esta fase previa, el peso es transferido al miembro contralateral como preparación a la fase oscilante.
- El final de esta parte previa a la fase oscilante corresponde al despegue del suelo de los dedos en el momento en que el pie pierde contacto con el suelo, por lo tanto delimita el inicio de la fase oscilante.

La fase oscilante

Comprende el 40% del ciclo de marcha y se descompone en tres periodos.

- El inicio de la fase oscilante dura aproximadamente, desde el 60 hasta el 73% del paso (aproximadamente un tercio de la fase oscilante), desde el despegue de los dedos hasta que el pie oscilante está a la misma altura del pie portante
- La mitad de la fase oscilante termina cuando la tibia del miembro oscilante se orienta verticalmente y dura desde el 73 al 87% del paso.
- La fase oscilante final, dura desde el 87 al 100% del paso y termina en el momento del contacto inicial.

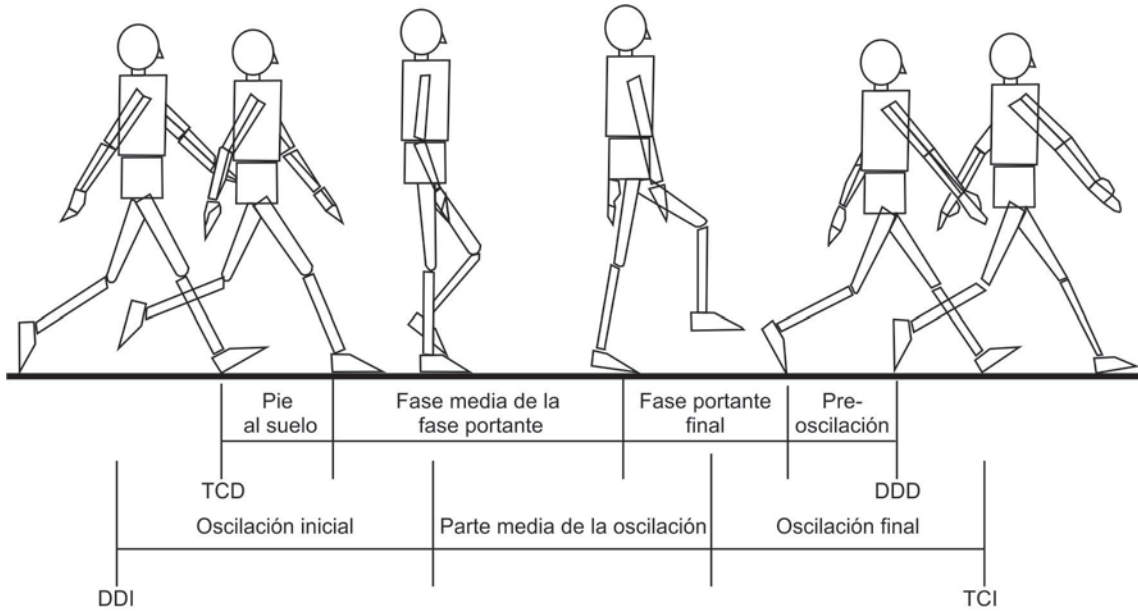


Figura 1.7 Diagrama esquemático de la secuencia espacial del ciclo de marcha o de la zancada mostrando la fase portante en la derecha y la fase oscilante en la izquierda. TC, contacto/talón inicial; DD, despegue de los dedos, D derecha; I izquierda. La fase portante se define por dos hitos TC y DD, y se descompone en cuatro periodos, respuesta a la carga (pie en horizontal) (del 0 al 10% de la zancada), parte media de la fase portante (del 10 al 30% de la zancada), fase portante final (desde 30 al 50% de la zancada). La fase oscilante se define por dos hitos, DD y TC, y se descompone en tres periodos, la oscilación inicial (desde 60 al 70% de la zancada), la parte media dela fase de oscilación (desde 70 al 85% del paso) y la fase oscilante final (desde 85 al 100% del paso). (5)

Las variables tiempo-distancia se deducen a partir de los hitos temporales y espaciales de la fase portante y oscilante. Los valores normales de estas cantidades están en la (Tabla 1.2).

Tabla 1.2 Rango de valores normales para los parámetros de tiempo-distancia de la marcha de los adultos a una velocidad de marcha libre.

Zancada	1.0 a 1.2 <i>m/s</i>
Longitud del paso	0.56 a 1.1 <i>m</i>
Cadencia	90 a 140 pasos/minuto
Velocidad	0.9 a 1.8 <i>m/s</i>

El tiempo de la zancada hace referencia al tiempo que se tarda en llevar a cabo una sola zancada. La longitud de la zancada hace referencia a la distancia cubierta por un paso en la dirección del movimiento. El paso se define como la aparición de un hito en un pie hasta la siguiente realización de ese mismo hito en el pie contrario. La cadencia es una medida de la frecuencia del paso que se define como el número de pasos dados por unidad de tiempo y normalmente se expresa en pasos por minuto. La velocidad se define como la distancia cubierta en la dirección de la locomoción por unidad de tiempo y se expresa normalmente en metros por segundo.

Tomando en consideración los datos de cadencia proporcionados en el artículo (7), donde se encontró un rango de cadencia entre 72.72 a 83.72 pasos por minuto para usuarios de prótesis transfemoral, se puede establecer una frecuencia en *Hz* para ser utilizada como parámetro en los sensores, 1.21 a 1.39 Hz.

NIVELES DE MOVILIDAD

Todas las empresas del ramo protésico tienen sus propios sistemas para clasificar las prótesis según la movilidad que estas pueden conferir al usuario, pero la mayoría coinciden con dividir las en cuatro niveles:

- Nivel 1: la movilidad del usuario es baja, para actividades diarias básicas en interiores y su uso es por tiempo y distancias cortas.
- Nivel 2: la movilidad del usuario es mayor, para actividades en exteriores, con posibilidad de cambios de cadencia.
- Nivel 3: la movilidad del usuario es amplia para realizar actividades diarias complejas que exijan una repetitividad y carga elevadas, además de cambio de cadencia y poder superar la mayoría de los obstáculos.
- Nivel 4: la movilidad del usuario es alta, permite alto impacto y repetitividad, idóneo para deportistas.

PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

PIE PROTÉSICO (8)

Es un dispositivo que reemplaza la función del pie, en el que recae todo el peso del usuario, debido a que existen distintos niveles de exigencia para estos, cada vez se han vuelto más especializados, es por ello que se puede encontrar modelos específicos para correr, caminar, bailar, ir en bicicleta, nadar o esquiar.

Los pies protésicos pueden ser básicos (fijos), articulados (se mueven en una o más direcciones) o de respuesta dinámica (acumulan y devuelven energía al caminar, dando una sensación de “empuje”, algo muy parecido a lo que hace el pie humano) (Figura 1.8). En la actualidad, los pies protésicos pueden tener resortes en la zona correspondiente a los dedos y al talón con el fin de permitir un mayor movimiento del tobillo, la regulación del talón a diversas alturas y la absorción del impacto.



Figura 1.8 Tipos de prótesis de pie. (9) (10) (11) (12)

SOCKET

El socket constituye la unión entre el muñón y la prótesis y desempeña una función importante; es el responsable de que la sujeción y el ajuste de la prótesis sean óptimos. Para ello, el socket se elabora individualmente, dependiendo de la forma y el estado del muñón, y adaptado al respectivo grado de movilidad.

El socket está formado por un liner, su correspondiente sistema de cierre y una pared exterior portante (el propio socket) (Figura 1.9), la cual establece la conexión con los demás componentes (rodilla, pie). El liner actúa como una especie de "segunda piel" entre las partes blandas móviles del muñón (músculos, tejido, piel) y la superficie dura del socket, reduciendo el movimiento o el rozamiento de la piel y el socket. Esta "segunda piel" es una fina funda protectora hecha de un material elástico que se coloca sobre el muñón. Ella une el muñón con la prótesis y acolcha la piel sensible del muñón reduciendo el rozamiento y las zonas de presión del muñón en el socket. Es muy importante seleccionar un liner adecuado para que la prótesis esté bien sujeta y sea cómoda. Sin embargo, el liner sólo ofrece la máxima seguridad y comodidad si se combina con un sistema de cierre adecuado, el cual mantiene sujeto el socket sobre el muñón.



Figura 1.9 Socket y liner de izquierda a derecha. (13) (14)

RODILLA

Los sistemas protésicos de rodilla son los componentes más complejos. Esto se debe a que la rodilla debe proporcionar apoyo cuando el usuario está de pie, facilitar el movimiento al sentarse, flexionar las piernas o sentarse.

CLASIFICACIONES DE PRÓTESIS DE RODILLA

CLASIFICACIÓN POR SUS CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES

Endoprótesis (Figura 1.10): inclusión en el interior del organismo de una pieza extraña destinada a reemplazar de forma permanente un hueso o una articulación.

Exoprótesis (Figura 1.11): mecanismo artificial que reemplaza un miembro faltante.



Figura 1.10 Endoprótesis. (15)



Figura 1.11 Exoprótesis. (16)

CLASIFICACIÓN POR NIVEL DE AMPUTACIÓN (17)

Las prótesis de rodilla se pueden clasificar según el nivel de amputación, y esto se debe a que los distintos niveles de amputación, tienen distintos grados de movilidad, como se observa en la (Figura 1.12).

- Hemipelvectomía
- Desarticulación de cadera
- Transfemoral
- Desarticulación de rodilla

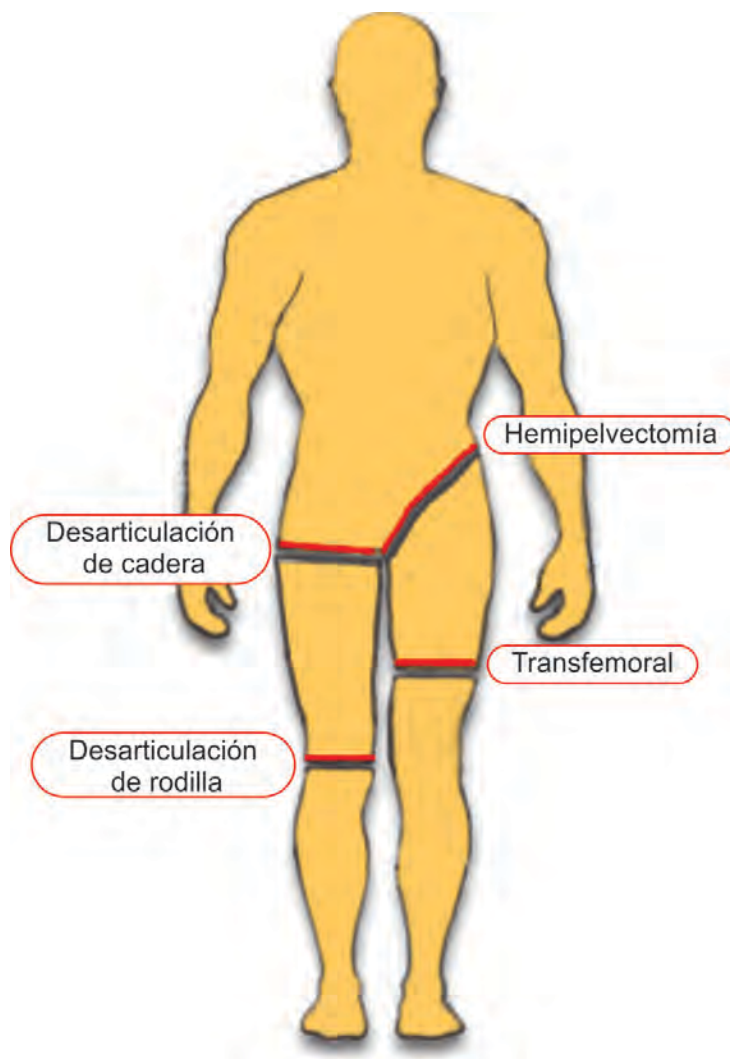


Figura 1.12 Niveles de amputación para prótesis de rodilla. (18)

CLASIFICACIÓN POR SU FUENTE DE ENERGÍA

- **Pasivas:** estas son prótesis que utilizan energía del usuario para realizar su función.
- **Semi-activas (19):** este tipo de prótesis poseen un semi-actuador, y tienen la característica de cambiar la rigidez de flexión de la rodilla, lo que permite una marcha más natural y eficiente. El diseño de la rodilla CDMIT, corresponde con esta clasificación, y posee un amortiguador magnetorreológico (Figura 1.13) como semi-actuador, estos son dispositivos que utilizan fluidos magnetorreológicos que pueden cambiar sus propiedades mediante un estímulo magnético, lo cual puede ser aprovechado para proveer una rápida respuesta en el control de vibraciones, y en el caso particular de las prótesis para el control de la rigidez en la flexión y la extensión.

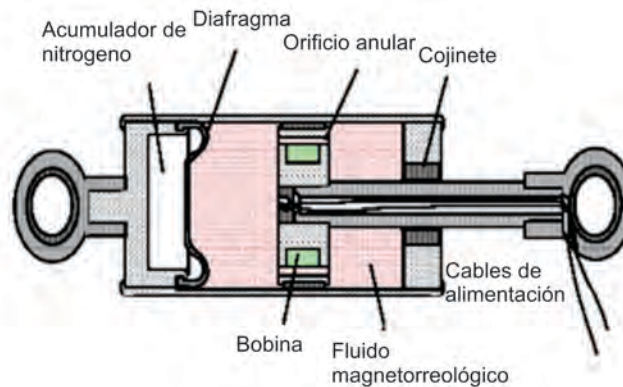


Figura 1.13 Amortiguador magnetorreológico. (19)

- **Activas:** estas son prótesis que utilizan actuadores para el movimiento de la misma prótesis sin que el usuario provea la energía, está alimentada por una batería. En la actualidad la única rodilla comercial activa es la Power Knee® de Össur (Figura 1.14).

1.3 ESTADO DEL ARTE (20)

Hoy en día la tecnología de prótesis de rodilla está enfocada principalmente en el desarrollo las prótesis inteligentes. Las prótesis inteligentes son un nuevo campo en la tecnología protésica, estas cuentan con sensores de tiempo, fuerza y oscilación que detectan los movimientos del usuario y ajustan el fluido en el cilindro de control en consecuencia, a través de un microprocesador, lo que permite tener una marcha más natural y con menos esfuerzo para el usuario, su principal característica es su capacidad de aprender las características de marcha del usuario. Este tipo de prótesis ha demostrado disminuir el consumo de oxígeno entre 5.6% y 9.0% comparado con las prótesis convencionales de control neumático, como lo demuestra el estudio “Energy cost of

walking: comparison of “Intelligent prosthesis” with conventional mechanism” (20). En esta sección se abordará el desarrollo de las prótesis de rodilla inteligentes hasta los últimos adelantos alcanzados hoy en día.

La primer prótesis de rodilla inteligente fue desarrollada por la empresa Endolite en 1993 dándose así el inicio de la era de prótesis inteligentes; su modelo fue el IP® más tarde sustituido por el modelo IP+®, una versión introducida en 1995. Después este modelo evoluciono al modelo ADAPTATIVE® en 1998, y para el 2006 fue desarrollada el modelo ADAPTATIVE 2®, el cual volvería a evolucionar hasta el modelo más reciente, el modelo ORION®, la cual tiene un microprocesador de control híbrido, entre neumático e hidráulico, además de ajuste de la etapa de flexión en la marcha, mejora de la estabilidad con respecto a sus antecesoras y mayor rendimiento de las baterías logrando una duración de 2 a 3 días antes de la recarga.

Del mismo modo, las empresas más importantes en la fabricación de prótesis desarrollaron sus propios modelos de prótesis inteligentes. La empresa Otto Bock lanzó en 1997 su modelo C-Leg® en el congreso mundial de ortopedia; el actuador en esta prótesis, es un amortiguador controlado por la apertura y cierre de válvulas a través de un servomotor. Por su parte, la compañía Össur, comercializaría su modelo Rheo Knee hasta 2003, que posee un amortiguador magnetorreológico como actuador, funciona, modificando la intensidad de corriente que fluye a través de un circuito electromagnético, logrando así que la viscosidad del fluido y la cadencia de la prótesis se modifiquen. En la actualidad existen varias empresas que ofrecen modelos de prótesis inteligentes, sin embargo los modelos no tiene una diferencia tangible para ser representativos.

Hoy en día la única rodilla inteligente activa es comercializada por la empresa Össur, desde 2006, llamada Power Knee®, esta rodilla brinda al usuario la posibilidad de subir escaleras, restablecer el movimiento simétrico en la marcha, al balancearse por sí misma en la etapa oscilante, lo que le permite al usuario recorrer mayores distancias sin cansarse; el funcionamiento de esta rodilla es gracias a un motor, por lo que su uso se limita a aproximadamente 12 horas, además es más grande y pesada que el resto de la rodillas inteligentes.



Figura 1.14 Prótesis inteligentes. (21) (22) (23) (24)

PRÓTESIS CDMIT

La prótesis de rodilla que se diseña en el CDMIT, es una prótesis externa de rodilla para amputado transfemoral, cuyo diseño implica que sea semi-activa e inteligente, debido a que contará con un controlador basado en lógica difusa y un semi-actuador magnetorreológico.

El desarrollo del diseño conceptual de la rodilla CDMIT está expuesto en el trabajo de tesis “Diseño de una prótesis de rodilla externa para amputado transfemoral” (25) de Jorge Nájera Castrejón. La prótesis de rodilla contará con múltiples sensores que le permitirán modificar la marcha del usuario a través del amortiguador magnetorreológico.

Esta prótesis usará electrodos para detectar señales eléctricas generadas por los músculos, llamadas señales mioeléctricas, a diferencia de otras prótesis que usan señales mioeléctricas para el control de los movimientos de forma voluntaria, la rodilla CDMIT ocupará esta señal para detectar que el cerebro está realizando una acción de control relacionado con la marcha, de este modo la señal, es una señal de apoyo para el microcontrolador.

El mecanismo de la rodilla CDMIT es un mecanismo simétrico, que tiene seis eslabones en cada lado, que se han señalado en diferentes colores en la (Figura 1.15), para una mejor ubicación, además cuenta con dos soportes el superior donde se colocará el socket y el inferior que se colocará la conexión con la caña del pie protésico.

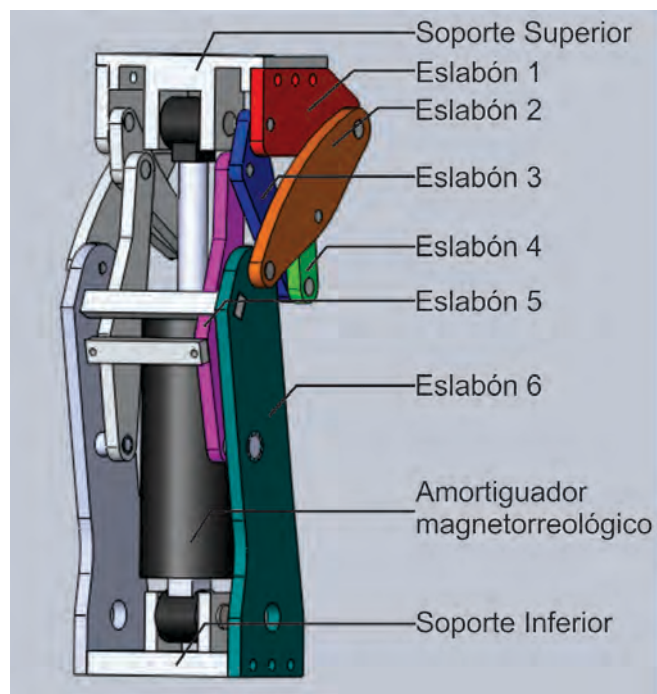


Figura 1.15 Mecanismo de la rodilla CDMIT

1.4 SITUACIÓN EN MÉXICO

Según el censo de población y vivienda, México tiene 112 322 757 habitantes, de los cuales 3 339 692 padecen algún tipo de limitación para moverse, caminar, subir o bajar, que representa el 2.97 % de la población total en México. Por otra parte la prevalencia de obesidad en los adultos mexicanos ha ido incrementando con el tiempo. En 1993, resultados de la Encuesta Nacional de Enfermedades Crónicas (ENEC 1993) mostraron que la prevalencia de obesidad en adultos era de 21.5%, mientras que con datos de la encuesta nacional de salud (ENSA) 2000 se observó que 24% de los adultos en el país la padecían y, actualmente, con mediciones obtenidas por la ENSANUT 2006, se encontró que alrededor de 30% de la población mayor de 20 años tiene obesidad (hombres 24.2%, mujeres 34.5%). Para la ENSANUT 2012 pasó a ser superior al 30% (hombres 26.8.2%, mujeres 37.5%). Este incremento porcentual debe tomarse en consideración, sobre todo debido a que obesidad es un factor de riesgo importante para el desarrollo de enfermedades crónicas, incluyendo las cardiovasculares, cáncer y diabetes.

Las mujeres con índice de masa corporal IMC 35 (obesidad tipo 2), tuvieron un riesgo para diabetes de 38.8% superior y para mujeres de IMC de 30 (obesidad tipo 1) 20%, comparadas con las mujeres con IMC de 23.9 (normal). La ENSA 2000, mostro que la prevalencia de diabetes por diagnóstico médico previo en los adultos a nivel nacional fue de 5.8%, para la ENSANUT 2006 la prevalencia de diabetes con diagnostico medico se incrementó a 7% y para la más reciente ENSANUT 2012 llego a 9.2% lo que representa 10 333 693 habitantes, aunque se debe decir que este último resultado no es concluyente hasta que se obtengan los resultados de medición de glucosa por lo que no se puede saber a ciencia cierta si es un incremento en la prevalencia o un incremento ocasionado por mayores actividades de detección. Sin embargo es un hallazgo importante en términos de demanda de servicios de salud.

Actualmente alrededor del 85% de la población con diagnóstico médico de diabetes reciben atención médica para su control, y de este grupo el 2% ha tenido alguna amputación por complicaciones, lo que supone 180,126 personas con amputación, cifra que aumentó ligeramente 0.1% desde la ENSANUT 2006. (26), (27). En México 80% de las amputaciones (no traumáticas) de las extremidades inferiores son consecuencia de la diabetes mal controlada, a decir de la Sociedad Mexicana de Ortesistas y Protésistas. Todos estos factores presentan a México una situación delicada, debido a que si la tendencia de la obesidad sigue aumentando, como lo han hecho en los últimos años, también lo harán los casos de amputación por algún tipo de complicación por diabetes, es por eso, que es de gran importancia para México, el desarrollo de tecnología protésica, para poder poner al alcance de todos esta tecnología, sobre todo para que los usuarios lleguen a ser independientes y así puedan reincorporarse a la vida laboral. Actualmente en México el costo por una prótesis de miembro inferior fluctúa entre 30 mil pesos, los modelos más sencillos y 7 mil dólares los más sofisticados. (28)

CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se abordarán los aspectos a seleccionar para la creación del sistema de instrumentación de la rodilla CDMIT. Gran parte de la metodología de diseño en este trabajo ha sido fundamentada en el trabajo de Ulrich Eppinger “Diseño y desarrollo de producto” (29), haciendo algunas concesiones para poder adecuar el proceso de diseño a un desarrollo de producto prototipo.

2.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Los requerimientos estarán ligados estrechamente con las especificaciones de diseño de la rodilla CDMIT, por lo tanto el sistema de instrumentación contará con los siguientes requerimientos:

1) *Funcionamiento*

El sistema de instrumentación alimenta con una señal legible el controlador difuso. Las señales a obtener son:

- 1.1. Ángulo de flexo-extensión.
- 1.2. Velocidad de la prótesis de rodilla en la dirección vertical
- 1.3. Velocidad del usuario.
- 1.4. Fuerza ejercida en la prótesis de manera vertical.
- 1.5. Señal mioeléctrica de un músculo que tenga una estrecha relación con la marcha humana.

2) *Ambiente*

El ambiente es un factor importante en la instrumentación, debido a que los sensores son sensibles a los cambios de temperatura, presión y humedad.

3) *Tiempo de vida*

El tiempo de vida de la rodilla CDMIT se estableció en por lo menos 6 años a petición del cliente, en este caso el trabajo previo de prótesis de rodilla CDMIT (25).

4) *Mantenimiento*

El mantenimiento es mínimo, las herramientas usadas para este propósito son fáciles de adquirir y las piezas de remplazo se pueden adquirir de manera comercial.

5) Costo

Debido a que la instrumentación se colocará en un prototipo de la rodilla CDMIT y existe mayor prioridad con la funcionalidad, se asignará menor importancia al costo de la instrumentación. Por lo tanto se evitará colocar una métrica para el costo, debido a la falta de conocimiento en la cotización de los componentes, sin embargo el costo no se dejará de lado al seleccionar los componentes.

6) Tamaño

Debido a que este proyecto se encuentra en una etapa de prototipo, no será determinante el tamaño de la instrumentación, teniendo en cuenta que una vez terminada esta etapa, se refinará el diseño para mejorarlo. Por lo que se evitará la métrica para esta necesidad, sin dejar de lado este parámetro al seleccionar los componentes.

7) Masa

La instrumentación es ligera, no afecta significativamente la marcha del usuario.

8) Energía de entrada

La instrumentación usa energía de una batería.

2.2 ESPECIFICACIONES OBJETIVO DE DISEÑO

En el proceso de diseño, se establecen especificaciones, por lo menos en dos ocasiones, la primera después de establecer las necesidades, estas son las especificaciones objetivo, y cuando se ha elegido un concepto, se pasa a las especificaciones alcanzadas.

Las especificaciones objetivo representan las esperanzas y aspiraciones para el producto, sin tener en cuenta limitación alguna, por lo que el proceso de diseño tiene más opción para escoger el concepto que cubrirá las necesidades del cliente. Se dividió el proceso de obtención de las especificaciones objetivo en dos partes.

1. Lista de métricas

Las métricas representan la forma en que el producto satisface las necesidades del cliente. La suposición funcional es que es posible una traducción de las necesidades del cliente a un conjunto de especificaciones precisas y medibles, y que, por lo tanto al cumplir esas especificaciones se logrará la satisfacción de las necesidades del cliente. En el caso particular de la instrumentación de la rodilla CDMIT, el cliente estará representado por el CDMIT. En la (Tabla 2.3) se muestran las métricas, la necesidad que cubren, su importancia y las unidades con las cuales se mide.

Tabla 2.3 Lista de métricas para la rodilla CDMIT. Los valores dados en la importancia son asignados de la siguiente manera, 1 para baja importancia, 3 para moderada importancia y 5 para alta importancia.

Métrica número	Núm. de necesidad	Métrica	Imp.	Unidades
1	1.1	Señal del ángulo de flexo-extensión	5	V
2	1.2	Señal de la velocidad vertical	5	V
3	1.3	Señal de la velocidad del usuario	5	V
4	1.4	Señal de la fuerza ejercida en la prótesis	5	V
5	1.5	Señal mioeléctrica	5	V
6	2	Rango de temperaturas soportado	3	°C
7	3	Tiempo de vida de los componentes individuales	3	Años
8	6	Procesos de manufactura	3	Lista
9	4, 5,6	Facilidad de adquisición de las piezas	1	lista
10	8	Masa de las piezas	3	kg
11	12	Voltaje de entrada	1	V

2. Valores objetivo ideales y marginalmente aceptables

El valor ideal es el mejor resultado que se puede esperar del producto. El valor marginalmente aceptable es el valor de la métrica que apenas satisface la necesidad desde el punto de vista comercial, para nuestra línea de desarrollo se tomarán como valores marginalmente aceptables los valores de la métrica que apenas satisfacen la necesidad desde el punto de vista funcional.

Para el definir ambos valores, se abordará cada una de las métricas para justificar cada valor propuesto:

1) SEÑAL DEL ÁNGULO DE FLEXO-EXTENSIÓN

El valor ideal para esta señal fue proporcionado por el cliente, ya que el sistema de instrumentación enviará las señales a un microcontrolador, el cual tiene especificaciones ya establecidas de entrada (Tabla 2.4).

Tabla 2.4 Valores de la señal del ángulo de flexo-extensión.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	V

2) SEÑAL DE LA VELOCIDAD VERTICAL

El valor ideal para esta señal fue proporcionado por el cliente, ya que el sistema de instrumentación enviará las señales a un microcontrolador, el cual tiene especificaciones ya establecidas (Tabla 2.5).

Tabla 2.5 Valores de la señal de la velocidad vertical.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	V

3) SEÑAL DE LA VELOCIDAD DEL USUARIO

El valor ideal para esta señal fue proporcionado por el cliente, ya que el sistema de instrumentación enviará las señales a un microcontrolador, el cual tiene especificaciones ya establecidas (Tabla 2.6).

Tabla 2.6 Valores de la señal de la velocidad del usuario.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	V

4) SEÑAL DE LA FUERZA EJERCIDA EN LA PRÓTESIS

El valor ideal para esta señal fue proporcionado por el cliente, ya que el sistema de instrumentación enviará las señales a un microcontrolador, el cual tiene especificaciones ya establecidas (Tabla 2.7).

Tabla 2.7 Valores de la señal de la fuerza ejercida en la prótesis.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	V

5) SEÑAL MIOELÉCTRICA

El valor ideal para esta señal fue proporcionado por el cliente, ya que el sistema de instrumentación enviará las señales a un microcontrolador, el cual tiene especificaciones ya establecidas (Tabla 2.8).

Tabla 2.8 Valores de la señal mioeléctrica.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
0-5	0-5	V

6) TIEMPO DE VIDA DE LOS COMPONENTES INDIVIDUALES

El valor ideal es el propuesto para la rodilla CDMIT, el cual fue establecido de por lo menos 6 años, este valor reduce los mantenimientos o reparaciones que se tengan que efectuar al mínimo. El valor marginalmente aceptable es igual o mayor a 3 años basados en que las prótesis comerciales tienen garantías de 36 meses con revisiones de servicio obligatorias (C-Leg® y Rheo Knee®), lo que demuestra que un periodo de 3 años es adecuado como valor marginal (Tabla 2.9).

Tabla 2.9 Valores de tiempo de vida de los componentes individuales.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
≥6	≥3	Años

7) RANGO DE TEMPERATURAS SOPORTADO

Los valores de temperatura marginalmente aceptables son los valores de temperatura de la rodilla inteligente Rheo Knee®, que son -10 a 45 °C, debido a que presenta un rango completo de temperaturas y a que como una posible competencia comercial, estos valores son una buena referencia. El valor ideal es un rango > -10 a 45 °C (Tabla 2.10).

Tabla 2.10 Valores del rango de temperaturas soportado.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
> -10 a 45	-10 a 45	°C

8) FACILIDAD DE ADQUISICIÓN DE LAS PIEZAS

La adquisición de las piezas, está ligada a los proveedores que pueden ser extranjeros o nacionales, ya que esto incrementa el costo de adquisición por cargos de envío y el tiempo para la obtención de las piezas. El valor ideal propuesto es que las piezas sean conseguidas con proveedores nacionales. El valor marginalmente aceptable es que más del 50% de los proveedores sean nacionales (Tabla 2.11).

Tabla 2.11 Valores de la facilidad de adquisición de las piezas.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
Todas las piezas son de proveedores nacionales	Más del 50% piezas son de proveedores nacionales	Proveedores

9) MASA

Aunque se trate de un prototipo, la masa es crítica para una prótesis, ya que la masa en una prótesis de rodilla cambia significativamente la marcha del usuario. El mecanismo de la rodilla CDMIT cuenta con una masa aproximada de 2 *kg*, en este momento el prototipo es virtual, sólo cuenta con el mecanismo de la rodilla y el amortiguador, y por esta razón, solo se puede tener una aproximación de la masa final, si el peso de la prótesis se calculó como 60% del miembro sano y la pierna es aproximadamente un 10% peso total del cuerpo, se puede calcular que para una hombre promedio en México de 74,8 *kg*, su pierna pesa 7.48 *kg*, por lo que el sistema protésico debería pesar aproximadamente 4.48 *kg*. Si tomamos en cuenta que el resto del sistema protésico tiene un peso promedio de 2 *kg*, estos parámetros nos permiten calcular el valor marginalmente aceptable para la instrumentación como 480 *g*. El valor ideal para la instrumentación se establece como un parámetro menor o igual al valor marginalmente aceptable (Tabla 2.12).

Tabla 2.12 Valores de la masa.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
≤0.48	0.48	<i>kg</i>

1) VOLTAJE DE ENTRADA

El voltaje será suministrado por una pila, por lo que su voltaje debe ser superior a 5V, por las pérdidas voltaje, el ideal 7 V y 12 V para el marginal (Tabla 2.13).

Tabla 2.1. Valores del voltaje.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Unidades
9	12	V

Las especificaciones objetivo de la instrumentación se muestran en la (Tabla 1.14) y junto con los conceptos generados para la solución de cada problema de diseño. La tabla contiene el número de métrica en columna uno, la relación entre la necesidad y número de métrica columna dos, importancia en columna cuatro. Los valores dados en la importancia son asignados de la siguiente manera: 1 para baja importancia, 3 para moderada importancia y 5 para alta importancia.

Tabla 1.2 Especificaciones objetivo de la instrumentación para la rodilla COMIT.

Métrica número	Núm. de necesidad	Métrica	Imp.	Unidades	Valor ideal	Valor marginal
1	1.1	Señal del ángulo de flexo-extensión	5	V	0-5 exacto	0-5
2	1.2	Señal de la velocidad vertical	5	V	0-5 exacto	0-5
3	1.3	Señal de la velocidad del usuario	5	V	0-5 exacto	0-5
4	1.4	Señal de la fuerza ejercida en la prótesis	5	V	0-5 exacto	0-5
5	1.5	Señal mioeléctrica	5	V	0-5 exacto	0-5
6	2,11	Rango de temperaturas soportado	3	°C	-20 a 50	-10 a 45
7	3	Tiempo de vida de los componentes individuales	3	Años	≥6	3
8	4, 5,6	Facilidad de adquisición de las piezas	1	Proveedores	100% nacionales	>50% nacionales
9	8	Masa de las piezas	3	Kg	≤0.24	0.48
10	12	Voltaje de entrada	1	V	9	12

2.3 DISEÑO DE CONCEPTUAL (30)

El primer paso para realizar un diseño conceptual de la instrumentación de la rodilla CDMIT, es definir que es un sistema de instrumentación, “la instrumentación comprende todas las técnicas, equipos y metodologías relacionadas con el diseño, la construcción y la aplicación de dispositivos físicos para mejorar, complementar y aumentar la eficiencia de los mecanismos de percepción del ser humano”. Entre los instrumentos, los que utilizan técnicas electrónicas para realizar sus medidas, son los más avanzados, por lo que se ha denominado instrumentación electrónica, técnica que se ocupa de la medición de cualquier tipo de magnitud física, su conversión a alguna magnitud eléctrica y de su tratamiento para proporcionar la información adecuada a un sistema de control, a un operador humano o a ambos.

La importancia de la instrumentación electrónica radica principalmente en las técnicas y procedimientos para medir una variable de un sistema de control. De este modo no es posible controlar un sistema mejor de lo que se puede medir, por lo que la medida es de gran importancia para los sistemas de control. Los sistemas de instrumentación electrónica son los más avanzados, así que han sido adaptados como sistemas de medida integrados a un ciclo de control.

Los sistemas de medida se componen de tres principales funciones (Figura 2.16).

1. **Adquisición de datos:** la variable física es adquirida y convertida a una señal eléctrica
2. **Procesamiento de datos:** consiste en el procesamiento, selección y manipulación de los datos con un objetivo definido, por lo general esta tarea la realiza un microcontrolador o procesador digital de señal.
3. **Distribución de datos:** el valor obtenido se presenta y se almacena.

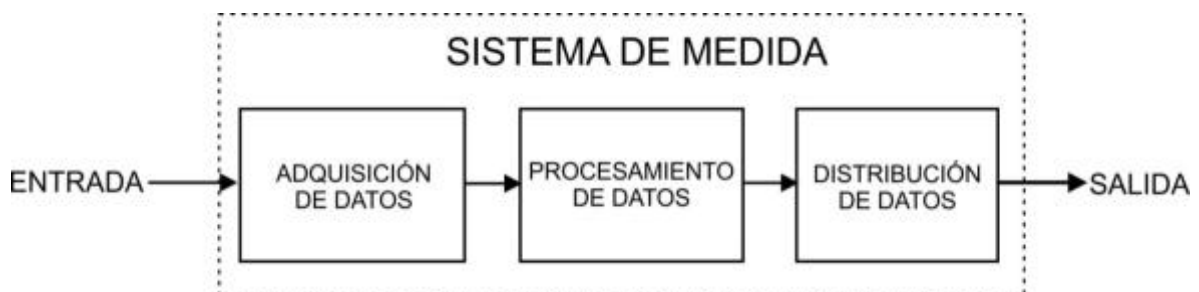


Figura 2.16 Funciones principales de un sistema de medida.

Únicamente se abordará la adquisición de datos, que es el objetivo del presente trabajo y esta a su vez consta de las siguientes partes:

Sensores: transforma parámetros físicos en señales eléctricas aceptables para el sistema de adquisición.

Acondicionamiento de la señal: por lo general incluyen la circuitería de soporte para el sensor. Esta circuitería puede proporcionar la energía de excitación, circuito de equilibrio, elementos de calibración y transforma la señal analógica en una forma aceptable para el convertidor analógico-digital (amplificación, filtrado, linealización, etc.).

Adicionalmente se abordará el procesamiento de la señal, debido a que será necesario observar las señales obtenidas por el sistema de instrumentación, sus etapas son las siguientes:

Multiplexor: acepta múltiples entradas analógicas y las conecta secuencialmente a un instrumento de medición.

Convertidor analógico-digital (A/D): convierte el voltaje analógico a su forma digital equivalente. La salida del convertidor A/D se puede desplegar visualmente y estar disponible como voltaje en pasos discretos para procesamiento posterior o grabación en un registro digital.

Las anteriores tareas serán realizadas por una tarjeta de adquisición de datos que adelante se describirá. El procesamiento y distribución de datos correrá a cargo de LabVIEW que también se describe más adelante.

El diseño conceptual del sistema control de la rodilla CDMIT, se representa en la (Figura 2.17).

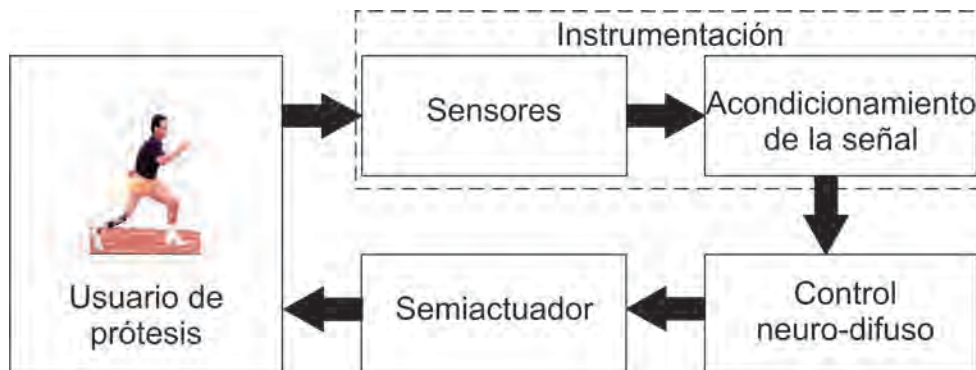


Figura 2.17 Diseño conceptual del sistema de control de la rodilla CDMIT. (31)

El sistema comienza con el movimiento generado por el usuario, ya sea que camine, corra, permanezca de pie o se siente, las señales que provoquen estas acciones son recogidas por los sensores, estas señales contienen ruido, por lo que se tiene que pasar por una etapa de acondicionamiento de la señal para amplificar la señal y filtrar el ruido al nivel que permita ser reconocida por el microcontrolador neurodifuso, que posteriormente mandará una señal de control al semiactuador, que estará representado por el amortiguador magnetorreológico, para controlar la prótesis. El diseño conceptual de la instrumentación está representado en la (Figura 2.18), nos muestra la descomposición del sistema de instrumentación, en subsistemas menos complejos, etapa

de sensores, y etapa acondicionamiento, que se puede volver a descomponer para simplificar aún más un problema de diseño, de esta forma se abordará el problema de diseño a continuación.

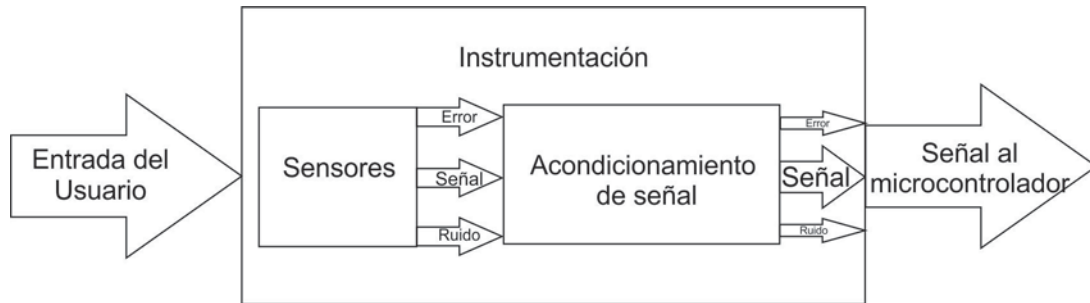


Figura 2.18 Diseño conceptual de la instrumentación.

ETAPA DE SENSORES

La etapa de sensores se descompone en cada una de las señales requeridas para el sistema de instrumentación, como se muestra en la (Figura 2.19).

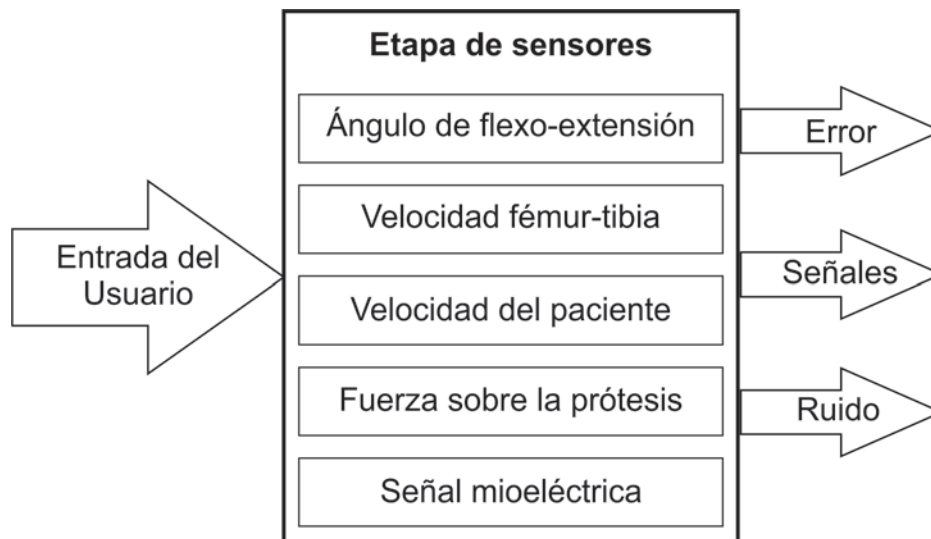


Figura 2.19 Diseño conceptual de la etapa de sensores.

Un sensor es un dispositivo que está diseñado para detectar acciones o estímulos externos y responder en consecuencia. Estos aparatos pueden transformar las magnitudes físicas o químicas en magnitudes eléctricas, la salida eléctrica se mide mediante métodos estándares dejando la magnitud de la cantidad de entrada en términos de una medida eléctrica analógica.

El sensor es la piedra angular de un sistema de medición, de él depende la máxima exactitud del sistema, por lo que se debe seleccionar adecuadamente a través de algunas preguntas elementales:

1. ¿Cuál es la cantidad física a medir?

Se determina con el tipo y rango de medición.

2. ¿Cuál principio de medición para el sensor es el mejor para medir esta cantidad?

Se elige según la compatibilidad de la entrada y salida del sensor con el sistema de medición y registro.

3. ¿Qué exactitud se requiere en esta medición?

La respuesta está dada por una tolerancia para la exactitud.

En la práctica esto rara vez es posible debido a la complejidad de los diversos parámetros del sensor que afectan la exactitud. Los requerimientos de exactitud del sistema total determinaron el grado con el cual los factores individuales contribuyen a la exactitud que debe ser considerada. Algunos de estos factores son:

- ✓ Parámetros fundamentales del sensor: tipo de rango de la medición, sensibilidad excitación.
- ✓ Condiciones físicas: conexiones eléctricas y mecánicas, condiciones de montajes, resistencia a la corrosión.
- ✓ Condiciones de ambiente: efectos de la no linealidad, efectos de histéresis, respuesta en frecuencia, resolución.
- ✓ Condiciones ambientales: efectos de la temperatura, aceleración, golpes y vibraciones.
- ✓ Compatibilidad con el equipo asociado: condiciones de balance de peso, tolerancia de la sensibilidad, acoplamiento de impedancias, resistencia de aislación.

El comportamiento de un sensor o de un instrumento de medida se puede definir, en general, mediante la función de transferencia, que indica tanto el comportamiento en régimen estático como dinámico. El primero corresponde a la relación entre la entrada y la salida cuando la entrada es constante o cuando ha transcurrido un tiempo suficiente para que la salida haya alcanzado el valor final o régimen permanente. El segundo indica la evolución del sistema hasta que la salida alcanza el valor final ante una variación en la entrada.

Una función de transferencia con los dos comportamientos resulta muy compleja por lo que, en la práctica, suelen indicarse por separado el comportamiento estático y el comportamiento dinámico, para el presente trabajo solo se trabajará con el comportamiento estático, que a continuación se describe.

CURVA DE CALIBRACIÓN (FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA ESTÁTICA)

La curva de calibración es la relación entre la entrada al sensor o sistema y su salida en régimen estático Figura 2.20.

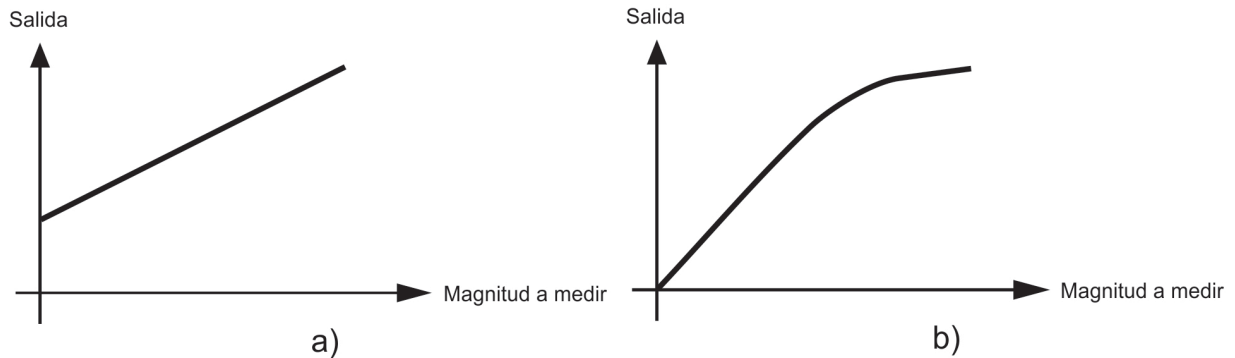


Figura 2.20 Ejemplos de curva de calibración. (a) Curva de calibración lineal. (b) Curva de calibración no lineal.

Para definir la curva adecuadamente se necesita como mínimo indicar su forma y sus límites. Estos últimos se especifican con algunos de los siguientes parámetros (Figura 2.21):

- *Campo de medida*: conjunto de valores comprendidos entre los límites superior e inferior entre los que puede efectuarse la medida
- *Alcance, fondo de escala*: es la diferencia entre los límites superior e inferior de medida.
- *Salida de fondo de escala*: es la diferencia entre las salidas para los extremos del fondo de medida.

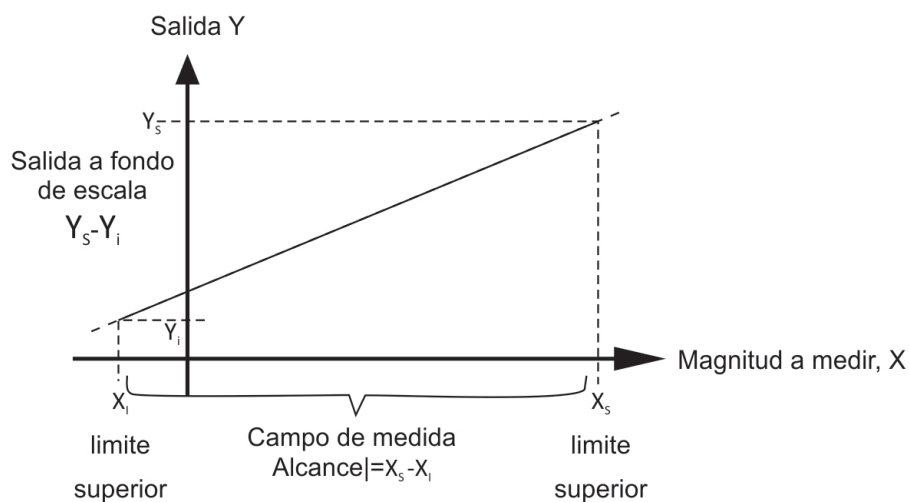


Figura 2.21 Representación del campo de medida, alcance y salida a fondo de escala sobre la curva de calibración.

- **Sensibilidad:** relación de la señal de salida o respuesta del instrumento respecto al cambio de la entrada o variable medida, que está representada en la curva de calibración por la pendiente.
- **No linealidad:** Es la máxima desviación de la curva de calibración con respecto al alcance y suele denominarse como error de linealidad e incluso como linealidad. Téngase en cuenta que este error depende de la aproximación que se haya realizado. Así por ejemplo, en la (Figura 2.22) se muestra la misma curva de calibración linealizada por dos formas diferentes siendo el error también diferente.

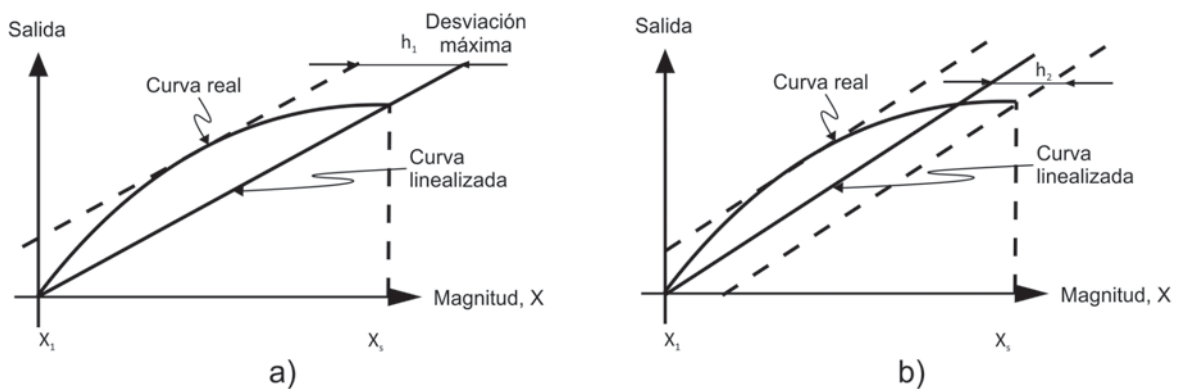


Figura 2.22 Ejemplos de linealización de una curva de calibración. a) El ajuste de la recta se ha realizado mediante los extremos de medida; la no-linealidad es igual a $h_1 \cdot 100 / (X_s - X_1) [\%]$. b) Otra posible linealización que lleva una menor desviación; no-linealidad igual a $h_2 \cdot 100 / (X_s - X_1) [\%]$.

CALIBRACIÓN

La calibración de un sistema consiste en establecer, con la mayor exactitud posible, la correspondencia entre las indicaciones de un instrumento de medida y los valores de la magnitud que se mide con él. Las tolerancias de los componentes y las no linealidades de los circuitos electrónicos conducen a que dos sensores o dos instrumentos de medida aparentemente idénticos no presente nunca curvas idénticas de calibración. Además, la curva de calibración de los instrumentos varía a lo largo del tiempo y del grado de utilización de los mismos.

En los sistemas con curvas de calibración lineales, las diferencias más notables se suelen centrar en dos aspectos: el cero (*offset*) y la sensibilidad (Figura 2.23). Estas diferencias conducen a errores sistemáticos que pueden ser minimizados siempre que exista la posibilidad de calibrar el equipo.

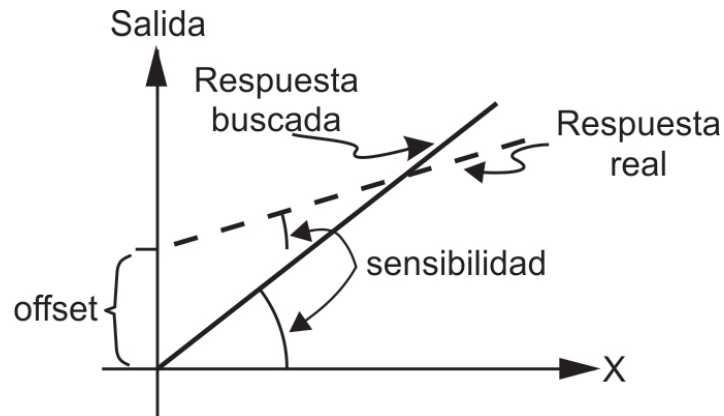


Figura 2.23 Parámetros a controlar para la calibración estática.

Los métodos de calibración más sencillos son la calibración a un punto, y la calibración del cero y de la sensibilidad.

Calibración a un punto: consiste en actuar sobre el sistema de medida de forma que para un punto concreto la salida sea lo más exacta posible.

Calibración del cero y de la sensibilidad: se ajustan el cero y la sensibilidad. La manera de lograr esta calibración es inicialmente ajustar a cero y posteriormente la ganancia. Para este último ajuste es necesario medir en otro punto y ajustar la ganancia para que este último punto sea la salida deseada, tal como se muestra en la (Figura 2.24).

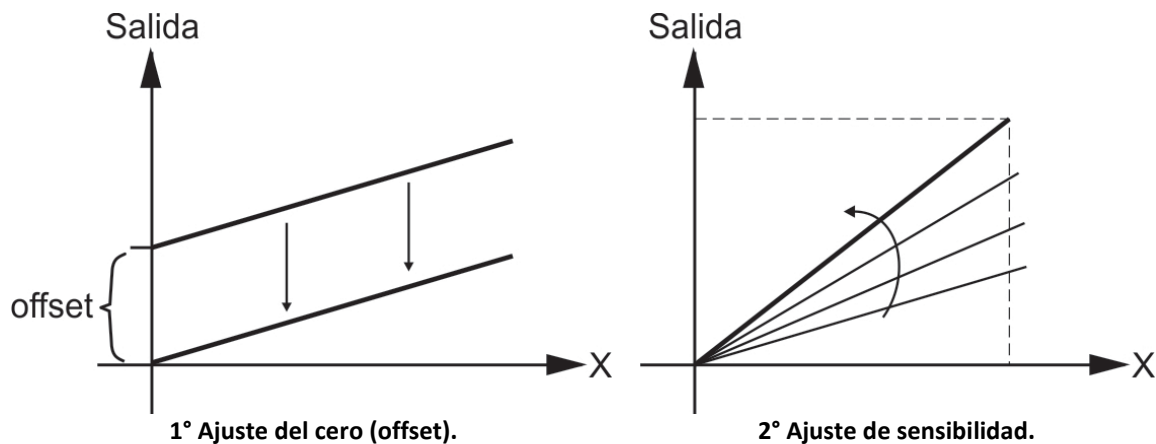


Figura 2.24 Método de calibración del cero y de la sensibilidad.

SELECCIÓN DE SENSORES

Los sensores que pueden proporcionar las señales que se requieren son variados como se muestran en la (Tabla 2.15).

Tabla 2.15 Señales que pueden ser suministradas por las diferentes tecnologías de sensores.

Tecnología	Angulo de flexo-extensión	Velocidad vertical	Velocidad del usuario	Fuerza	Señal mioeléctrica
Potenciómetro	✓	✓	-	-	-
Sensores electromagnético	✓	✓	-	-	-
Sensores inductivos	✓	✓	-	-	-
Codificadores de pulsos	✓	✓	-	-	-
Acelerómetros	✓	✓	✓	-	-
Galgas extensométricas	-	-	-	✓	-
Electrodos	-	-	-	-	✓

Aunque aparentemente los acelerómetros pueden proporcionar tres señales y puedan reducir el número de sensores, se optó por comparar las prestaciones de los acelerómetros con la de los potenciómetros, ya que se puede utilizar un potenciómetro en el que el giro para que sea directamente proporcional al ángulo de flexo-extensión, más adelante se tomará la decisión final sobre cual tecnología elegir.

Tabla 2.16 Señales requeridas para la instrumentación y los sensores que proporcionarán dichas señales.

Señales	Sensores
Angulo de flexo- extensión	Potenciómetro
Velocidad vertical	Acelerómetro
Velocidad del usuario	
Fuerza ejercida en la prótesis de manera vertical	Galgas extensométricas
Señal mioeléctrica	Electrodos

- Potenciómetro

Un potenciómetro, es un dispositivo electromecánico que consta de una resistencia de valor fijo sobre la que se desplaza un contacto deslizante, el cursor que la divide eléctricamente. La resistencia fija adopta la forma de una pista de material resistivo. La pista puede ser recta o circular. El cursor es una pieza móvil que se desliza por medio de un eje sobre la pista resistiva describiendo movimientos lineales o angulares. La salida de la señal es proporcional al ángulo de giro. Sus desventajas son factores como el desgaste, par de resistencia y ángulo muerto (Figura 2.25).

En el campo de la instrumentación suele utilizarse un tipo especial de potenciómetro denominado potenciómetro de precisión, suele fabricarse en hilo bobinado, plástico conductor o híbrido. En general posee una alta calidad, pero su tamaño y costo son superiores a los normales.

Tabla 2.17 Resumen de las características de los principales tipos de potenciómetros de precisión.

	Plástico conductor	Hilo bobinado	Híbridos
Resolución	Infinita	Limitada	Infinita
Potencia	Baja	Alta	Baja
Estabilidad térmica	Pobre	Excelente	Muy buena
Ruido	Muy baja	Bajo	Bajo
Vida media	$10^6 - 10^8$ ciclos	$10^5 - 10^6$ ciclos	$10^6 - 10^7$ ciclos
Comportamiento en alta frecuencia	Buena	Pobre	Buena

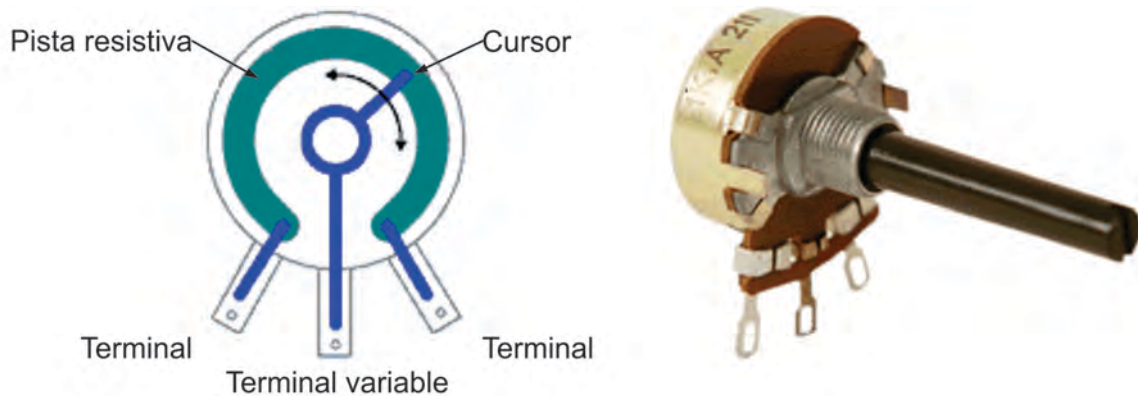


Figura 2.25 Potenciómetro. (32) (33)

El potenciómetro proporcionará una sola señal, la cual puede ser interpretada por el microcontrolador como las señales para el ángulo flexo-extensión, la frecuencia de paso de una persona con amputación transfemoral es de 1.21 a 1.39 Hz , pero se utilizará una frecuencia superior, 2 Hz . La vida útil ideal es de 6 años y la marginal de 3 años, para la temperatura el rango ideal es de -20 a 50 $^{\circ}C$ y marginal de -10 a 45 $^{\circ}C$, estos son los parámetros significativos para este sensor.

Haciendo uso de la (Tabla 2.17), se puede comprobar que el tipo de potenciómetro que más se ajusta a nuestras necesidades son los de plástico conductor y los híbridos, además se utilizarán potenciómetros de precisión por sus características superiores con respecto a los convencionales.

El parámetro más relevante es la vida útil; si se desea una vida útil de 6 años como mínimo, con la frecuencia máxima de 2 Hz para la cadencia y la consideración de bajo uso de la prótesis de menos de 5 000 pasos por día (34), se requiere 912 500 ciclos al año y 5 475 000 ciclos en 6 años y 2 737 500 ciclos en 3 años.

En la (Tabla 2.18) se observa las especificaciones del potenciómetro que fue seleccionado para la instrumentación:

Tabla 2.18 Especificaciones del potenciómetro

Potenciómetro Spectrum ½" 6205-1003-030	
Resistencia	1 kΩ ±10%
Angulo	325°
Linealidad	±1.0%
Deriva térmica	400 PPM/°C máx.
Material de resistencia	Plástico conductor
Rango de temperaturas	-65 °C a 125 °C
Ciclos de vida	50 000 000 min.
Tamaño	17.45 mm X 29.22 mm X 29.22 mm
Peso	14.18 g

- Acelerómetro

Estos sensores, como su nombre lo indica, registran la aceleración, pero también pueden ser utilizados para medir velocidad por medio de la integración de la señal, e incluso posición por doble integración. Los métodos para medir la aceleración son muy variados y aquí sólo se mencionan algunos de ellos:

Acelerómetros mecánicos: emplean una masa inerte y resortes elásticos y los cambios se miden con galgas extensométricas, incluyendo sistemas de amortiguación que evitan la propia oscilación. Otros sistemas emplean sistemas rotativos desequilibrados que originan movimientos oscilatorios cuando están sometidos a aceleración

Acelerómetros capacitivos: modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a aceleración.

Acelerómetros piezoeléctricos: su funcionamiento se basa en el efecto piezoeléctrico y son, probablemente, los más usados en la medida de vibraciones. Su principal inconveniente radica en su frecuencia máxima de trabajo y en la incapacidad de mantener un nivel permanente de salida ante una entrada continua.

Acelerómetros micromecánicos (MEMS según sus siglas anglosajonas Micro-Electro-Mechanical System); este tipo de dispositivos ha sido desarrollado para su empleo como sensor de impacto.

En muchas ocasiones, no solo es necesario medir la aceleración en un eje, sino que se precisa efectuar la medida en dos o tres; pues bien, los fabricantes de acelerómetros proporcionan soluciones biaxiales y triaxiales capaces de proporcionar el valor de la aceleración en varios ejes ortogonales.

En cualquier caso, la selección del acelerómetro para una aplicación concreta se hará en función de una serie de criterios:

- *Frecuencia de trabajo o margen de frecuencia de uso*; tanto los valores mínimos, como los máximos que determinan la velocidad de respuesta que precisamos.
- *Los valores máximos y mínimos del nivel de la señal que se espera.*
- *Consideraciones acerca de la forma de montaje*, el espacio disponible, la forma de salida de los cables, etc. pueden parecer triviales al usuario, pero pueden hacer que una selección quede invalidada.
- *Otras consideraciones* tales como la temperatura de trabajo, aspectos ambientales y de compatibilidad química o la necesidad de seguridad intrínseca deberán tenerse en cuenta a la hora de efectuarse la elección final del sensor.

El acelerómetro tomará la señal de la velocidad del usuario y velocidad vertical, y con ayuda de un par de acelerómetros se puede tomar la señal de ángulo de flexo-extensión, pero antes se compararán con las características de los potenciómetros para tomar la decisión del sensor adecuado para las señales.

El acelerómetro seleccionado para cubrir los requerimientos es el acelerómetro micromecanizado de tres ejes MMA7361L Freescale (Figura 2.26), el cual posee las características enlistadas en la (Tabla 2.19):

Tabla 2.19 características del acelerómetro MMA7361L Freescale.
G=gravedad terrestre

Acelerómetro MMA7361L Freescale	
Sensibilidad seleccionable	1.5 G a 6 G
Voltaje de operación	3.3 V
Máxima sensibilidad	800 mV/G @1.5 G
Temperatura	-40 a +85 $^{\circ}C$
Frecuencia mínima	6.0 kHz
Linealidad	$\pm 1\%$
Tamaño	12.7 $mm \times 22.86 mm \times 2.28 mm$

La frecuencia del acelerómetro es adecuada para el propósito, ya que es mucho mayor a la del usuario de la prótesis, esto proporcionará más sensibilidad en las lecturas. El valor de mínimo voltaje proporcionado por el sensor es de 1.65 V y el máximo voltaje de salida 3.02 V ¹, valores de voltajes soportados y distinguibles para el microcontrolador. El montaje puede efectuarse en cualquier eje, debido a que es un acelerómetro triaxial. Las consideraciones ambientales como la temperatura son superadas por el acelerómetro,

¹ Evaluado con un voltaje de entrada de 3.3 V y una corriente de 3 μA .

además los acelerómetros no tienen problemas con los ciclos de vida ya que no tienen partes sometidas a desgaste. La tarjeta donde está montado el acelerómetro posee un regulador de voltaje con entradas de 16 a 2.2 V y la circuitería necesaria para que el acelerómetro proporcione señales sin necesidad de otros componentes.



Figura 2.26 Acelerómetro MMA7361L con soporte. (35)

En la (Figura 2.27) se muestra los voltajes de salida según la orientación del acelerómetro.

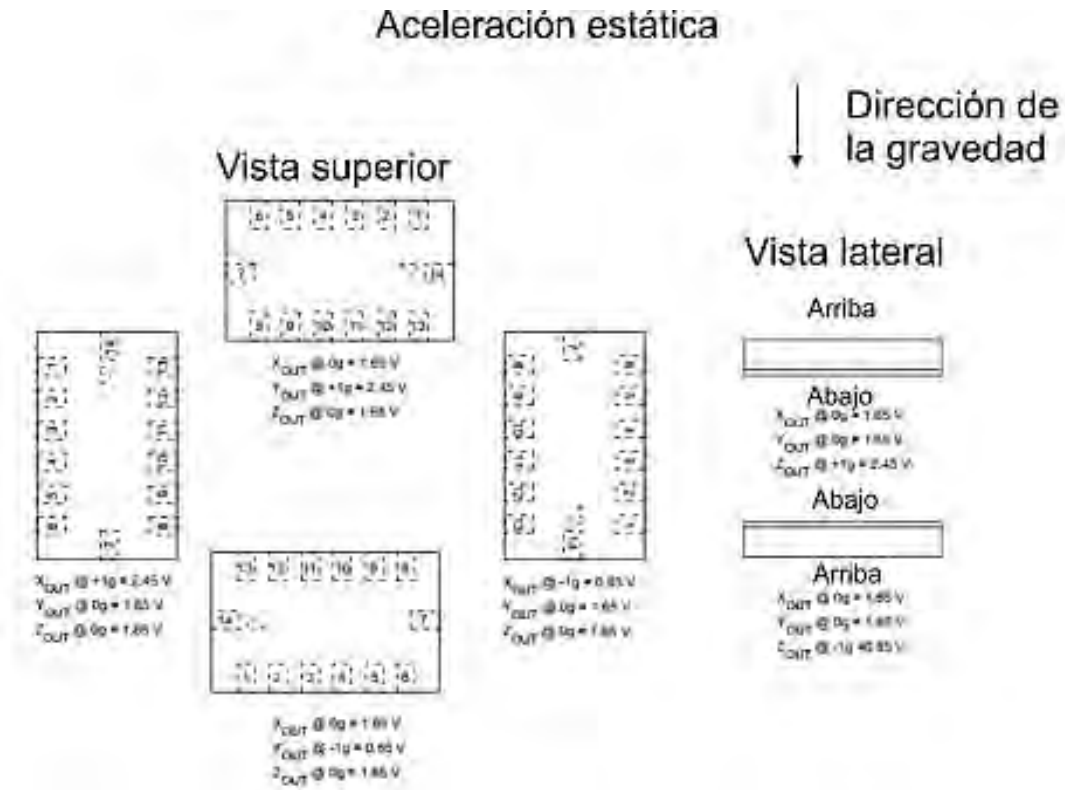


Figura 2.27 Voltajes de Salida según la orientación del acelerómetro. (36)

Como se observó en la (Tabla 2.15) los acelerómetros pueden proporcionar las mismas señales que el potenciómetro por lo que en la (Tabla 2.20) se comparan sus características para tomar la decisión de conservar el potenciómetro o colocar dos acelerómetros.

Tabla 2.20 Comparación entre la tecnología de los acelerómetros y los potenciómetros.

Características	Acelerómetro MMA7361L Freescape	Potenciómetro Spectrum ½" 6205-1003-030
Temperatura	-40 a +85 °C	-65 a 125 °C
Linealidad	±1%	±1%
Tamaño	12.7 mmX22.86 mmX2.28 mm	17.45 mmX29.22 mmX29.22 mm
Ciclos de vida	Independiente	50 000 000 min.
Peso	0.7 g	14.18 g
Precio	\$156 aprox.	\$585 aprox.

Como se observa en la (Tabla 2.20) el acelerómetro es de menor tamaño, peso, y costo sobre el potenciómetro Spectrum ½" 6205-1003-030, además es independiente a los ciclos de vida, por estas razones se eligió, por lo tanto se usará una configuración de dos acelerómetros para la obtención de las señales ángulo de flexo-extensión, velocidad vertical y la velocidad del usuario.

- Galga extensométrica (30)

Las galgas extensométricas (strain gauges) son sensores resistivos muy utilizados en la medida de esfuerzos mecánicos, utilizan materiales en los que la resistencia efectiva entre sus extremos se modifica con el esfuerzo aplicado sobre la galga, estos dispositivos son delgados, como una oblea y se unen a una variedad de materiales con el fin de medir los esfuerzos aplicados. La aplicación de los esfuerzos debe ser longitudinalmente a la orientación de la galga activa.

Para explicar el principio del funcionamiento de las galgas extensométricas supongamos un hilo de metal homogéneo de longitud l y diámetro d sujeto a dos puntos como se muestra den la (Figura 2.28 a)). Su resistencia estará asociada al hilo de metal y será proporcional a su longitud e inversamente proporcional a su sección, es decir:

$$R = \rho \frac{1}{\frac{\pi d^2}{4}} \quad (2.1)$$

Donde R es la resistencia del hilo y ρ su resistividad. Supongamos también que se aplica una fuerza F de tracción a uno de los extremos con lo que el material se deformará elásticamente (Figura 2.28b). En principio, se modificarán las dimensiones produciéndose un alargamiento del hilo y una disminución de su sección que ocasionará un cambio en la resistencia efectiva del hilo (2.1), cambio representado por la expresión:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - 2 \frac{\Delta d}{d} \quad (2.2)$$

Dónde:

ΔR =Cambio en la resistencia del hilo.

Δl =Cambio en la longitud del hilo.

$\Delta \rho$ =Cambio de la resistividad.

Δd =Cambio en el diámetro del hilo.

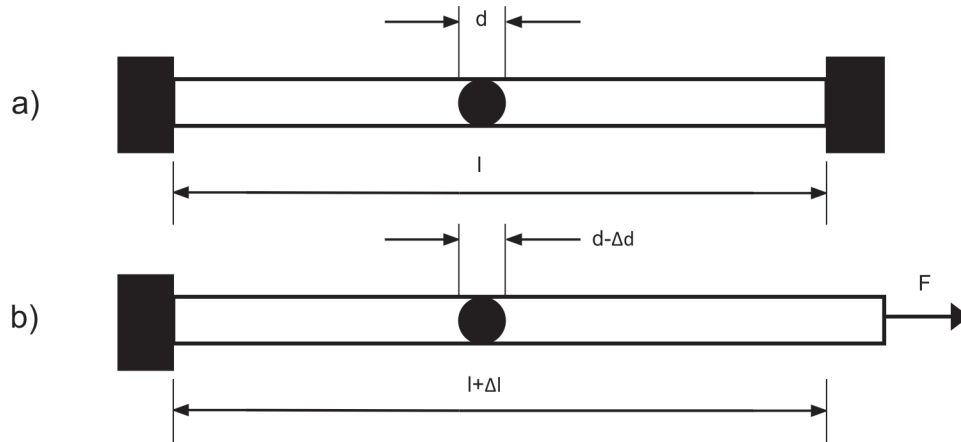


Figura 2.28 Deformación de un sólido sometido a tracción. a) situación original. b) modificación de la longitud y del diámetro con la fuerza de tracción aplicada.

Por otro lado, la ley de Poisson establece la deformación elástica de la sección de un cilindro de material cuando se somete a un esfuerzo de tracción o compresión en la relación con la deformación longitudinal mediante un parámetro adimensional, llamado coeficiente de Poisson ν (valor comprendido entre 0 y 0.5).

$$\nu = -\frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} \quad (2.3)$$

Este coeficiente se suele expresar en microdeformaciones, de tal forma que una microdeformación es equivalente a $10^{-6}m/m=1 \mu m/m$.

Dividiendo la expresión (2.2) entre las elongaciones por unidad de longitud, que de ahora en adelante se denominan deformaciones ε :

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (2.4)$$

Y teniendo en cuenta (2.3), se obtiene el factor de galga K :

$$K = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l} = 1 + 2\nu + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \quad (2.5)$$

$$K = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (2.6)$$

El factor de la galga determina la sensibilidad de la resistencia a los cambios de longitud. Los cambios en la resistencia debido a una deformación pueden ser debido al cambio de la propia longitud, al cambio en la sección y al cambio en la resistividad. La expresión (2.6) tiene en cuenta estos cambios para obtener el factor de la galga que, en la

mayoría de los metales utilizados para fabricar galgas extensométricas, toma valores entre 2 y 5.

Con lo que el cambio de resistencia resultará ser:

$$\Delta R = KR\varepsilon \quad (2.7)$$

Así, el cambio de la resistencia crece con el factor de la galga, el valor de la resistencia y las deformaciones. Para lograr mayores cambio en ΔR , será conveniente incrementar el valor de la resistencia sin incrementar la sección, es decir, tener mayores longitudes; por otro lado, si lo que interesa es medir una zona muy concreta, el tamaño no puede ser muy grande con lo que se impone una solución en la que el hilo se disponga en zig-zag a la cual se denomina como rejilla (Figura 2.29a). Interesa que la galga mida los esfuerzos en una sola dirección, pero debido a que tiene una sección en X, es susceptible a sufrir cambios de resistencia por esfuerzos transversales e introducir un error. Una solución es aumentar la sección en X (Figura 2.29b), para disminuir la sensibilidad de acuerdo a (2.7).

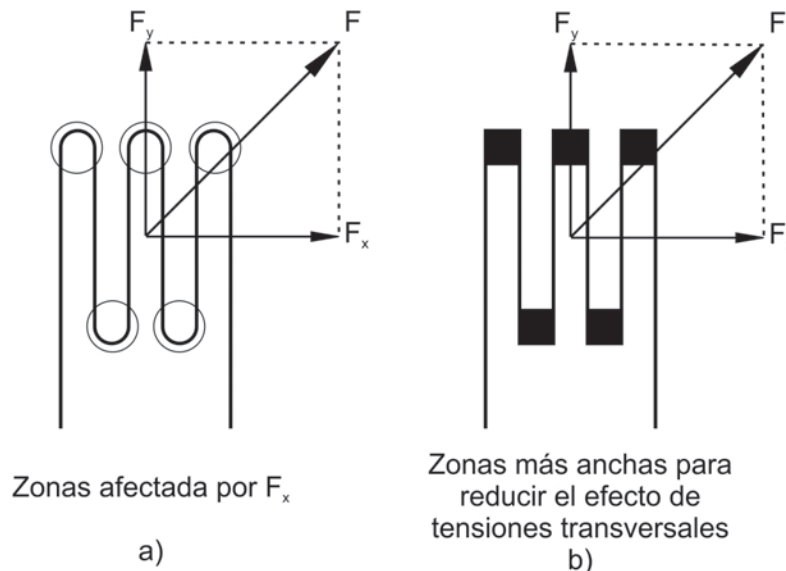


Figura 2.29 a) galga extensométrica de hilo. b) galga extensométrica típica, nótese que se aumenta la sección en x para disminuir el error por tensión transversal.

Las galgas se clasifican en:

Galgas metálicas: son sensores resistivos de alambre o de lámina delgada, su resistencia cambia con la longitud a medida que el material al cual esta soldada sufre tensiones o compresiones. Este cambio en la resistencia es proporcional a la tensión aplicada. Este tipo de galgas producen bajos niveles de señal pero poseen una linealidad bastante alta y una buena precisión.

Galgas piezorresistivas: son similares a las galgas metálicas pero construidas con material semiconductor de propiedades piezorresistivas, producen niveles mucho más

elevados de señal no precisando, en la mayoría de los casos, ni siquiera un amplificador. En su contra tienen una baja linealidad y una cierta dependencia de la temperatura.

Los parámetros más relevantes para la galgas extensométricas son:

- Factor de galga: este factor determina la sensibilidad de la resistencia a los cambios de longitud.
- Nivel de deformación: deformación máxima para la galga expresada en microdeformaciones ($\mu\varepsilon=1\mu m/m$).
- Rango de temperatura.
- Resistencia eléctrica.
- Numero de ciclos.

Otras consideraciones para las galgas son el material de la galga, material de soporte, película de protección y terminales de conexión (Figura 2.30).

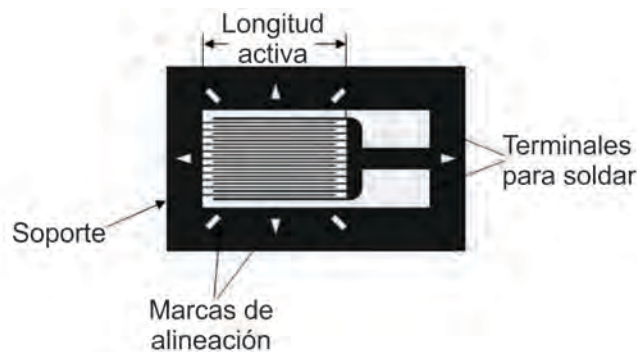


Figura 2.30 Galga extensométrica. (37)

Como ya se ha mencionado las galgas extensométricas miden las microdeformaciones que sufren por un esfuerzo aplicado longitudinalmente a la orientación de la galga activa (galga sometida al esfuerzo), y como respuesta se obtiene un cambio de resistencia en la galga, que para fines de medición se obtiene a través de un cambio de voltaje, el método medición para obtener el cambio de voltaje es el puente de Wheatstone Figura 2.31

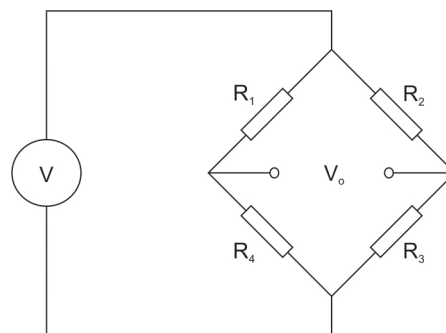


Figura 2.31 Puente de Wheatstone.

En el circuito del puente de Wheatstone las resistencias están equilibradas para que la salida del circuito sea nula, al sustituir una resistencia por una galga extensométrica se puede obtener un cambio de voltaje con respecto al cambio de la resistividad de la galga, debido a que el puente sale del equilibrio. Esta configuración del puente de Wheatstone es la más sencilla y es llamada un cuarto de puente.

Existen dos configuraciones más para el puente de Wheatstone, medio puente y puente completo. El medio puente utiliza dos resistencias del puente y el puente completo utiliza las cuatro resistencias. La variación dependerá de la configuración usada y del esfuerzo al que sea sometida la galga, ya sea de tensión o de compresión.

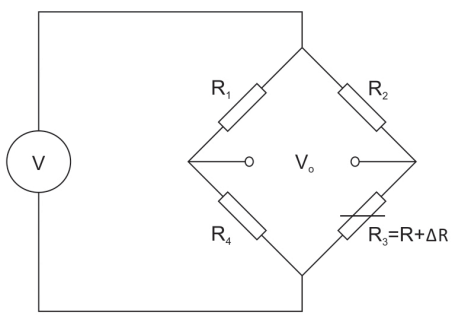
La variación de la resistencia de la galga depende de la colocación de la galga en el puente de Wheatstone, como se muestra en la (Tabla 2.21).

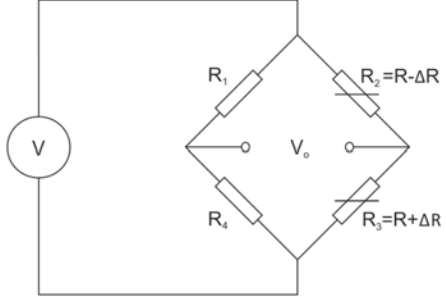
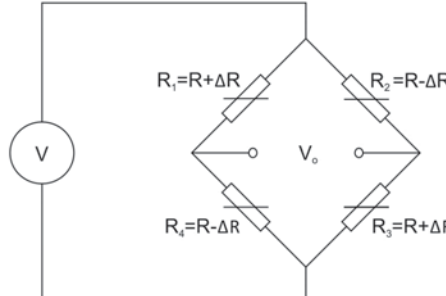
Tabla 2.21 Variación de la resistencia de la galga según su ubicación en el puente de Wheatstone. R= resistencia original de la galga. ΔR=cambio de resistencia.

Posición de la resistencia	Variación de la resistencia
R ₁	R+ΔR
R ₂	R-ΔR
R ₃	R+ΔR
R ₄	R-ΔR

El voltaje de salida puede estar en función del cambio de resistencia, aunque es más conveniente medir en función de las deformaciones, esto nos da la posibilidad de comparar los resultados de software CAD (diseño asistido por computadora) y los sistemas comerciales de instrumentación de galgas extensométricas, como el P3 de micro-measurement, que proporciona resultados directamente en deformaciones. Por lo que a partir de fórmulas en función del cambio en la resistencia (38) se obtienen las fórmulas con respecto a las deformaciones con ayuda de la ecuación (2.6).

Tabla 2.22 Configuraciones de puente de Wheatstone. a) ¼ de puente. b) ½ puente. c) puente completo.

Puente de Wheatstone	Voltaje de salida		N° de ecuación
	En función del cambio de resistencia	En función de las deformaciones	
a) 	$V_o = V \frac{\Delta R}{4R}$	$V_o = V \frac{K\varepsilon}{4}$	(2.8)

Puente de Wheatstone	Voltaje de salida		N° de ecuación
	En función del cambio de resistencia	En función de las deformaciones	
b) 	$V_o = V \frac{\Delta R}{2R}$	$V_o = V \frac{K\varepsilon}{2}$	(2.9)
c) 	$V_o = V \Delta R$	$V_o = VK\varepsilon$	(2.10)

Obsérvese que en medio puente para obtener el voltaje de salida señalado, se necesitará que en R_2 se aplique un esfuerzo de compresión y en R_3 un esfuerzo de tensión (Figura 2.32). Es el mismo caso del puente completo donde para obtener el voltaje de salida R_2 y R_4 deberán estar sometidas a compresión, y R_3 y R_1 estarán sometidos a tensión; si las dos galgas, en la misma rama, midieran el mismo esfuerzo se anularían entre sí. Cabe mencionar que dicha tensión y compresión deben ser de la misma magnitud para que se cumplan las ecuaciones, el caso más evidente donde se aplica este criterio es una viga en voladizo, que es sometida a una fuerza en su extremo, como se observa en la (Figura 2.32). El lado superior se alarga y aumenta la resistencia $+\Delta R$. La parte inferior se acorta y la resistencia disminuye $-\Delta R$.

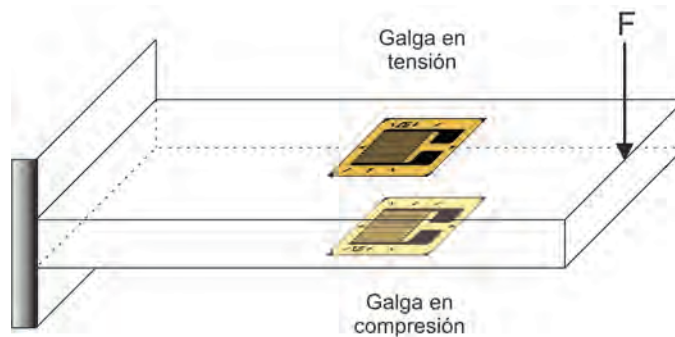


Figura 2.32 Montaje de medio puente y dos galgas activas. (39)

Compensación de temperatura

La temperatura es un factor importante a considerar en las galgas extensométricas, un cambio en la temperatura provoca cambios en la resistencia iguales o mayores que el generado por el esfuerzo. Una solución para este problema es la colocación de una galga idéntica a la galga activa y lo más próximo a esta, así ambas galgas estarán sometidas a la misma temperatura y el cambio de su resistencia por efecto de la temperatura será el mismo y pueden anularse entre sí, su orientación es de forma transversal al esfuerzo para evitar que sufra cambios en su resistencia debido al esfuerzo. Esta galga será llamada galga térmica.

Para su colocación en la configuración de medio puente, la galga térmica es colocada en R_4 y la galga activa en R_3 (Figura 2.33), aunque el voltaje de salida disminuirá ya que realmente solo tiene una galga activa, con lo que el voltaje de salida obedecerá al de un cuarto de puente ecuación (2.9). Para la configuración de puente completo, todas las galgas pueden ser activas, debido a que la compensación de la temperatura es directa, porque las cuatro galgas están sometidas a la misma temperatura en el mismo material, y su colocación es la misma que la mostrada en la (Figura 2.22).

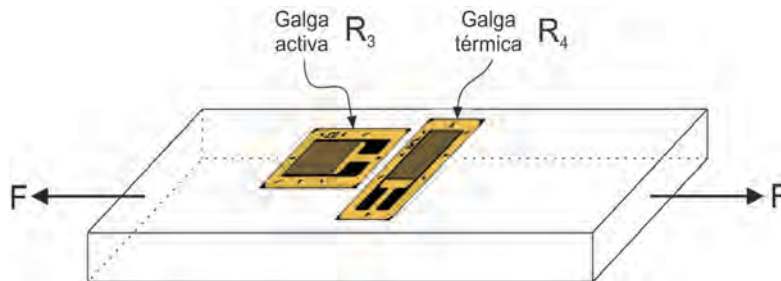


Figura 2.33 Montaje de medio puente con compensación térmica en un elemento a tensión y la ubicación de las galgas en el puente de Wheatstone. (39)

Las galgas proporcionaran la señal de la fuerza. La frecuencia, vida útil y temperatura serán las mismas que las usadas anteriormente, el material donde se colocarán será aluminio, y su colocación se abordara más afondo en el capítulo tres, diseño de detalle para galgas extensométricas. Los requerimientos para la galga extensométrica son:

Galga extensométrica	Ideal	Mínimo
Vida útil	>10,950,000 ciclos	5,475,000 ciclos
Temperatura	-20 a 50 °C	-10 a 45 °C
Material	Aluminio	

Considerando los requerimientos y apoyados en el manual de selección de galgas (40) de la empresa micro-measurement, se seleccionó la galga de la serie EA debido a que son galgas comerciales, pueden medir deformaciones dinámicas y cumplen con los requerimientos, sus características son las mostradas en la (Tabla 2.23):

Tabla 2.23 Características de las galgas serie EA.

Serie de galga	Descripción y aplicación	Rango de temperatura	Nivel de deformación en $\mu\epsilon$	Numero de ciclos
EA	Soporte de lámina de constantan con una resistente y flexible película de poliamida de protección. Alto rango de opciones disponibles para propósitos generales en análisis de estrés estático y dinámico.	Normal -75 a +175 °C Periodos Cortos -195 a +205 °C	± 1800 ± 1500 ± 1200	10^5 10^6 10^8

- Electrodo

Los electrodos son dispositivos que detectan la actividad mioeléctrica, existen dos tipos de electrodos:

Electrodos de aguja: estos electrodos constan de una aguja que penetra la piel hasta introducirse en el músculo, donde percibirá las señales mioeléctricas directamente, este tipo de electrodo produce buenos niveles de señal mioeléctrica y pueden usarse tanto para músculos superficiales como profundos. Su desventaja son las lesiones en la piel causadas por la aguja y la incomodidad que provoca al usuario al ser colocados (Figura 2.34 a)).

Electrodos superficiales: estos electrodos toman la señal mioeléctrica a través de la piel, en toda la zona donde están en contacto, por lo que contienen interferencias de los músculos circundantes, son menos invasivos que los electrodos de aguja, pero solo pueden detectar señales mioeléctricas de músculos superficiales y no músculos profundos. Existen dos clases de electrodos superficiales; los electrodos secos y electrodos de gel, los cuales difieren entre la interface electrodo-piel (Figura 2.34 b)).

Los electrodos de contacto directo, son pequeños discos que se colocan sobre la piel manteniéndolos en su lugar con cinta adhesiva o cinta con velcro. Este tipo de electrodos fueron los primeros usados en la toma de señales de EMG. Son ideales para toma de señales EMG en reposo, debido a que son más susceptibles a los movimientos por artefacto² y por lo tanto no se recomienda para la toma de señales EMG en movimiento.

Los electrodos flotantes, usan un gel electrolítico como una interface química entre la piel y el electrodo, la interface entre el electrodo y el gel reduce la impedancia de la piel y

² Movimientos por artefacto son errores en la señal debido al del electrodo con respecto a su ubicación en la piel.

mejora la calidad de señal. Son recomendados para la toma de señales EMG en movimiento por que el gel electrolítico reduce los movimientos por artefacto.

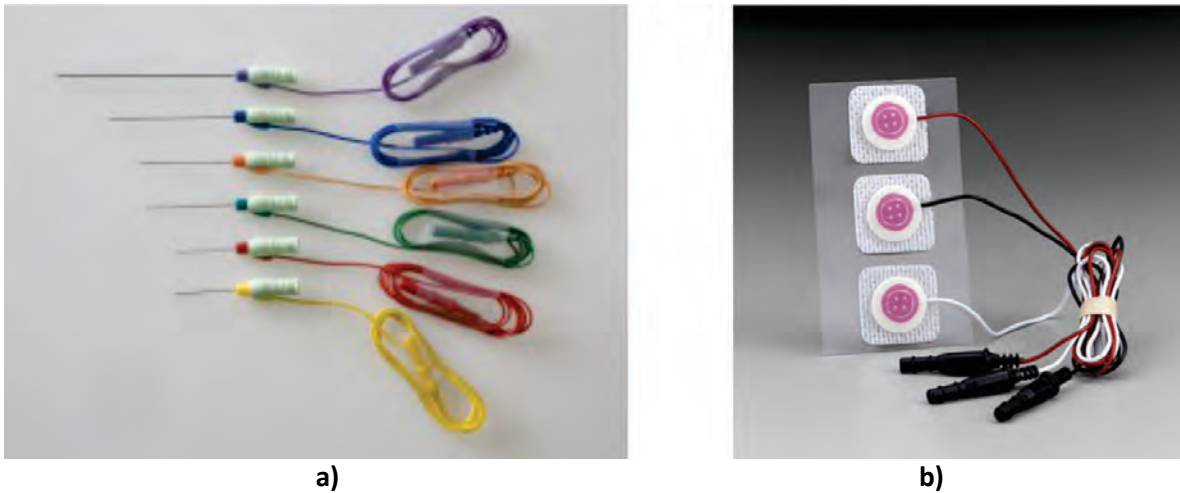


Figura 2.34 Electrodo de aguja a) y electrodos superficiales b). (41) (42)

Los electrodos se pueden clasificar por su configuración en monopolares, bipolares, tripolares y multipolares. Los monopolares y los bipolares son las configuraciones más usadas

En la configuración monopolar la señal mioeléctrica es adquirida a través de un electrodo colocado en el área de recolección (electrodo de detección) y otro electrodo colocado en una zona sin actividad mioeléctrica o un lugar donde tenga la mínima conexión física y anatómica con el electrodo de detección (electrodo de referencia). Esta configuración es usada en aplicaciones clínicas por su sencillez. Los electrodos superficiales monopolares detectan la suma de todas las señales eléctricas en la cercanía de la superficie de detección y pueden introducir interferencias de los músculos circundantes.

Los electrodos bipolares (Figura 2.35) tienen dos electrodos de detección para un mismo músculo y uno de referencia, las dos señales detectadas por las dos diferentes posiciones son recogidas por un amplificador diferencia, trata a cada señal por igual y amplifica las diferencias entre ellas. A través de este método, los elementos comunes a las dos señales (mayormente ruido) son eliminados. Desde que sucede la contracción del músculo, la señal del músculo de interés es diferente para los dos electrodos de detección, esto puede mantenerse después de haber pasado por el amplificador diferencial. Los ruidos de fuentes externas (aparatos electromagnéticos, aparatos de corriente alterna, interferencias de músculos circundantes, etc.), pueden detectarse por ambos electrodos con la misma amplitud y son tratados como señales correlacionadas de contenido común para ambos sitios y se restan antes de ser amplificadas. De este modo, los electrodos bipolares pueden en teoría eliminar ruidos de origen lejano.

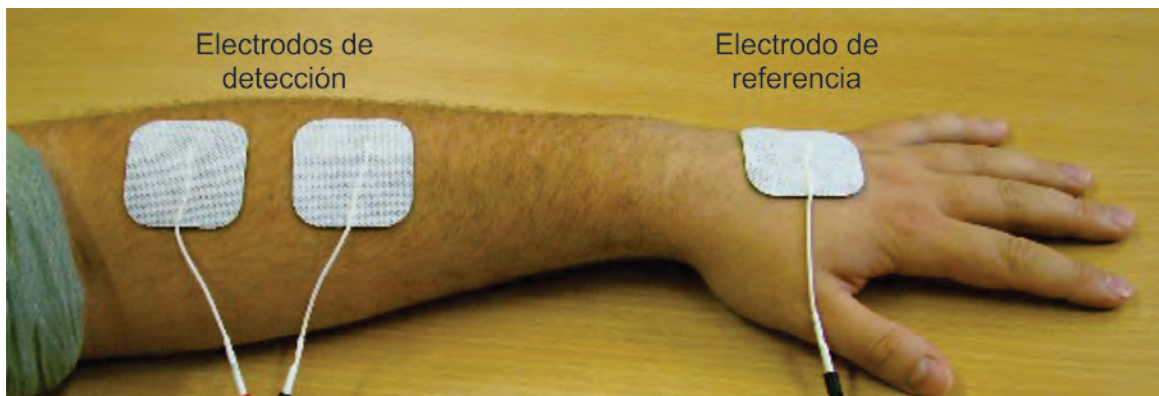


Figura 2.35 Configuración bipolar. (43)

Se seleccionaron los electrodos superficiales debido a que los electrodos de aguja son dolorosos e invasivos, además requieren un entrenamiento especializado para su colocación; entre los electrodos superficiales los electrodos flotantes son los ideales para los análisis de movimiento y la configuración adecuada es la bipolar, por su reducción de ruido de fuentes externas.

Se usará el electrodo Red Dot 2248-50 de 3M, este electrodo es pediátrico y desechable, la diferencia del electrodo pediátrico y el de adultos es el tamaño y el tipo de adhesivo (menos agresivo para la piel), pero ya que se usara para el prototipo no se tiene inconveniente alguno es usarlo, en la (Tabla 2.24) se pueden ver sus características.

Tabla 2.24 Características del electrodo Red Dot 2248-50. (44)

Electrodo Red Dot 2248-50	
	
Tamaño del electrodo	4.44 <i>cm</i> de diámetro
Área con adhesivo	10.45 <i>cm</i> ²
Área del sensor	2.45 <i>cm</i> ²
Área del gel	5.03 <i>cm</i> ²
Tipo de gel	Gel solido
Material del sensor	Plata/cloruro de plata cubierta de plástico
Material de soporte	3M TM Micropore TM
Adhesivo de material de soporte	Adhesivo de cinta micropore

ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL

La etapa de acondicionamiento puede estar compuesta por las siguientes fases, amplificación, valor cuadrático medio RMS, filtrado y protección, aunque no necesariamente todas las señales requieren cada fase (Figura 2.36).

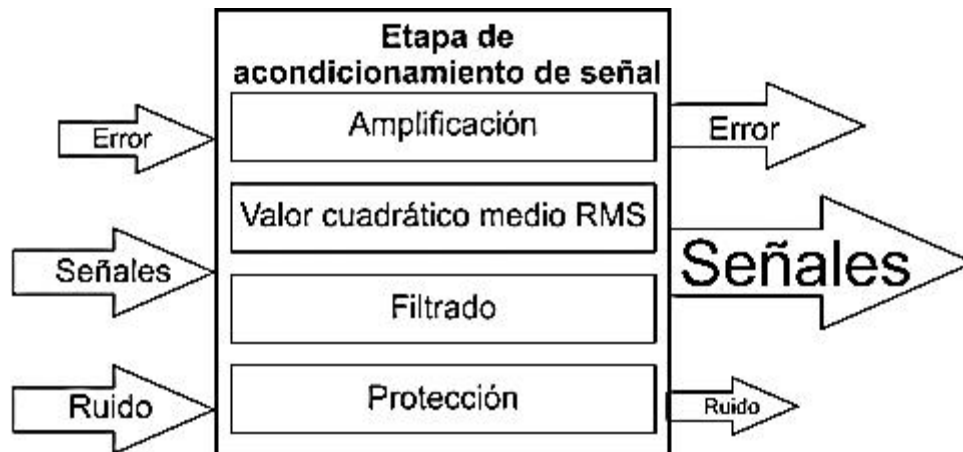


Figura 2.36 Diseño conceptual de la etapa de acondicionamiento de señal.

AMPLIFICACIÓN (30)

La amplificación en un sistema electrónico es un bloque con una entrada y salida que se encarga de tomar la señal presente en esa entrada y situarla a la salida con un mayor nivel de potencia.

La etapa de amplificación es de gran importancia en la instrumentación al disminuir la importancia relativa de los errores, por ejemplo, si un sensor proporciona una señal entre 0 y 1 mV , lo único que se necesita es un instrumento que lo interprete, entonces ¿Para qué se necesita levantar el nivel de la señal hasta llevarla a 0 – 10 V ? La razón es que la introducción de ruido tiene probabilidad de ocurrir en cualquier punto del circuito, pero su importancia relativa será menor cuanto mayor sea el nivel de la señal; por lo que si el ruido que se introduce fuera de 0.1 mV , en una señal de 1mV, la relación S/N resultaría ser 20 dB , mientras que sí la señal fuese de 1 V , S/N=80 dB . Suponiendo que el ruido se introduce con la misma potencia en todas las zonas del circuito (Figura 2.37), se puede ver cómo el efecto del ruido va teniendo menos importancia a medida que se avanza en el circuito y la señal se va amplificando.

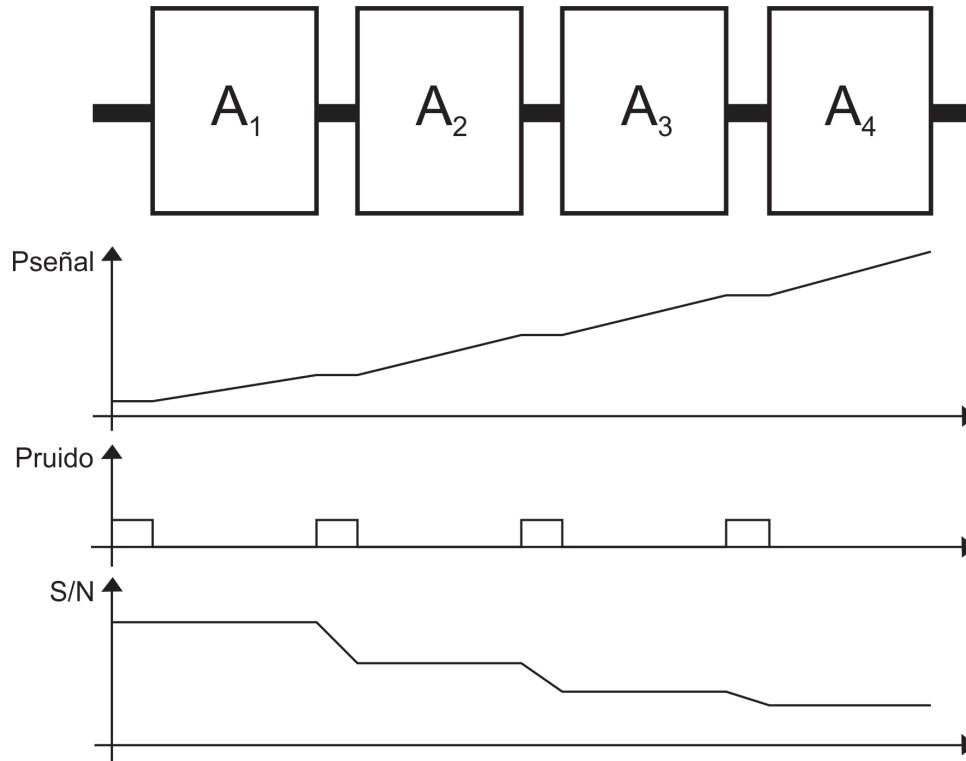


Figura 2.37 Pérdida de la relación S/N a medida que avanza en la cadena de amplificación o tratamiento. No obstante, la pérdida cada vez es mayor ya que la potencia de señal cada vez es más grande.

Los parámetros fundamentales que caracterizan a los amplificadores de instrumentación: parámetros estáticos (comportamiento en continua) y parámetros dinámicos (comportamiento en alterna).

Ganancia: expresa la función de transferencia lineal del amplificador, es decir, el factor de amplificación de tensión al modo diferencial A_d . En los circuitos integrados monolíticos, por lo general, el fabricante ofrece una expresión analítica, que denota como G .

Deriva de ganancia: es la variación en la ganancia diferencial producida por cambios en la temperatura, expresada generalmente en $ppm/^\circ C$. Por ejemplo, una deriva de $\pm 5 ppm/^\circ C$ implica que si la temperatura del circuito varía $50^\circ C$, el cambio de ganancia es de $250 ppm$ o lo que es lo mismo, un valor absoluto de $0.00025 G$.

Producto ganancia-ancho de banda: establece el límite de trabajo del amplificador de instrumentación.

Razón de rechazo en modo común (CMRR): describe la ganancia en modo común, que se presenta por una tensión en la entrada denominada tensión en modo común. La razón de rechazo en modo común se define como el cociente entre la ganancia diferencial y la ganancia de modo común, y suele expresarse en decibelios.

Las señales eléctricas pueden ser corrientes o tensiones por lo que existen cuatro tipos de amplificación según sean su entrada y su salida:

- Amplificación con entrada y salida en tensión.
- Amplificación con entrada y salida en corriente.
- Amplificación con entrada en tensión y salida en corriente.
- Amplificación con entrada en corriente y salida en tensión.

Siendo la amplificación con entrada y salida en tensión la amplificación que se requiere, ya que es la variable que utiliza el microcontrolador. Además, se estudiarán los amplificadores específicos de uso en instrumentación, no sólo se ocuparán amplificadores de instrumentación, debido a que las etapas de filtrado y rectificado contarán con amplificadores de uso general, para tal propósito se ha seleccionado el amplificador OP-77 de Analog Devices. Sus principales características y el diagrama de pines e muestran en la (Tabla 2.25), para mayor información sobres sus características consulte el *datasheet* del componente.

Tabla 2.25 Características principales de amplificador OP-77 de Analog Devices y diagrama de pines.

Amplificador OP-77	
Ganancia alta	5000 V/mV min
Baja deriva térmica	0.3 $\mu V/^\circ C$
Bajo consumo de potencia	60 mW max.
Ruido	0.38 μV pico- pico

- Amplificadores de instrumentación (30)

Un amplificador de instrumentación es un amplificador diferencial de tensión de precisión con un circuito optimizado para su trabajo en medios hostiles, caracterizados por grandes fluctuaciones de la temperatura e intenso ruido eléctrico. Además, estos amplificadores especiales deben ser capaces de trabajar con sensores de resistencia interna apreciable y no simétrica, sobre los que el ruido eléctrico inducido y/o conducido tienen gran influencia y, por si esto fuera poco, que ofrecen señales eléctricas muy débiles.

Los amplificadores de instrumentación están formados por tres amplificadores, divididos en dos etapas, la de entrada y la diferencial. La primera etapa formada por dos

amplificadores tiene la función de presentar impedancias de entrada altas e idénticas, a la salida las señales presentan una baja impedancia, que es igual en las dos señales. La etapa diferencial tiene como objetivo eliminar el ruido común a las dos señales. En la (Figura 2.38) se observa la configuración típica de un amplificador de instrumentación formado por tres amplificadores. Los amplificadores de instrumentación encapsulados tienen ganancia máxima de 2000 y una resistencia externa R_G para ajustarla.

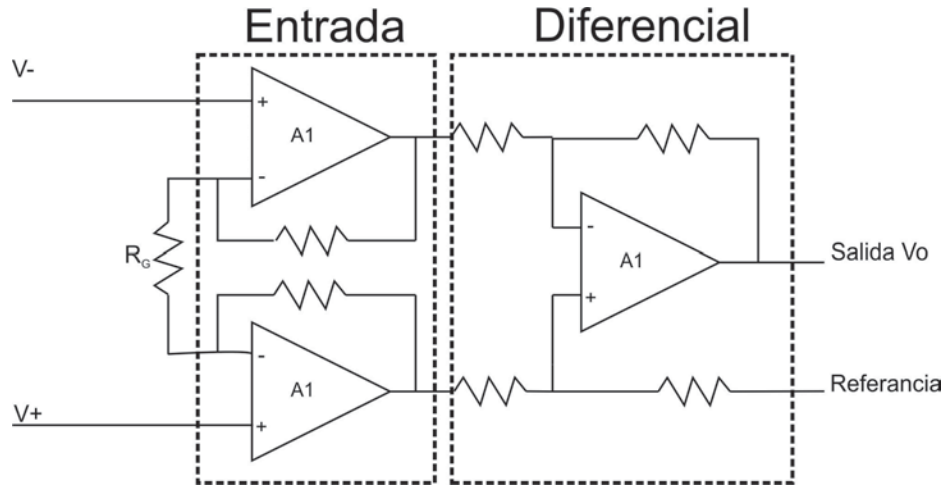


Figura 2.38 Configuración interna de un amplificador de instrumentación encapsulado.

El amplificador de instrumentación seleccionado para la instrumentación de la rodilla CDMIT es el AD620 de Analog Devices; este es un amplificador de bajo costo y potencia, pero que cubre los requerimientos básicos de los amplificadores de instrumentación. Sus principales características se presentan en (Tabla 2.26), junto a su diagrama de pines.

Tabla 2.26 Características del amplificador de instrumentación AD620.

Amplificador de instrumentación AD620	
Ganancia	1 a 1000 $\pm 0.40\%$ ajustable con resistencia externa
Voltaje de entrada	± 2.3 a ± 18 V
Consumo de corriente	1.3 mA
CMRR	90 dB @ G=1
	110 dB @ G=10
	130 dB @ G=100
Impedancia de entrada	10^{10} Ω o 10 G Ω
No linealidad de la ganancia	10 ppm
Frecuencia	12 kHz mínimo @ G=1000
Ruido	0.28 μV pico a pico (0.1 a 10 Hz)

Para ajustar la ganancia del amplificador AD620 se utiliza una resistencia externa R_G , cuyo valor puede calcularse con la siguiente formula dependiendo de la ganancia G que se desea:

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad (2.11)$$

Para obtener más información del amplificador de instrumentación AD620 consulte el *datasheet*.

VALOR CUADRÁTICO MEDIO (RMS) (45)

Root Mean Square RMS por sus siglas en inglés, es una medida estadística de la magnitud de una cantidad variable, en ingeniería se utiliza para mediciones de señales eléctricas de fenómenos de vibraciones, ruido térmico, señales de EMG, entre otras. Específicamente en las señales EMG se utiliza por que se aproxima a la cuantificación de la señal EMG elevando al cuadrado los datos, sumándolos, dividiendo esta suma por el número de observaciones, y teniendo finalmente la raíz cuadrada. Por razones técnicas que tienen que ver con los efectos de cancelación, este método de cuantificación de la información EMG se utiliza con más frecuencia que otras técnicas como la rectificación y la integración, ya que se ha demostrado que el valor RMS puede contener mayor información de utilidad (46), además proporcionan menos distorsión, ya que convierte una señal analógica a una forma digital. RMS representan 0.707 de la mitad del valor de pico-pico. La conversión RMS se representa por la siguiente ecuación matemática:

$$RMS = \sqrt{\frac{(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)}{n}}$$

Dónde:

- RMS es la señal
- x son los datos
- n es el número de datos

En la práctica el valor RMS de una señal eléctrica se obtiene por medio de un circuito integrado que efectúa dicha operación, el convertidor de RMS seleccionado es el AD536A de Analog Devices, para mayor información consulte el *datasheet* del componente.

FILTRADO (38)

Los filtros son dispositivos que permiten el paso de determinada banda de frecuencias mientras atenúan todas las señales que no estén comprendidas dentro esa banda. Existen filtros pasivos y activos, siendo de interés los filtros activos por sus mejores prestaciones, siendo una de las más importantes la poca perdida de ganancia.

Existen cuatro tipos de filtros: pasa bajas, pasa altas, pasa banda y de eliminación de banda. En la (Figura 2.39) se puede observar las gráficas de respuesta a la frecuencia de estos cuatro tipos de filtro.

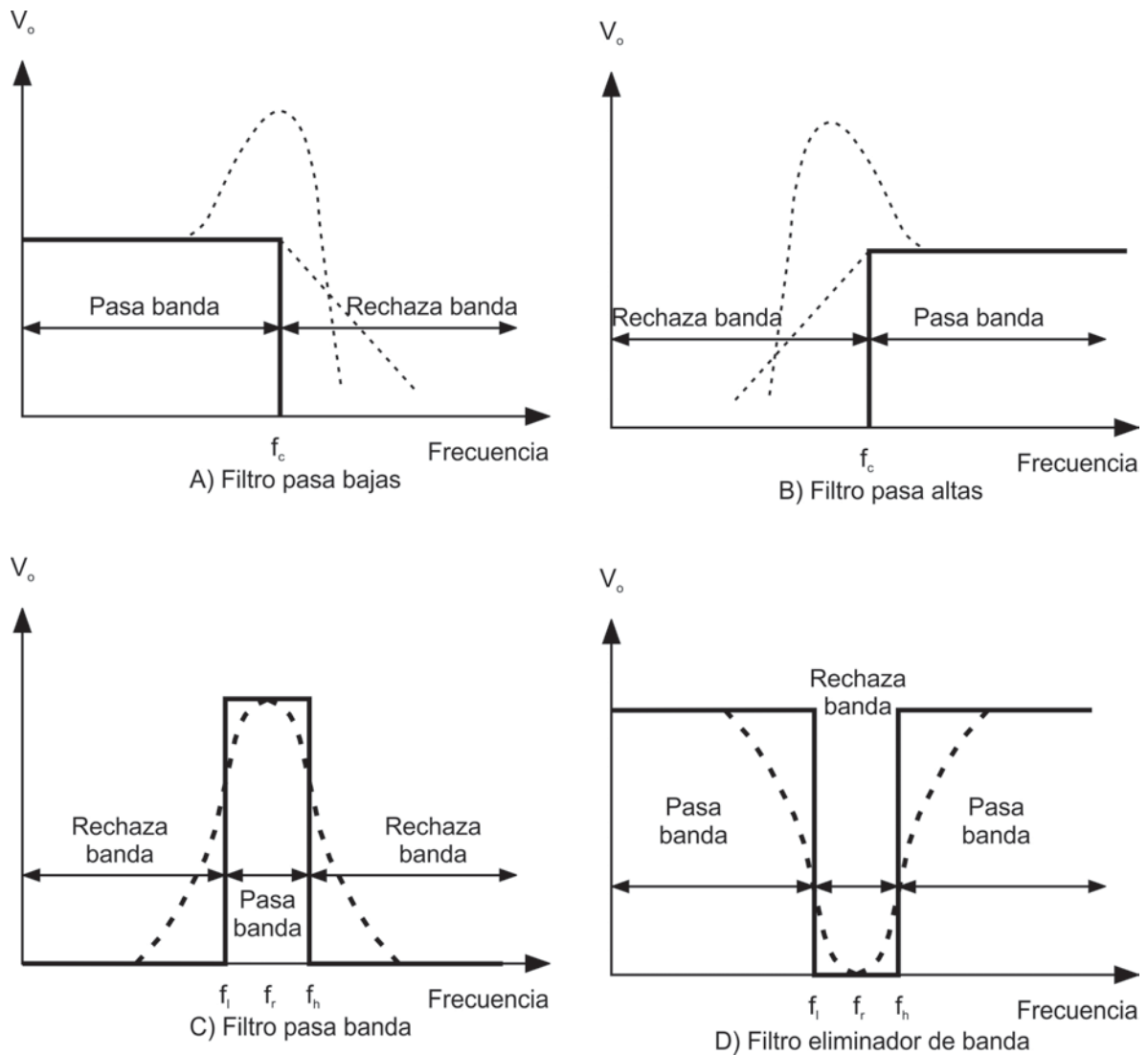


Figura 2.39 Respuesta a la frecuencia de cuatro tipos de filtro.

El filtro pasa bajas es un circuito cuyo voltaje de salida es constante, desde CD hasta llegar a cierta *frecuencia de corte*, f_c . Conforme la frecuencia va aumentando por arriba de f_c , el voltaje de salida disminuye. La (Figura 2.39 A). El rango de frecuencias transmitidas se conoce como pasa banda. El rango de frecuencias atenuado se conoce como banda de rechazo. La frecuencia de corte, f_c , se conoce como frecuencia 0.707, frecuencia de -3dB, frecuencia de esquina o de ruptura

Los filtros pasa altas atenúan el voltaje de salida de todas las frecuencias que están por debajo de la frecuencia de corte, f_c . Para frecuencias superiores a f_c , la magnitud del voltaje de salida es constante. En la (Figura 2.39 B), se aprecian las gráficas del filtro pasa

altas ideal y real. La línea continua corresponde a la curva ideal, en tanto que las líneas punteadas muestran la diferencia de los filtros para altas reales de la situación real.

Los filtros pasa banda sólo dejan pasar una banda de frecuencias mientras atenúan las demás frecuencias que están fuera de la banda. Los filtros de eliminación de banda funcionan justamente de la forma contraria; es decir, los filtros de eliminación de banda rechazan determinada banda de frecuencias que no pertenecen a la banda. En la (Figura 2.39 C y D) se muestran las gráficas de respuesta a la frecuencia características de los filtros pasa banda y eliminación de banda respectivamente. También en este caso la línea continua representa la gráfica ideal y las líneas punteadas, las curvas reales.

- Filtro Butterworth

Este tipo de filtros deben su nombre en honor al ingeniero británico Stephen Butterworth; es filtro básico con la respuesta más plana en la banda de paso y caída aguda en la frecuencia de corte a razón de $20n$ [dB/década], donde n es el orden del filtro. El filtrado de nuestras señales se realizará con este tipo de filtros debido a muy baja pérdida de ganancia. En la (Figura 2.40) se muestra la gráfica de respuesta de 1°, 2° y 3° orden para filtros pasa bajas Butterworth, según su atenuación (pendiente), -20 dB/década, -40 dB/década y -60 dB/década, respectivamente.

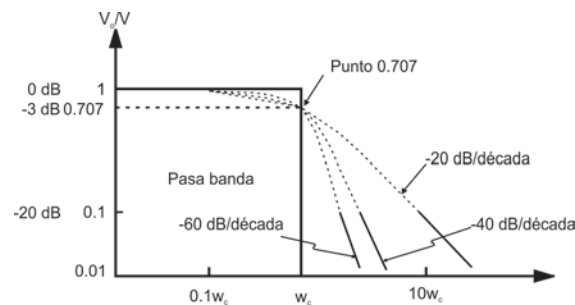


Figura 2.40 Gráfica de respuesta de frecuencia de tres tipos de filtros pasa bajas Butterworth.

En la (Figura 2.41) se muestra la gráfica de respuesta de 1°, 2° y 3° orden para filtros pasa altas Butterworth, según su atenuación (pendiente), 20 dB/década, 40 dB/década y 60 dB/década, respectivamente.

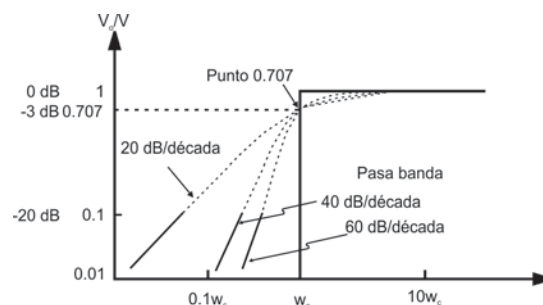


Figura 2.41 Comparación de la respuesta a la frecuencia de tres filtros pasa altas Butterworth.

Como se puede observar la respuesta del filtro se aproxima a la respuesta ideal del filtro a medida que aumenta el orden del filtro, pero se debe tener en consideración que para la construcción del filtro de 1° y 2° orden se requiere un solo amplificador, siendo necesario la conexión de dos o más amplificadores en cascada para obtener filtros de mayor orden.

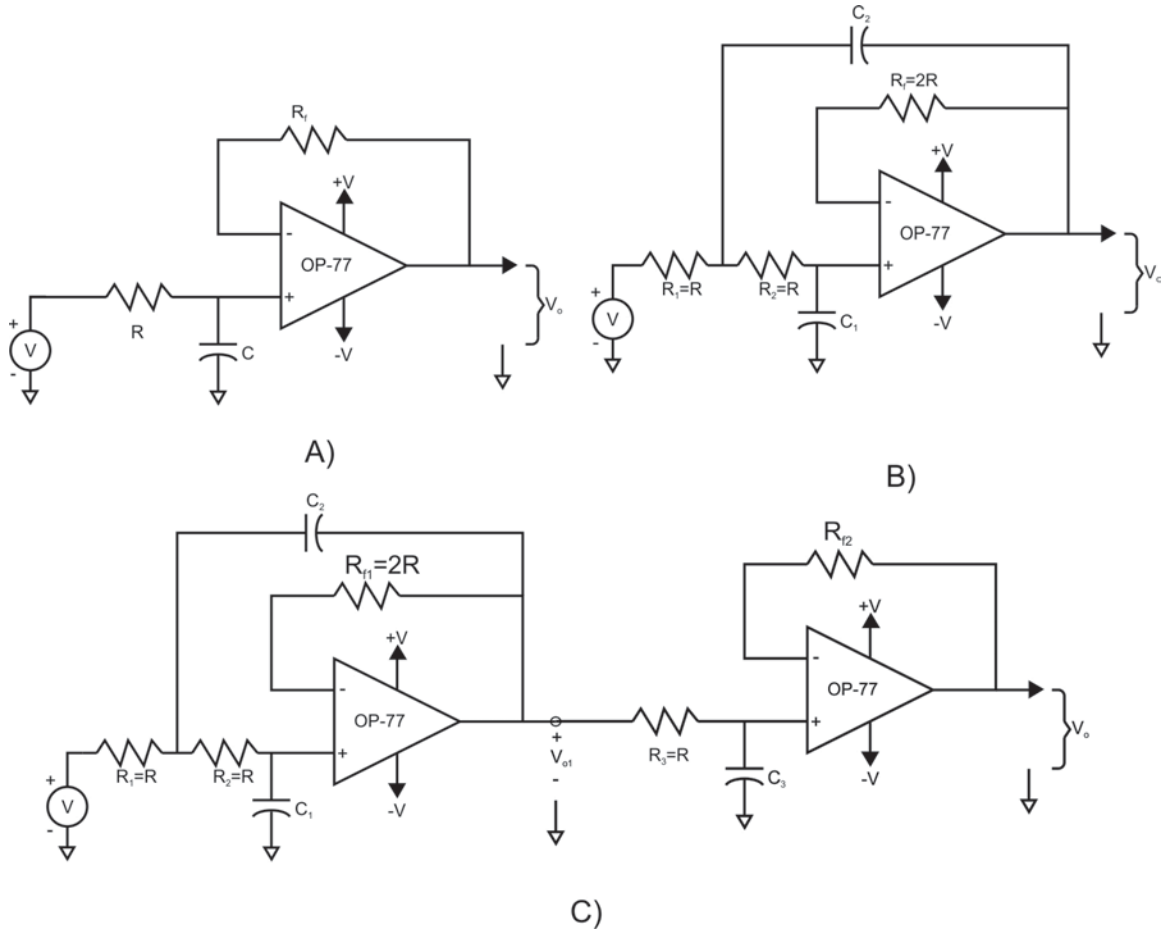


Figura 2.42 Configuración de filtros pasa bajas Butterworth. A) 1°orden. B) 2° orden. C) 3° orden.

En la (Figura 2.42) se puede observar la configuración del filtro pasa bajas Butterworth de 1°, 2° y 3° orden, obsérvese que para la construcción del filtro de 3° orden se ha utilizado el filtro de 1° y 2° orden en cascada.

El procedimiento de diseño para los filtros pasa bajas Butterworth de 1°, 2° y 3° orden se muestran en la (Tabla 2.27).

Tabla 2.27 Pasos para el diseño de los filtros pasa bajas Butterworth de 1°, 2° y 3° orden.

Filtro Butterworth		
1° Orden	2° Orden	3° Orden
1) Definir frecuencia f_c 2) Definir C 3) Calcule $R = \frac{1}{2\pi f_c C}$	1) Definir frecuencia f_c 2) Definir C_1 3) Defina $C_2=2C_1$ 4) Calcule $R = \frac{0.707}{2\pi f_c C_1}$ 5) Defina $R_f=2R$	1) Definir frecuencia f_c 2) Definir C_3 3) Defina $C_1 = \frac{C_3}{2}$ y $C_2 = 2C_3$ 4) Calcule $R = \frac{1}{2\pi f_c C_3}$ 5) Defina $R_1=R_2=R_3=R$ 6) Defina $R_{f1}=2R$ y $R_{f2}=R$
<ul style="list-style-type: none"> • Elija un valor adecuado para la capacitancia del paso 2. • Para obtener mejores resultados es recomendable que el valor de R esté entre 1 y 100 kΩ. Si el valor de R queda fuera de este rango, retroceda y elija un valor adecuado para el paso 2. 		

Se ha seleccionado el filtro Butterworth de 2° orden, ya que comparado con el filtro de 1° orden mejora la respuesta del filtro y comparado con el filtro de 3° orden reduce los componentes necesarios para su construcción, además de satisfacer el nivel de filtrado que requieren las señales de interés.

En la (Tabla 2.28) se muestra el filtro pasa altas Butterworth de 2° orden y el procedimiento de diseño para el filtro.

Tabla 2.28 Filtro pasa altas Butterworth de 2° orden.

	Procedimiento del diseño del filtro pasa altas Butterworth de 2° orden
	1) Definir frecuencia f_c 2) Definir $C_1=C_2=C$ 3) Calcule $R_1 = \frac{1.414}{2\pi f_c C}$ 4) Defina $R_2= \frac{1}{2} R_1$ 5) Defina $R_f=R_1$

PROTECCIÓN

La protección en la etapa de acondicionamiento de señal se efectúa para evitar picos de voltaje indeseados que pueden dañar el microcontrolador, y es justamente referente al nivel lógico de los microcontroladores 5 V que se coloca la protección, el dispositivo usado para tal propósito es el diodo zener (Figura 2.43).

El diodo zener se utiliza para evitar que una señal sobrepase un cierto voltaje, para que pueda realizar su función se polariza inversamente, cuando el voltaje aumenta hasta un voltaje específico (voltaje de ruptura), el diodo permite pasar un flujo eléctrico manteniendo el valor del voltaje igual a su voltaje de salida. Los voltajes de ruptura del

diodo zener van desde 1.2 V a 200 V, siendo 5 V el voltaje de ruptura que se requiere para la instrumentación de la rodilla CDMIT.

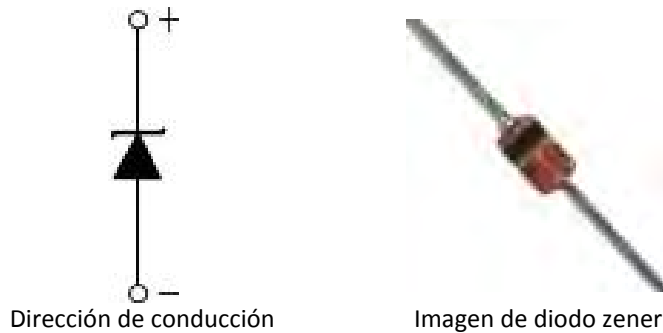


Figura 2.43 Diodo zener. (47)

ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Para hacer las pruebas de los sensores se realizarán la adquisición y procesamiento de las señales por medio de una tarjeta de adquisición y de instrumentos virtuales diseñados en LabVIEW (Figura 2.44).




Figura 2.44 Diseño conceptual de la adquisición y procesamiento. (48) (49)

TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

La tarjeta de adquisición de datos es un dispositivo que se encarga de la transmisión de señales analógicas y digitales hacia un ordenador, para las señales analógicas la tarjeta se encarga de la conversión analógica a digital, además cuenta con salidas analógicas y digitales para el control. La tarjeta de adquisición de datos que se utilizará en la instrumentación es la NI USB 6009 (Tabla 2.29).

Tabla 2.29 Tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009. (50)

Tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009	
 <p>The image shows the NI USB 6009 data acquisition card. The top part is a photograph of the white card with the National Instruments logo. Below it are two diagrams of the pin headers. The left header has 16 pins labeled: GND, AI 0 (AI 0+), AI 4 (AI 0-), GND, AI 1 (AI 1+), AI 5 (AI 1-), GND, AI 2 (AI 2+), AI 6 (AI 2-), GND, AI 3 (AI 3+), AI 7 (AI 3-), GND, AO 0, AO 1, and GND. The right header has 16 pins labeled: P0.0, P0.1, P0.2, P0.3, P0.4, P0.5, P0.6, P0.7, P1.0, P1.1, P1.2, P1.3, PFI 0, +2.5 V, +5 V, and GND.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 8 entradas analógicas 13 bits
	<ul style="list-style-type: none"> • Compatible con LabVIEW, LabWindows™/CVI y Measurement Studio para Visual Studio .NET
	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de trabajo $\pm 10 V$

LABVIEW

LabVIEW es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfico. Los programas desarrollados con LabVIEW se llaman Instrumentos Virtuales. LabVIEW maneja dos ventanas, *panel frontal* se construye de controles e indicadores (botones, pulsadores, gráficas). Los controles simulan elementos de entrada al instrumento y proporcionan datos al diagrama de bloque. Los indicadores simulan elementos de salida del instrumento y visualizan los datos que el diagrama de bloques adquiere o genera.

Una vez que se ha construido el panel frontal, se crea el código usando unas representaciones gráficas de funciones que lo controlarán. El diagrama de bloques es quien contiene el código fuente gráfico. Los objetos del panel frontal aparecen como terminales en el diagrama de bloques. En la (Figura 3.45) se muestra el entorno LabVIEW.

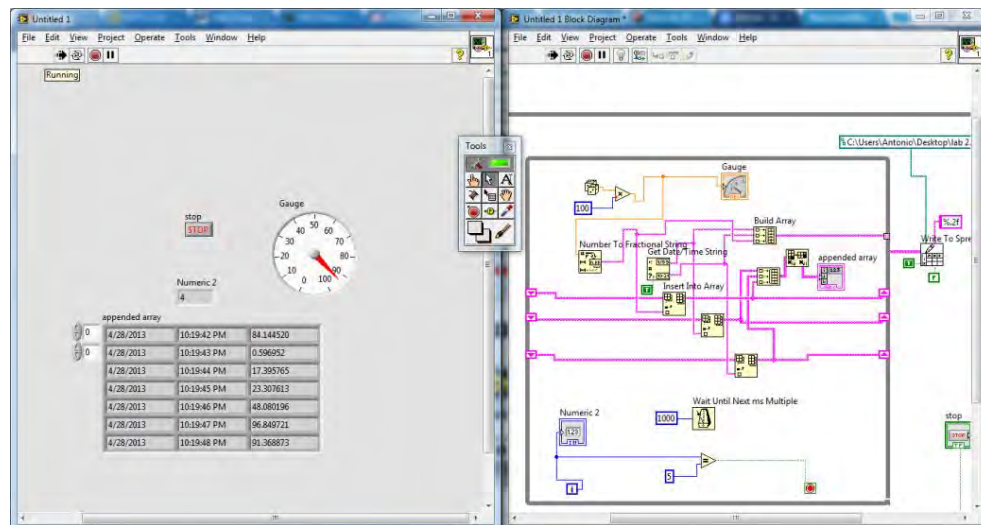


Figura 3.45 Entorno LabVIEW a la derecha panel frontal y a la izquierda diagrama de bloques.

La configuración de la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009 en LabVIEW se efectuara a través del software NI-DAQmx que es un controlador básico para tarjetas de adquisición de datos, el cual se configura directamente el LabVIEW de la siguiente forma:

1. Desde el diagrama de bloques se da clic derecho para que se despliegue el menú de funciones, se selecciona Express después Input y finalmente DAQ Assistant (Figura 2.46).

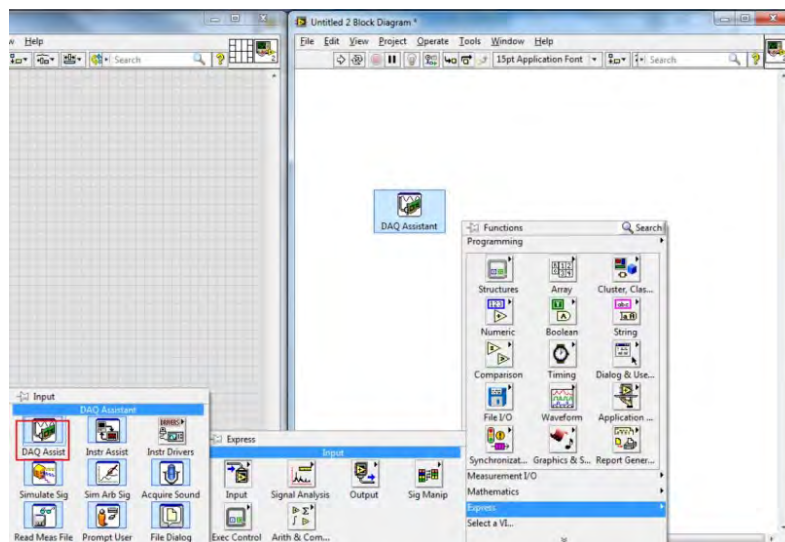


Figura 2.46 Inicio de la configuración de la tarjeta de adquisición de datos en LabVIEW.

- Se desplegará la ventana Create New, en el costado derecho selecciona Acquire Signal, Analog Input y posteriormente Voltage (Figura 2.47).

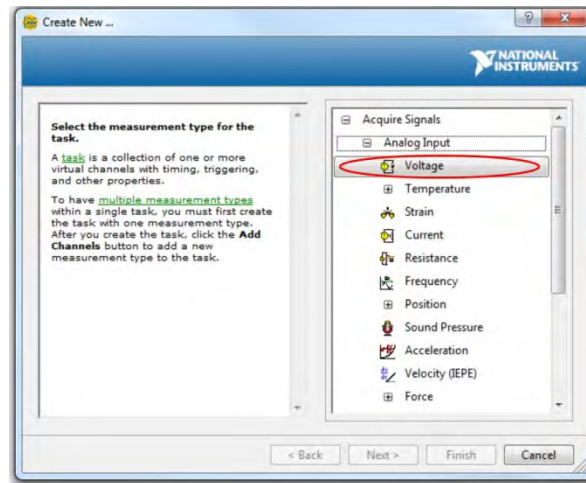


Figura 2.47 Ventana Create New.

- A continuación aparece una lista con los 8 puertos analógicos de la tarjeta de adquisición datos, una vez seleccionado el o los puertos clic en Finish (Figura 2.48).

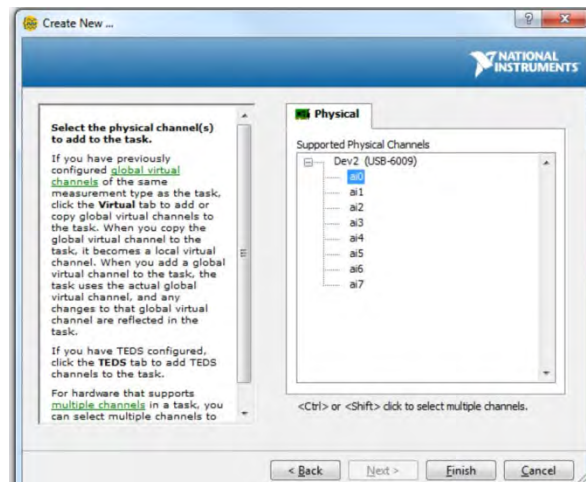


Figura 2.48 Selección de los puertos.

- Se abrirá la ventana DAQ Assitant (Figura 2.49), la cual se configura de la siguiente manera:
 - Signal Input Range: rango de voltaje esperado para cada sensor.
 - Terminal Configuration: según se requiera
 - RSE (Referenced Single-Ended) o referencia con terminación única con resolución de 13 bits, mide con respecto a la tierra proporcionada por la tarjeta.

- Differential o con resolución de 14 bits, mide el voltaje de modo diferencial.
- Acquisition Mode:
 - Continuous Samples que toma lecturas continuas a la frecuencia especificada.

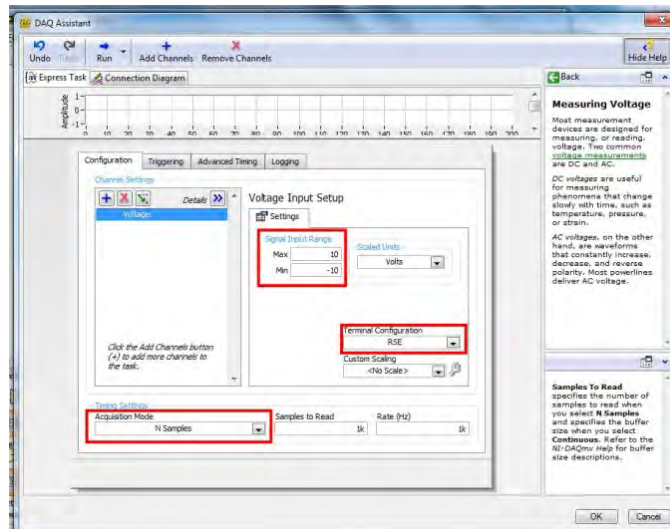


Figura 2.49 Ventana DAQ Assitant.

5. Para concluir se puede observar la configuración de la conexión del sensor en la tarjeta de adquisición de datos para cada puerto en la pestaña Connection Diagram (Figura 2.50), hecho se termina con la configuración dando clic en OK.

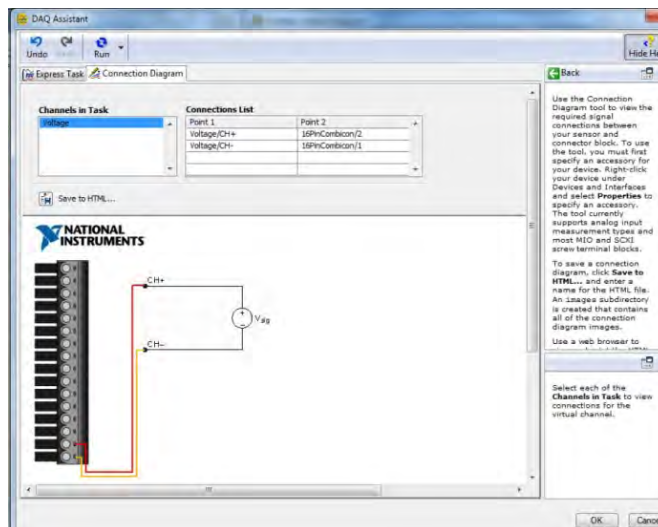


Figura 2.50 Diagrama de conexiones de DAQ Assistant.

CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE

3.1 ACCELERÓMETROS

MONTAJE

El montaje del acelerómetro tiene algunas limitantes para su colocación en la prótesis, esto obedece al espacio interior de la rodilla CDMIT, la dirección de la gravedad y la superficie necesaria para cada eje del acelerómetro. El eje Z del acelerómetro requiere mayor área para su colocación 400 mm^2 , esta dimensión excede el espacio interior de la rodilla CDMIT, 58 mm^2 para los ejes X o Y, dimensión suficiente para su colocación, como se muestra en la (Figura 3.1).

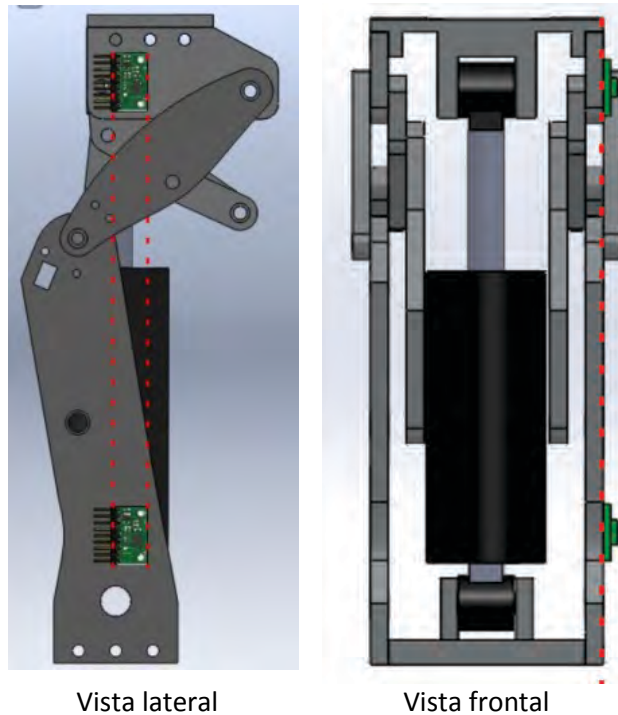


Figura 3.1 Montaje del acelerómetro.

Para la colocación de los dos acelerómetros se requieren dos barrenos con cuerda en las piezas 1 y 6, además de una pieza extra para colocar los acelerómetros sin que los pines de conexión estorben, llamada pieza 7. El explosivo de ensamble se muestra en la (Figura 3.2), los planos de las modificaciones de las piezas 1, 6 y la nueva pieza 7 se encuentran en el anexo A.

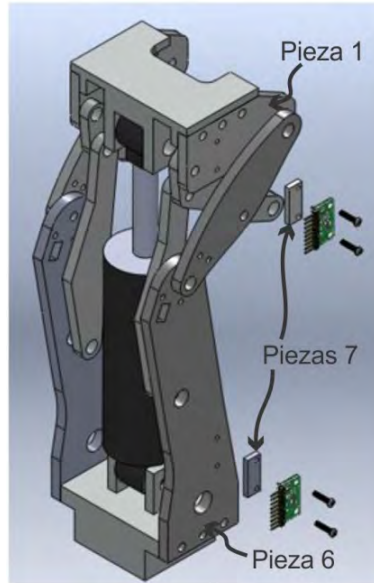


Figura 3.2 Explosivo del montaje de los acelerómetros.

ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Debido a que los acelerómetros tienen salidas de voltaje dentro del rango de la tarjeta de adquisición de datos, no es necesaria una etapa amplificación y el circuito impreso donde esta colocado cada acelerómetro ya posee filtros. Las conexiones para los acelerómetros en la tarjeta de datos NI USB 6009 se muestran en la (Figura 3.3).

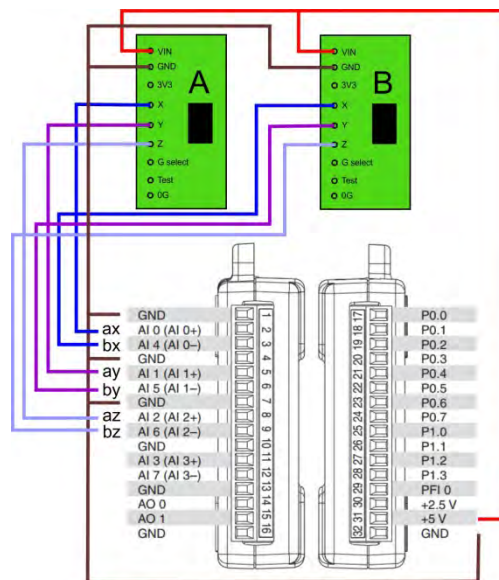


Figura 3.3 Configuración de las conexiones de los dos acelerómetros con la tarjeta de adquisición NI USB 6009.

La configuración de la tarjeta de adquisición en LabVIEW (Figura 3.4), el rango de voltajes es el proporcionado por los acelerómetros 0-3.3 V y la configuración de terminales será RSE debido a la falta de puertos en modo diferencial.

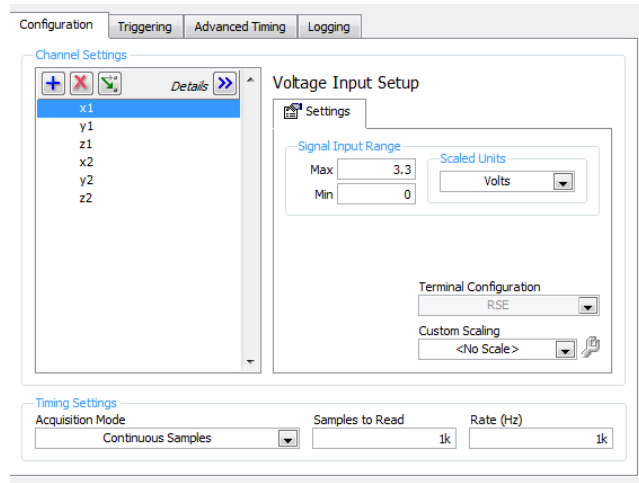


Figura 3.4 Configuración de la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009 en LabVIEW.

LABVIEW

En la obtención del ángulo de flexo-extensión, los voltajes obtenidos de las salidas X, Y y Z de los acelerómetros pueden ser consideradas como las componentes de un vector (51), el vector del acelerómetro superior será nombrado como “a”, el cual está formado por los componentes “a_x”, “a_y” y “a_z”, y al vector del acelerómetro inferior “b”, el cual está formado por los componentes “b_x”, “b_y” y “b_z”, por lo que el ángulo “α” (véase la Figura 3.5) entre los dos vectores está dado por la ecuación (3.12):

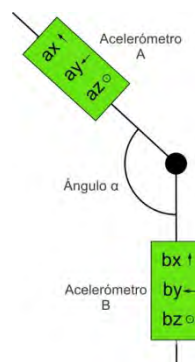


Figura 3.5 Ángulo α entre dos acelerómetros.

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \sqrt{b_x^2 + b_y^2 + b_z^2}} \quad (3.12)$$

En la (Figura 3.6) se muestra la programación en LabVIEW, el acondicionamiento de las señales fue realizado conforme a (52) y la ecuación (3.12), los resultados se presentan en el capítulo cuatro.

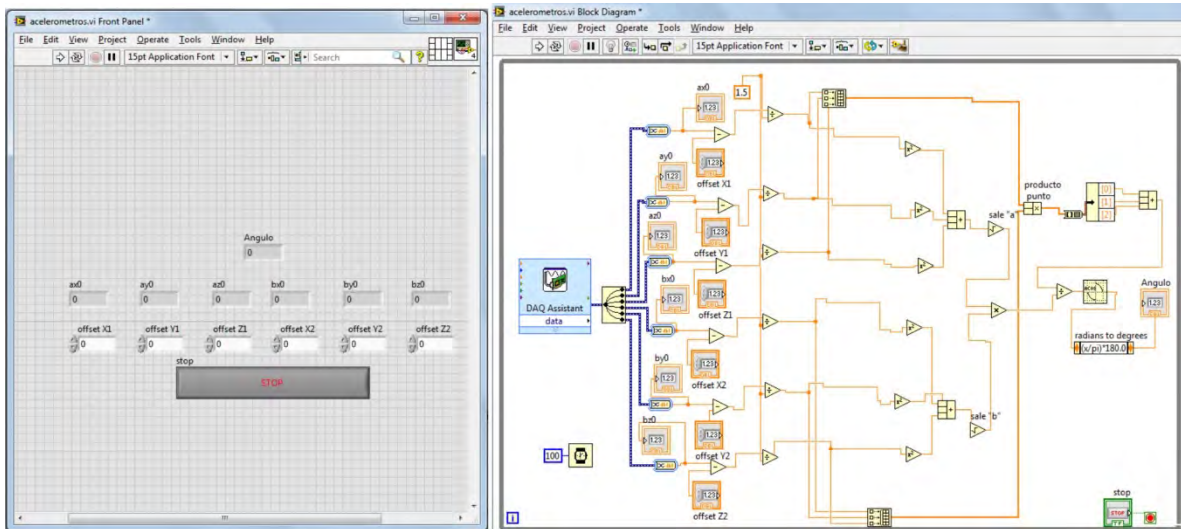


Figura 3.6 Programación en LabVIEW de la ecuación (3.12) para obtener el ángulo de flexión.

3.2 GALGAS EXTENSOMÉTRICAS

Para el montaje de las galgas extensométricas se requerirá el uso de una celda de carga, la celda de carga es necesaria debido a que las microdeformaciones a obtener no son lo suficientemente grandes, por lo que la celda de carga se comporta como un amplificador analógico de la señal del puente de Wheatstone.

Es de gran importancia que la celda de carga se deforme lo suficiente como para que las galgas extensométricas registren ese cambio, pero que a la vez no se deforma plásticamente. Para el diseño de la celda de carga se tienen las siguientes consideraciones:

La deformación máxima de las galgas extensométricas: no más de $\pm 1200 \mu\epsilon$ el límite máximo de microdeformaciones si se desea que la galga conserve sus máximos ciclos de vida.


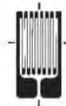
La resolución del convertidor analógico digital: se utilizará una tarjeta de adquisición de datos como convertidor analógico digital NI USB 6009 de national instruments, el cual posee una resolución de $0.00061 V$ o $610 \mu V$.

Resistencia de la galga extensométrica: las galgas extensométricas comerciales tienen resistencias de entre 120Ω , 350Ω y 1000Ω . La diferencia reside en la aplicación de las galgas, para nuestra aplicación donde se diseña una celda de carga que se instalará en una prótesis es conveniente utilizar una galga de 120Ω debido a que necesita menor voltaje de excitación.

Tamaño de la galga: es de gran importancia que la galga sea del menor tamaño posible, debido a que se puede colocar en el lugar más próximo donde se encuentra la máxima deformación.

Antes de pasar al voltaje de excitación se elige la galga extensométrica que posee las características antes mencionadas, la galga elegida es la EA-13-060BN-120 sus características se presentan en la (Tabla 3.1).

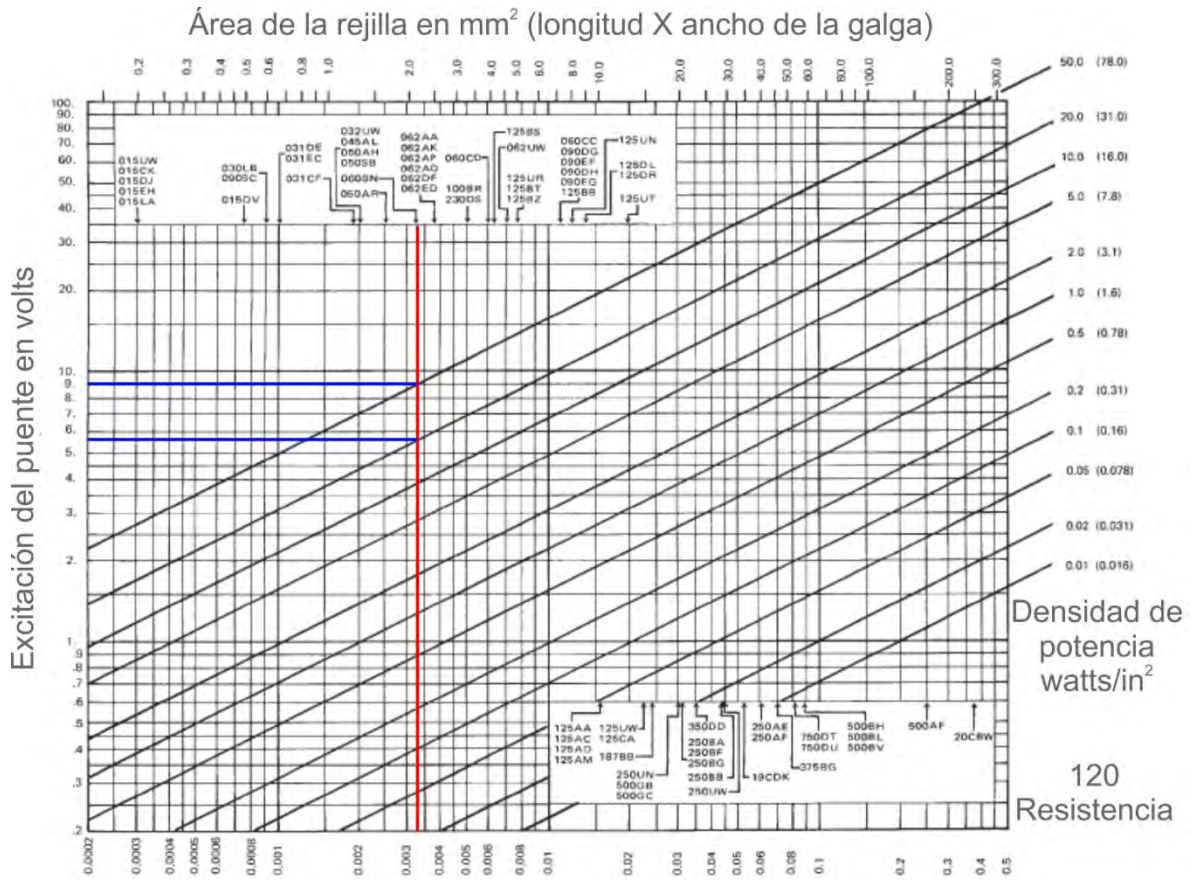
Tabla 3.1 Características de la galga EA-13-060BN-120. (53)

EA-13-060BN-120		
	1X	4X
Resistencia	120 $\Omega \pm 0.15\%$	
Factor de galga	2.055 $\pm 0.5\%$	
Sensibilidad transversal	0.8 $\pm 0.2\%$	
Longitud activa	1.52 mm	
Compensación térmica	Aluminio	
Tamaño total	4.6 mm X 3.3 mm	
Temperatura	-75 a +175 $^{\circ}C$	

Voltaje de excitación del puente de Wheatstone (54): para establecer el voltaje de excitación se utilizará la (Tabla 3.2); se deben establecer a qué tipo de condiciones estará sujeta la celda de carga, estática o dinámica y que exactitud es requerida; la celda estará sometida a un régimen dinámico y la exactitud requerida será baja, con lo que se obtiene una disipación de calor de 20 a 50 W/in^2 . El siguiente paso es usar estos dos valores junto con el largo y modelo de las terminales de la galga "060BN" en la gráfica de la (Figura 3.7). Los valores obtenidos para excitación del puente son 5.7 a 9 V , el voltaje para la excitación del puente de Wheatstone será 8 V , para evitar dañar las galgas al máximo voltaje de 9 V .

Tabla 3.2 Condición de disipación de calor para aluminio.

Requerimiento de exactitud para el aluminio		Disipación de calor en W/in^2
Estático	Alto	2-5
	Moderado	5-10
	Bajo	10-20
Dinámico	Alto	5-10
	Moderado	10-20
	Bajo	20-50



Área de la rejilla en in² (longitud X ancho de la galga)

Figura 3.7 Grafica para obtener el voltaje de excitación óptimo. (54)

Circuitería de excitación del puente de Wheatstone

La etapa de alimentación del puente de Wheatstone debe ser estable para disminuir al mínimo el ruido de entrada para el amplificador, para este propósito se utilizará un regulador de voltaje LM7808 como se muestra en la (Figura 3.8).

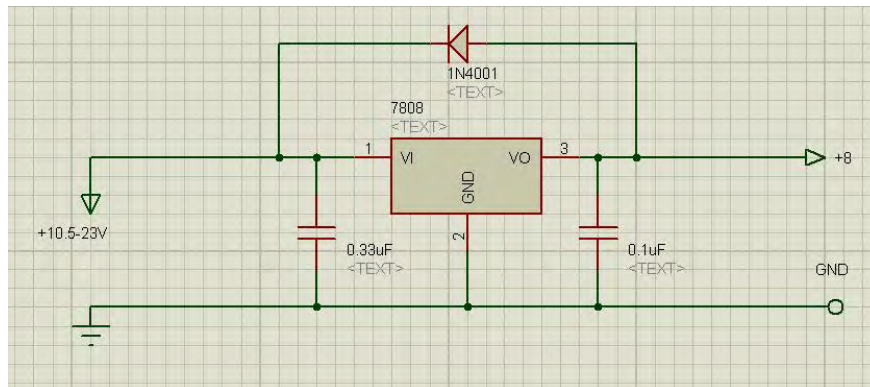


Figura 3.8 Regulación de voltaje para el puente de Wheatstone.

Selección de la configuración del puente de Wheatstone

La configuración más apropiada es el puente completo, ya que es la configuración que nos entrega el mayor voltaje de salida por deformación, además esta compensado térmicamente sin necesidad de utilizar galgas extras. Por lo que el diseño de la celda de carga obedecerá a esta configuración en la cual dos galgas estarán sometidas a compresión y las dos restantes a tensión.

Celda de carga

La celda de carga tiene las siguientes consideraciones para su diseño:

Deformación: proporciona las microdeformaciones suficientes para la amplificación de la señal del puente de Wheatstone, sin que llegue a deformarse de forma permanente, ni que se superen las $1200 \mu\varepsilon$.

Tamaño: compacto, evitando la interferencia con la marcha del usuario y con el mecanismo de la propia prótesis.

Flexión: el puente de Wheatstone completo requiere dos señales positivas y dos negativas, que son proporcionadas por esfuerzos de compresión y tensión.

Soporte piramidal (Figura 3.9): es la conexión de la rodilla con la caña del pie protésico sus dimensiones son $5 \times 5 \text{ cm}$.

Material: aluminio.



Figura 3.9 Soporte piramidal.

La celda de carga diseñada para tal propósito será colocada en la pieza base inferior de la rodilla CDMIT, su forma es semejante a una viga en voladizo y su base está ajustada al soporte piramidal. En la (Figura 3.10) muestra la colocación de la celda de carga.

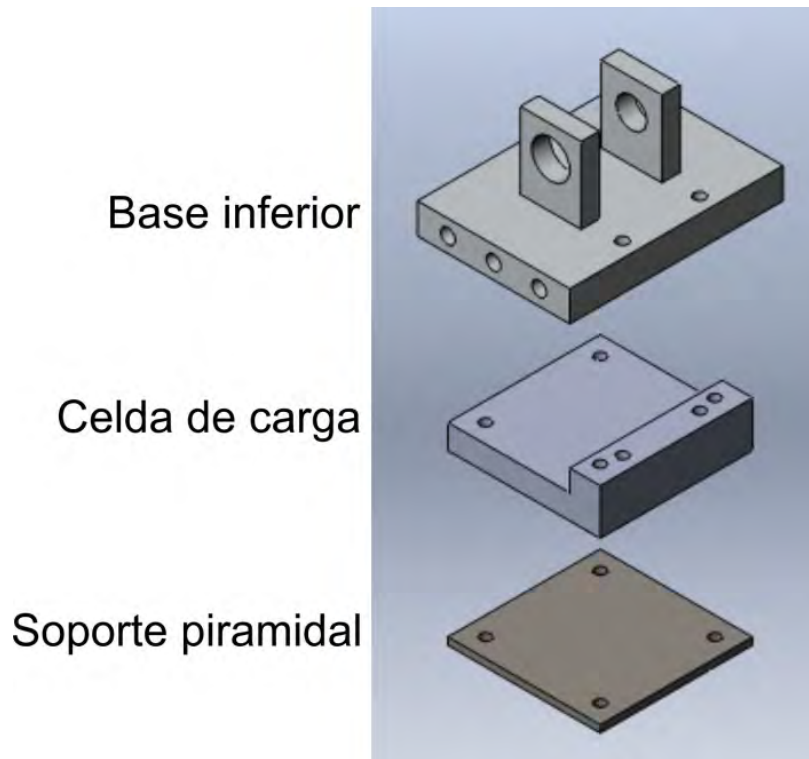


Figura 3.10 Montaje de la celda de carga.

Para encontrar las microdeformaciones necesarias y cumplir con el máximo de peso del usuario que es de 120 *kg* se realizaron múltiples iteraciones, en la (Tabla 3.3) se pueden encontrar los resultados de la celda de carga.

Tabla 3.3 Resultados de la celda de carga.

Microdeformaciones $\mu\epsilon = \mu m/m$	Voltaje de salida para el puente de Wheatstone con puente completo (calculado con la ecuación (2.10))
0.2 @1 N=0.98 <i>kg</i>	3.4 μV
2 @10 N=9.8 <i>kg</i>	34 μV
240 @1176 N=120 <i>kg</i>	4000 μV
Factor de seguridad @120 <i>kg</i>	1.85
Máxima carga	1573 N=160.5 <i>kg</i>

La (Figura 3.11) se muestra el factor de seguridad y en la (Figura 3.12) la máxima carga soportada por la celda de carga.

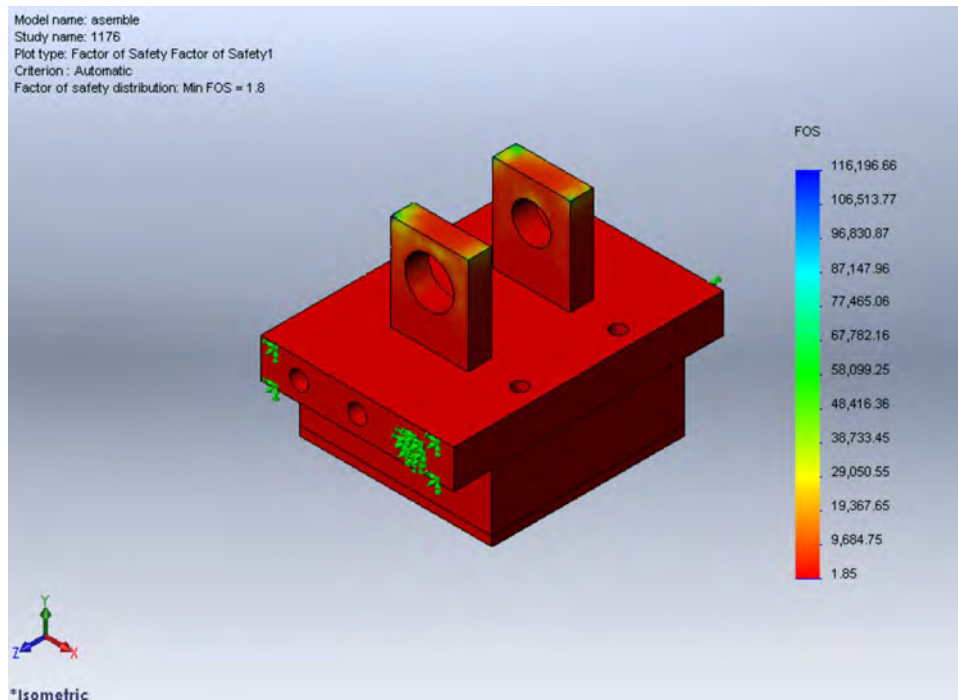


Figura 3.11 Factor de seguridad evaluado con 120 *kg*.

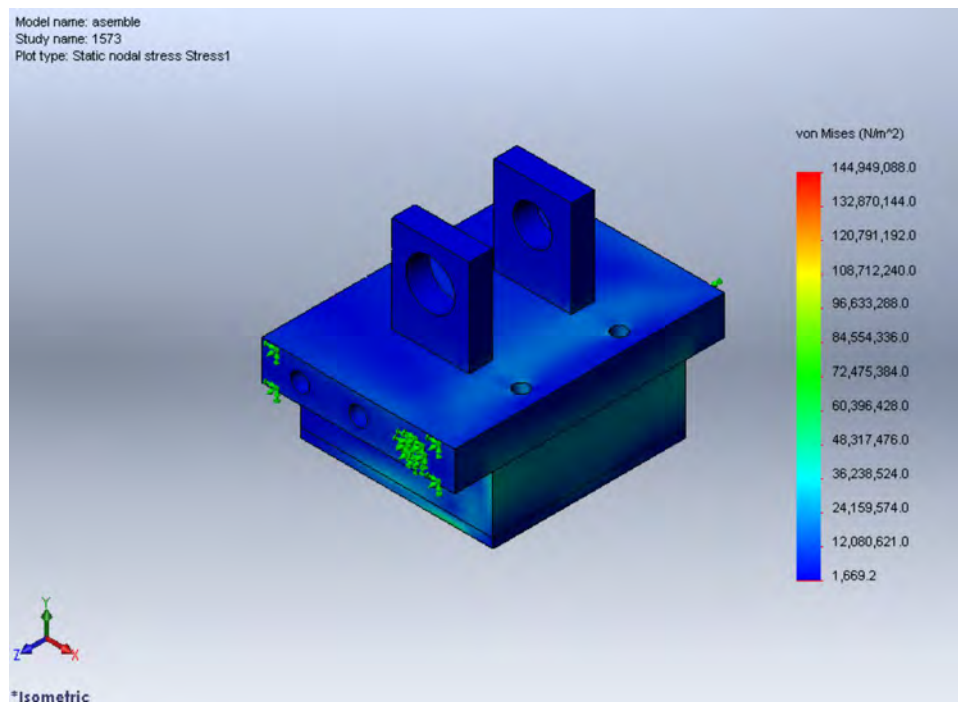


Figura 3.12 Máxima carga soportada 1573 N=160.5 *kg*. Valor obtenido con respecto al esfuerzo de cedencia del aluminio que es de 145 000 000 N/m²

En la (Figura 3.13) muestra el comportamiento de la celda de carga, en azul se muestra el comportamiento de compresión y en rojo el comportamiento de tensión del material, y es en esta zona donde se colocaran las galgas extensométricas para la medición.

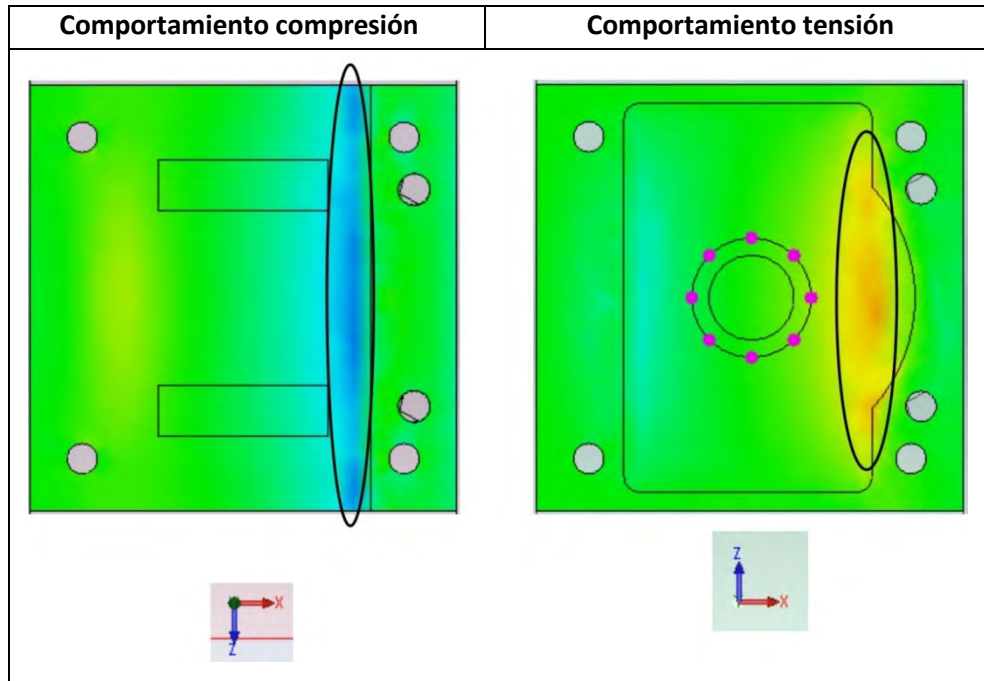


Figura 3.13 Comportamiento en compresión y tensión en la celda de carga.

Calibración del puente de Wheatstone

Para calibrar el puente de Wheatstone a cero volts se utilizará un arreglo de potenciómetro P_c en paralelo con la alimentación del puente de Wheatstone y una resistencia R_c , los valores de P_c y R_c dependen de las resistencias del puente, en este caso las resistencias son de 120Ω , por lo que los valores recomendados son $1 k\Omega$ y $10 k\Omega$ para el P_c y R_c respectivamente, (Figura 3.14) (38).

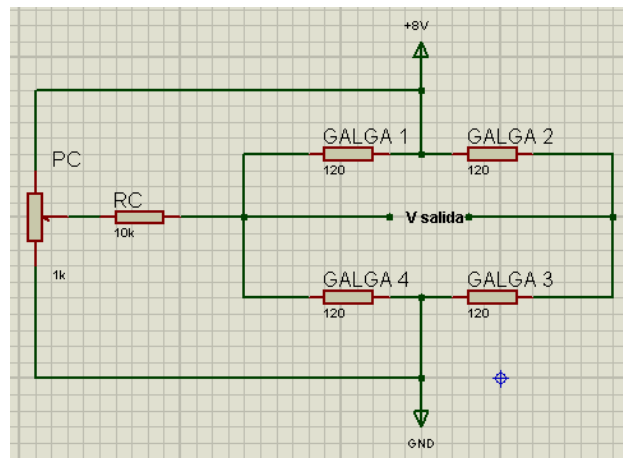


Figura 3.14 Calibración para el puente de Wheatstone.

Amplificación

La señal obtenida por la celda de carga tiene un rango de 3.4 a 4000 μV , la señal requerida para el microcontrolador va a cambiar de 0 a 5 V. Para calcular la ganancia, se utiliza un rango de voltaje en los electrodos de 0 a 4000 μV , para tener un rango adecuado de medición.

$$G = \frac{(5 - 0)v}{(4000 - 0)\mu V} = 1,250$$

Para la amplificación de la señal del puente de Wheatstone se ocupará el amplificador AD620 con una ganancia de 1000, por lo que se requiere dos etapas de amplificación para lograr la ganancia de 1250, la primera etapa de amplificación tendrá una ganancia de 125, utilizando la ecuación (2.11) se calculará la resistencia de ganancia:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1} = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{125 - 1} = 398.39 \Omega \approx 390 \Omega$$

La segunda etapa de amplificación tendrá una ganancia de amplificación de 10, por lo cual su resistencia de ganancia será:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1} = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{10 - 1} = 5.48 \text{ k}\Omega \approx 5.6 \text{ k}\Omega$$

En la (Figura 3.15) se muestra ambas etapas de amplificación.

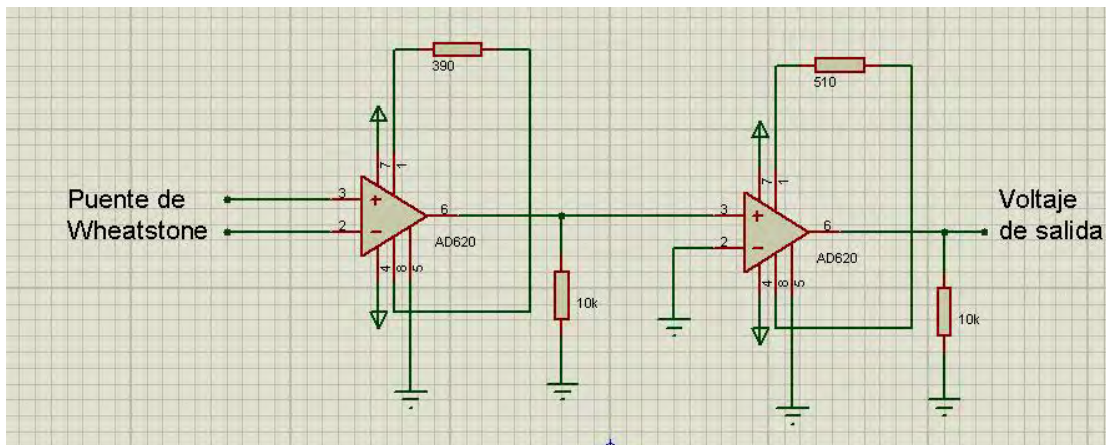


Figura 3.15 Etapa de amplificación para el puente de Wheatstone.

Filtrado

Se empleará un filtro pasa bajas de segundo orden con corte de 10 Hz, esta frecuencia se fijó experimentalmente con el filtro digital de LabVIEW y para su construcción se

seguirán los pasos antes expuestos en la página 51. La (Figura 3.16) y (Figura 3.17) muestra el filtro y la respuesta de frecuencia del filtro respectivamente.

- 1) $f_c = 10 \text{ Hz}$
- 2) $C_1 = 2.2 \mu\text{F}$
- 3) $C_2 = 2C_1 \approx 4.7 \mu\text{F}$
- 4) $R = \frac{0.707}{2\pi f_c C_1} = 5114 \approx 5.6 \text{ k}\Omega$
- 5) $R_f = 2R = 10 \text{ k}\Omega$

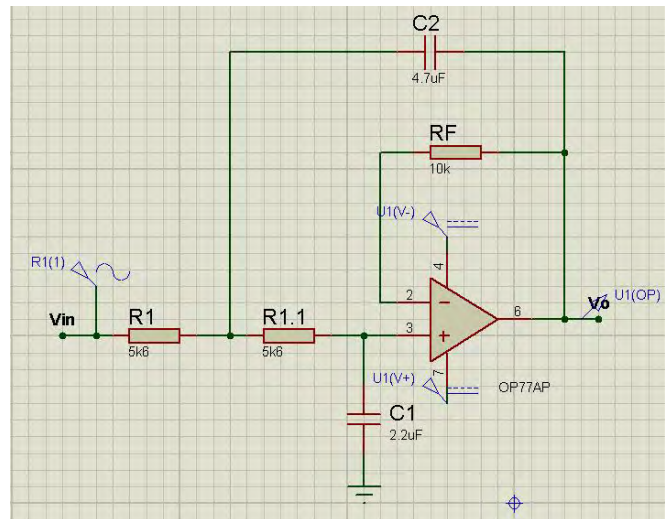


Figura 3.16 Filtro pasa bajas de 2° orden Butterworth para la señal de las galgas extensométricas.

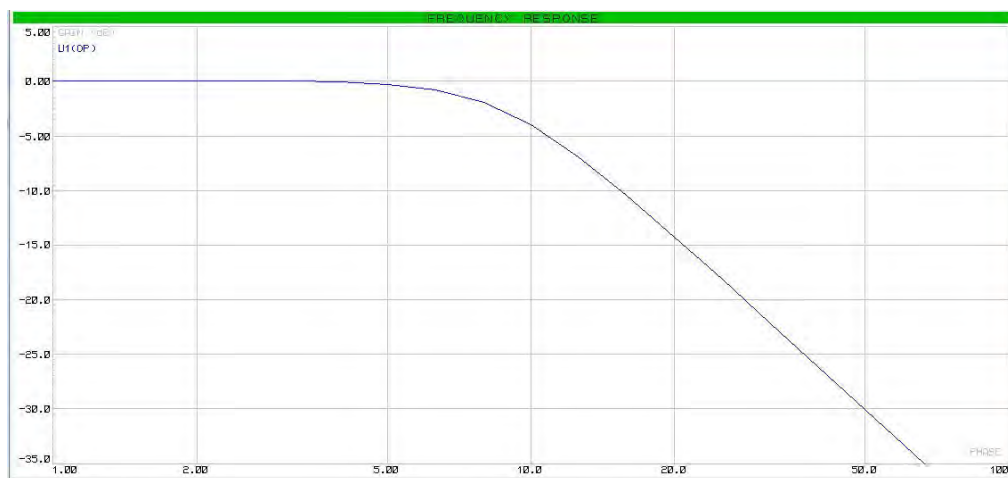


Figura 3.17 Respuesta de frecuencia del filtro pasa bajas.

Adicionalmente se ha colocado un diodo zener en la salida como protección, su corte es de 5 V.

Adquisición y procesamiento de la señal

TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Las conexiones para las galgas extensométricas en la tarjeta de adquisición de datos se muestran en la (Figura 3.18).

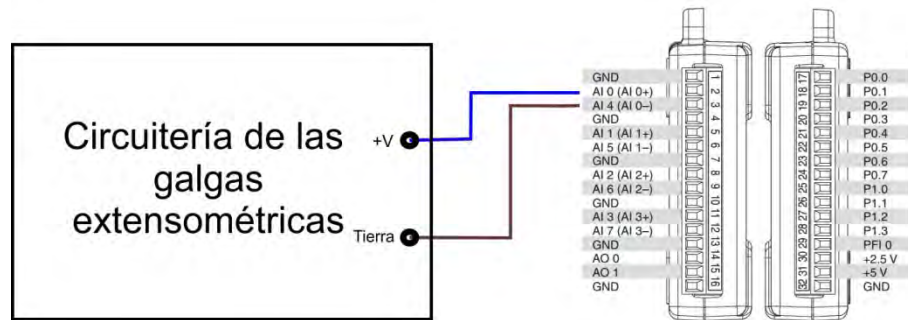


Figura 3.18 Conexión de la circuitería de las galgas extensométricas en la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009.

La configuración de la tarjeta de adquisición en LabVIEW se muestra en la (Figura 3.19), el rango de voltajes es de 0 a 5 V y se ocupará una configuración de terminales de modo diferencial.

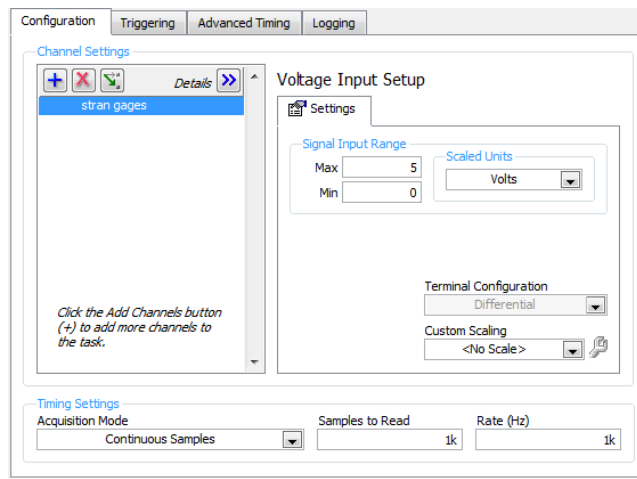


Figura 3.19 Configuración de la tarjeta de adquisición de datos en LabVIEW para el puente de Wheatstone.

LABVIEW

Se creará un programa muy sencillo para obtener las microdeformaciones a partir de la ecuación (2.10).

$$\varepsilon = \frac{V_o}{VK} \quad (3.13)$$

Posteriormente se obtendrá experimentalmente la relación de la fuerza aplicada en la celda de carga con las microdeformaciones, cuyos resultados se presentan en la sección pruebas y resultados galgas extensométricas página 82. La (Figura 3.20) muestra el programa en LabVIEW para las galgas extensométricas.

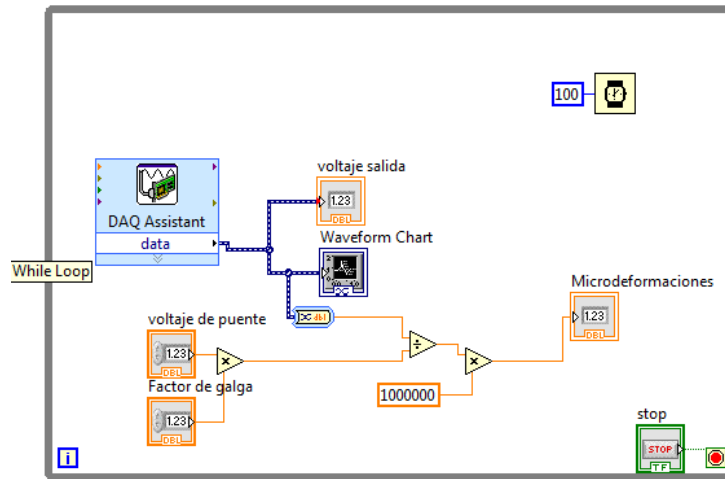


Figura 3.20 Programación de la ecuación (3.13) en LabVIEW para obtener las microdeformaciones de la celda de carga.

3.3 ELECTRODOS

Montaje

La colocación de los electrodos superficiales ya está bien estudiada, y se han identificado los músculos, la posición de los electrodos y que actividades desempeñan, en el libro Cram's introduction to Surface electromyography (55) el cual se usará para la selección del montaje. Pero antes se debe definir ¿qué tipo de señal se requiere?, el microcontrolador requiere una señal mioeléctrica para realizar su función, esta función es la de modificar la cadencia del usuario para hacer su cadencia lo más natural posible, lo que significa en el caso de personas con amputación transfemoral una cadencia lo más simétrica posible. Siendo este el caso, solo existe un lugar para colocar el electrodo con estas condiciones, es la zona dorsal lumbar (ancho) (Figura 2.21). La señal EMG muestra el aspecto izquierdo y derecho del dorsal lumbar durante la transición de sentarse y pararse, la flexión y extensión de tronco, y la marcha. Mostrando simetría en varias actividades (Figura 2.22). Los músculos que generan la señal EMG son músculo erector de la columna, músculo dorsal ancho y músculo cuadrado lumbar.

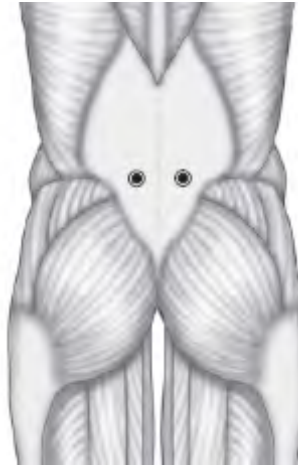


Figura 2.21 Colocación del electrodo para la zona dorsal lumbar. (55)

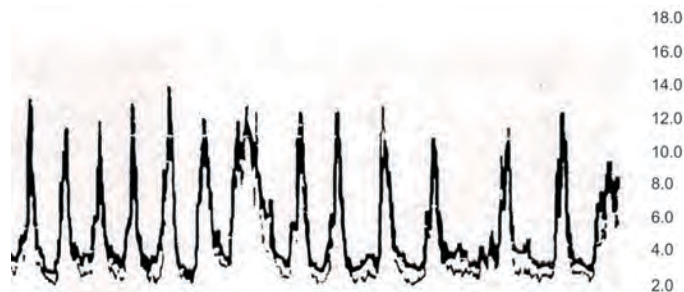


Figura 2.22 Registro de electromiografía superficial de los aspectos izquierdo y derecho de la zona dorsal lumbar con 14 repeticiones durante la marcha. (55)

Amplificación

Para la selección del amplificador de la señal *EMG* se usará la recomendaciones de *ISEK* (International Society of Electrophysiological Kinesiology) (45) para las especificaciones mínimas de un amplificador de *EMG* superficial (Tabla 3.4).

Tabla 3.4 Recomendaciones de ISEK para las especificaciones mínimas de un amplificador de EMG superficial.

Variables	Especificaciones mínimas
Impedancia de entrada	$>10^{10} \Omega$ en DC
Ganancia del amplificador	200-100,000 $\pm 10\%$ en incrementos discretos
No linealidad de la ganancia	$\leq \pm 2.5\%$
CMRR	$>90 \text{ dB}$
Frecuencia	1-3000 <i>Hz</i>
Entrada de corriente de polarización	$<50 \text{ nA}$ ($50 \times 10^{-9} \text{ A}$)
Aislamiento	$\leq 1 \mu\text{A}$
Ruido	$<5 \mu\text{VRMS}$

El amplificador de instrumentación AD620 Analog Devices cumple estos requerimientos, sus características se comparan con los requerimientos mínimos del amplificador para señales *EMG* en la (Tabla 3.5).

Tabla 3.5 Especificaciones del amplificador de instrumentación AD620.

Variables	Especificaciones AD620	Especificaciones mínimas
Impedancia de entrada	$10^{10} \Omega$ o $10 G\Omega$	$>10^{10} \Omega$ en DC
Ganancia del amplificador	1-1,000 $\pm 0.40\%$	200-100,000 $\pm 10\%$ en incrementos discretos
No linealidad de la ganancia	10 ppm o 0.000001%	$\leq \pm 2.5\%$
CMRR	90 dB mínimo @ G=1	>90 dB
Frecuencia	12 kHz mínimo @ G=1000	1-3000 Hz
Entrada de corriente de polarización	0.5 nA	<50 nA (50×10^{-9} A)
Aislamiento	$\leq 1 \mu A$	$\leq 1 \mu A$
Ruido	0.28 μV pico a pico	$<5 \mu V$ RMS

La señal obtenida por los electrodos se espera desde $4 \mu V$ a $6 \mu V$ al caminar, la señal requerida para el microcontrolador va a cambiar de 0 a 5 V. Para calcular la ganancia, se utiliza un rango de voltaje en los electrodos de 0 a $10 \mu V$, para tener un rango más amplio de medición.

$$G = \frac{(5 - 0)v}{(10 - 0)\mu V} = 500\ 000$$

Lo que significa una amplificación con ganancia de 500 000, esto no es posible con un solo amplificador, por esta causa se usarán dos etapas de amplificación.

En la primer etapa la ganancia del preamplificador se debe calcular la resistencia de ganancia R_G .

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} = \frac{49.4k\Omega}{1000 - 1} = 49.99\Omega \approx 50\Omega$$

Se utiliza una resistencia de 50Ω para armar el circuito preamplificador como se muestra e la (Figura 3.23).

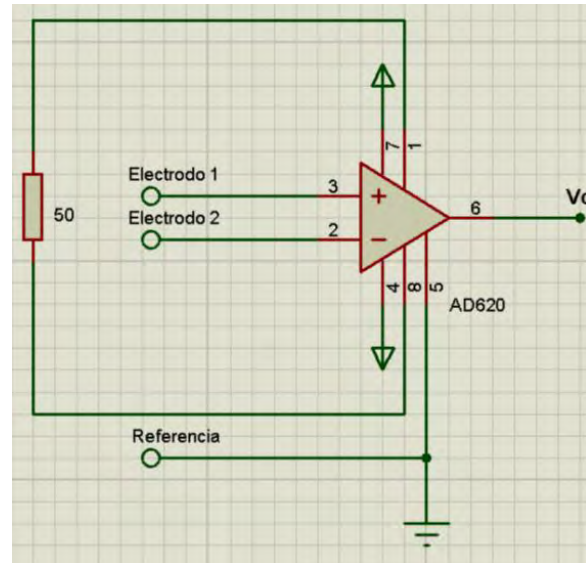


Figura 3.23 Circuito preamplificador construido en proteus.

Para obtener la ganancia de 500 del amplificador EMG se calcula la R_G .

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} = \frac{49.4k\Omega}{500 - 1} = 989.99\Omega \approx 1K\Omega$$

El circuito del amplificador de EMG se muestra en la (Figura 3.24).

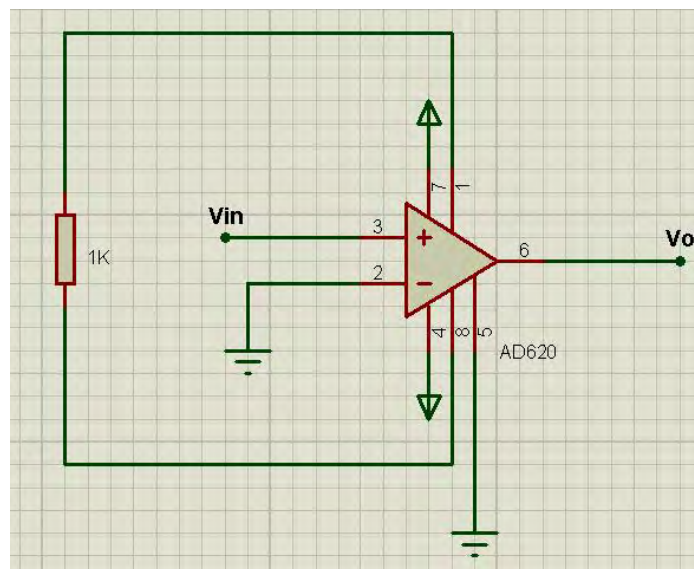


Figura 3.24 Circuito amplificador EMG construido con proteus.

Valor RMS

La conexión del circuito integrado AD536A se muestra en la (Figura 3.25).

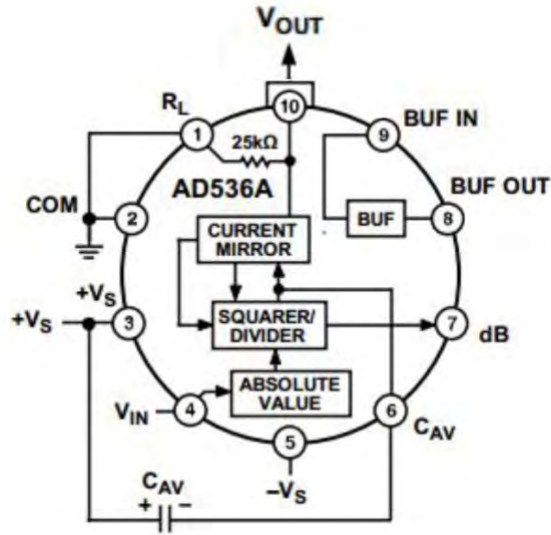


Figura 3.25 Conexiones de convertidor RMS AD536A. (56)

La capacitancia C_{AV} determina el error a bajas frecuencias, la (Figura 3.26) muestra la gráfica error según la capacitancia y la frecuencia de la señal, así que para obtener un error de 0.1% con una frecuencia de 300 Hz se requiere una capacitancia superior a 10 μF , por lo que se usará una capacitancia de 22 μF .

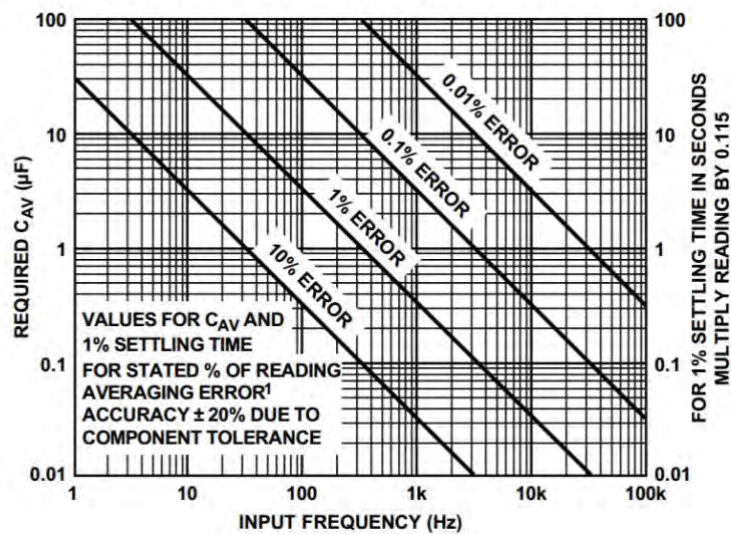


Figura 3.26 Gráfica de error según la capacitancia y la frecuencia de la señal. (56)

Filtrado

El siguiente paso es el diseño de los filtros para la señal EMG. La frecuencia de la señal EMG está dentro los 300 Hz , un filtro pasa bajas a 300 Hz anula el ruido por tejido en el sitio del electrodo.

Se ha elegido utilizar filtros Butterworth debido a que sus pérdidas de ganancia son casi nulas, el diseño es filtro pasa bajas Butterworth de 2° orden, basados en la metodología que ya se estableció en la sección filtros Butterworth página 51, (Figura 3.27). La (Figura 3.28) muestra la respuesta del filtro.

- 1) Definir la frecuencia de corte inferior. $F_1=300\text{ Hz}$.
- 2) Definir la capacitancia. $C_1=0.1\ \mu F$.
- 3) Definir $C_2=2C_1=0.22\ \mu F$.
- 4) Calcular la resistencia. $R = \frac{0.707}{6.28f_1C_1} = \frac{0.707}{6.28(300)(0.1 \times 10^{-6})} = 3752\ \Omega \approx 3.9\text{ k}\Omega$.
- 5) Haga: $R_f = 2R \approx 8.2\text{ k}\Omega$.

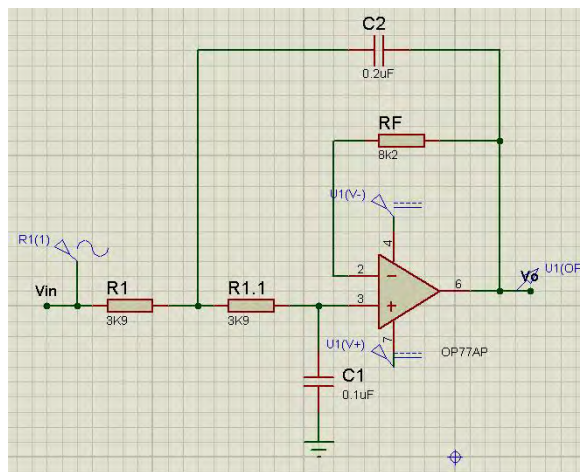


Figura 3.27 Filtro pasa bajas de 2° orden Butterworth para la señal EMG.

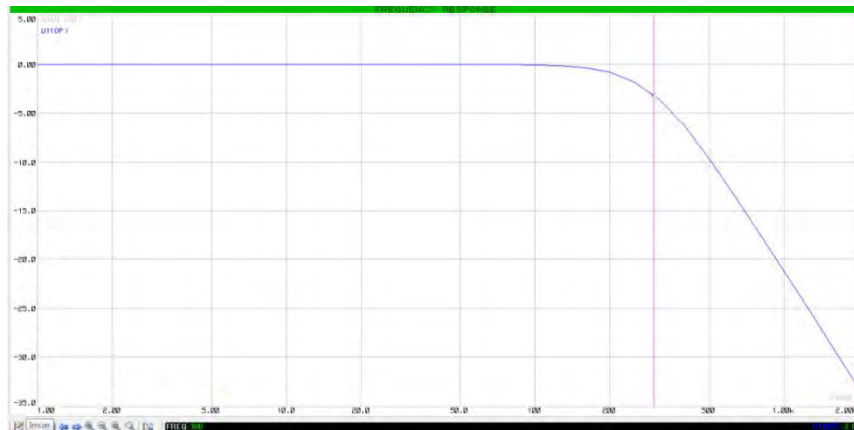


Figura 3.28 Respuesta de frecuencia del filtro pasa bajas.

Adquisición y procesamiento de la señal

TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS Y LABVIEW

Las conexiones para las galgas extensométricas en la tarjeta de adquisición de datos se muestran en la (Figura 3.29).

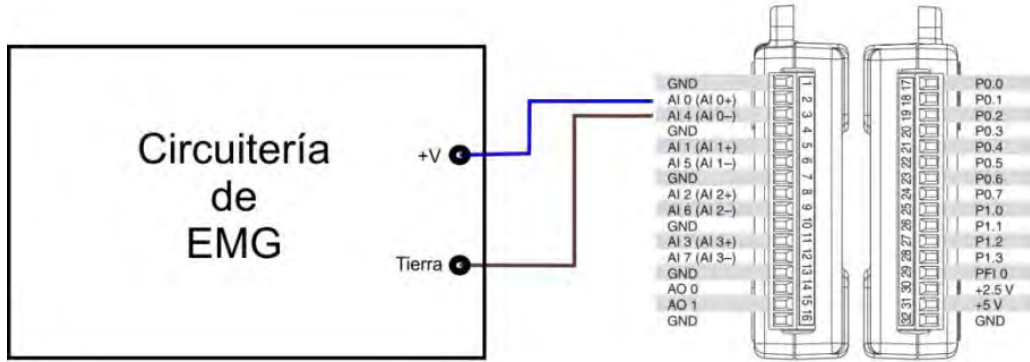


Figura 3.29 Conexión de la circuitería de EMG en la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009. (50)

La configuración de la tarjeta de adquisición de datos se muestra en la (Figura 3.30), con un rango de voltaje de 0 a 5 V y una configuración de terminales en modo diferencial. La programación grafica para la señal EMG en LabVIEW se muestra en la (Figura 3.31).

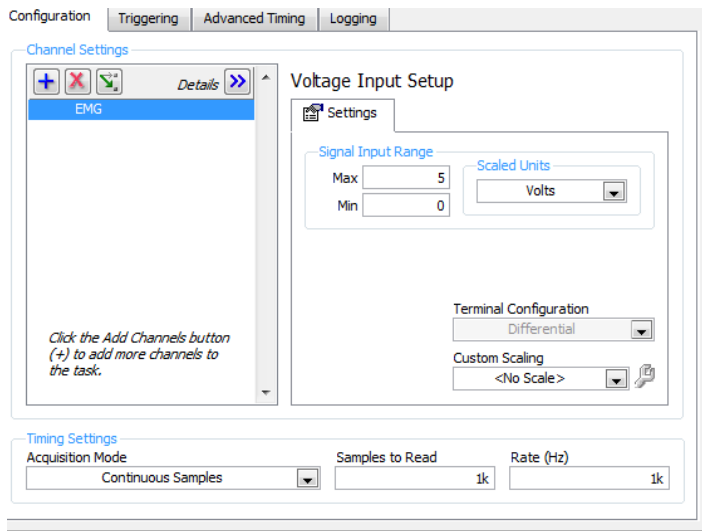


Figura 3.30 Configuración de la tarjeta de adquisición de datos en LabVIEW para la señal de EMG.

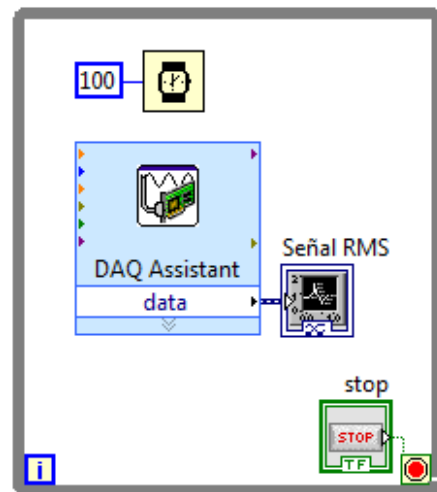


Figura 3.31 Programa para la señal EMG en LabVIEW.

CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 ACELERÓMETROS

Para las pruebas con los acelerómetros se ha construido un modelo de bisagra en el cual se han montado los acelerómetros con la misma posición que tendrán en la rodilla CDMIT, adicionalmente se ha colocado un transportador para verificar el ángulo medido por los acelerómetros (Figura 4.1).

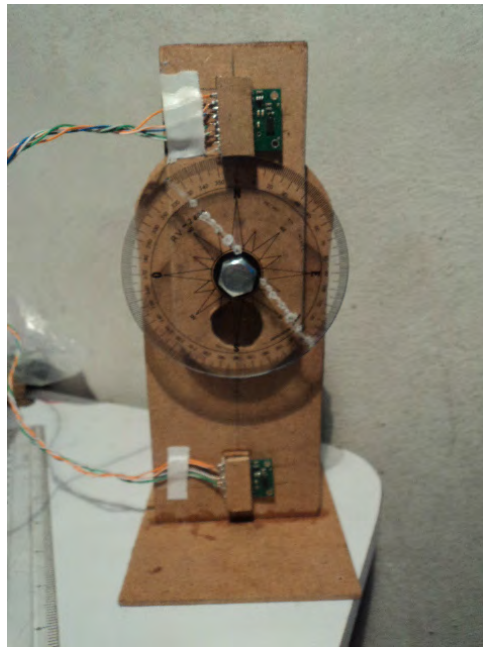


Figura 4.1 Prototipo para medición de ángulos

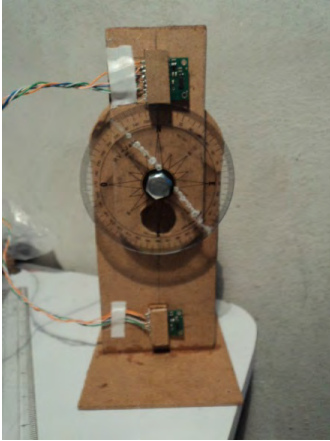
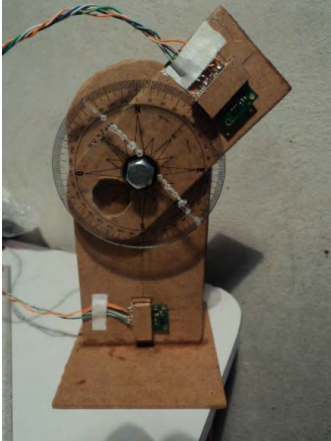
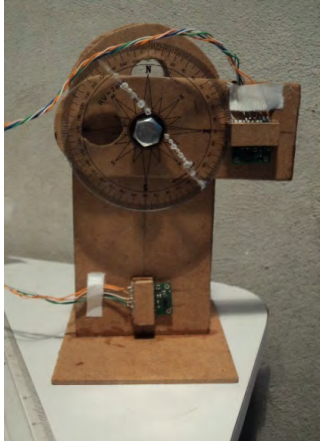
Una vez montados los acelerómetros se deben calibrar, en el panel frontal de LabVIEW se pueden ver los indicadores de las señales de entrada, las cifras que aparecen en los indicadores deben colocarse en los controladores de offset, esto llevará las señales a cero (Figura 4.2).

ax0	ay0	az0	bx0	by0	bz0
2.765	1.26	1.441	2.269	1.665	1.4
offset X1	offset Y1	offset Z1	offset X2	offset Y2	offset Z2
2.7	1.2	1.4	2.2	1.6	1.4

Figura 4.2 Calibración de los acelerómetros.

Se realizaron pruebas con los acelerómetros que arrojaron los resultados mostrados en la (Tabla 4.6).

Tabla 4.6 Resultados de la pruebas con acelerómetros.

<p>Posición</p>			
<p>Ángulo real</p>	<p>0°</p>	<p>45°</p>	<p>90°</p>
<p>Ángulo medido</p>	<p>7 y 12°</p>	<p>42 y 49°</p>	<p>79 y 88°</p>

Los resultados tienen variaciones significativas debido a que contienen gran cantidad de ruido, y en los casos de 0 y 90° el indicador del ángulo no puede llegar a ellos por el mismo ruido, pero además por la naturaleza de la función coseno, la cual como se muestra en (Tabla 4.7) para llegar a 0 y 90° se debe conseguir que los dos acelerómetros lleguen a uno y cero respectivamente, pero es ahí, en los extremos, donde se agudiza este problema, en el estudio presentado por Williamson y Andrews (57) obtienen resultados similares con un acelerómetro al obtener el ángulo.

Para obtener las señales de velocidad del usuario y la velocidad vertical se requiere integrar la señal de un acelerómetro según sus ejes X y Y, además de la realización de un programa más completo para obtención del ángulo con dos acelerómetros, la programación de dichas acciones está fuera del alcance del presente trabajo, siendo esta programación un posible tema para trabajo a futuro en el desarrollo de la rodilla CDMIT, cabe aclarar que se plantea una solución para obtener indirectamente las señales antes mencionadas.

Tabla 4.7 Valores de la función coseno. Sombreado los ángulos que requieren menor cambio de valor para lograr un cambio en los grados.

Ángulo	Coseno				
0°	1,000	30°	0,866	61°	0,485
1°	1,000	31°	0,857	62°	0,470
2°	0,999	32°	0,848	63°	0,454
3°	0,999	33°	0,839	64°	0,438
4°	0,998	34°	0,829	65°	0,423
5°	0,996	35°	0,819	66°	0,407
6°	0,995	36°	0,809	67°	0,391
7°	0,993	37°	0,799	68°	0,375
8°	0,990	38°	0,788	69°	0,358
9°	0,988	39°	0,777	70°	0,342
10	0,985	40°	0,766	71°	0,326
11°	0,982	41°	0,755	72°	0,309
12°	0,978	42°	0,743	73°	0,292
13°	0,974	43°	0,731	74°	0,276
14°	0,970	44°	0,719	75°	0,259
15°	0,966	45°	0,707	76°	0,242
16°	0,961	46°	0,695	77°	0,225
17°	0,956	47°	0,682	78°	0,208
18°	0,951	48°	0,669	79°	0,191
19°	0,946	49°	0,656	80°	0,174
20°	0,940	50°	0,643	81°	0,156
21°	0,934	51°	0,629	82°	0,139
22°	0,927	52°	0,616	83°	0,122
23°	0,921	53°	0,602	84°	0,105
24°	0,914	54°	0,588	85°	0,087
25°	0,906	55°	0,574	86°	0,070
26°	0,899	56°	0,559	87°	0,052
27°	0,891	57°	0,545	88°	0,035
28°	0,883	58°	0,530	89°	0,018
29°	0,875	59°	0,515	90°	0,000
		60°	0,500		

4.2 GALGAS EXTENSOMÉTRICAS

La celda de carga se ha construido de aluminio en fresa tradicional y el puente de Wheatstone se ha colocado en el laboratorio de mecánica aplicada del Centro Tecnológico Aragón de la Facultad de Estudios Superiores Aragón, gracias a la colaboración del Dr. Jacinto Cortes Pérez, la (Figura 4.3) muestra la celda de carga con las galgas extensométricas en configuración de puente completo.

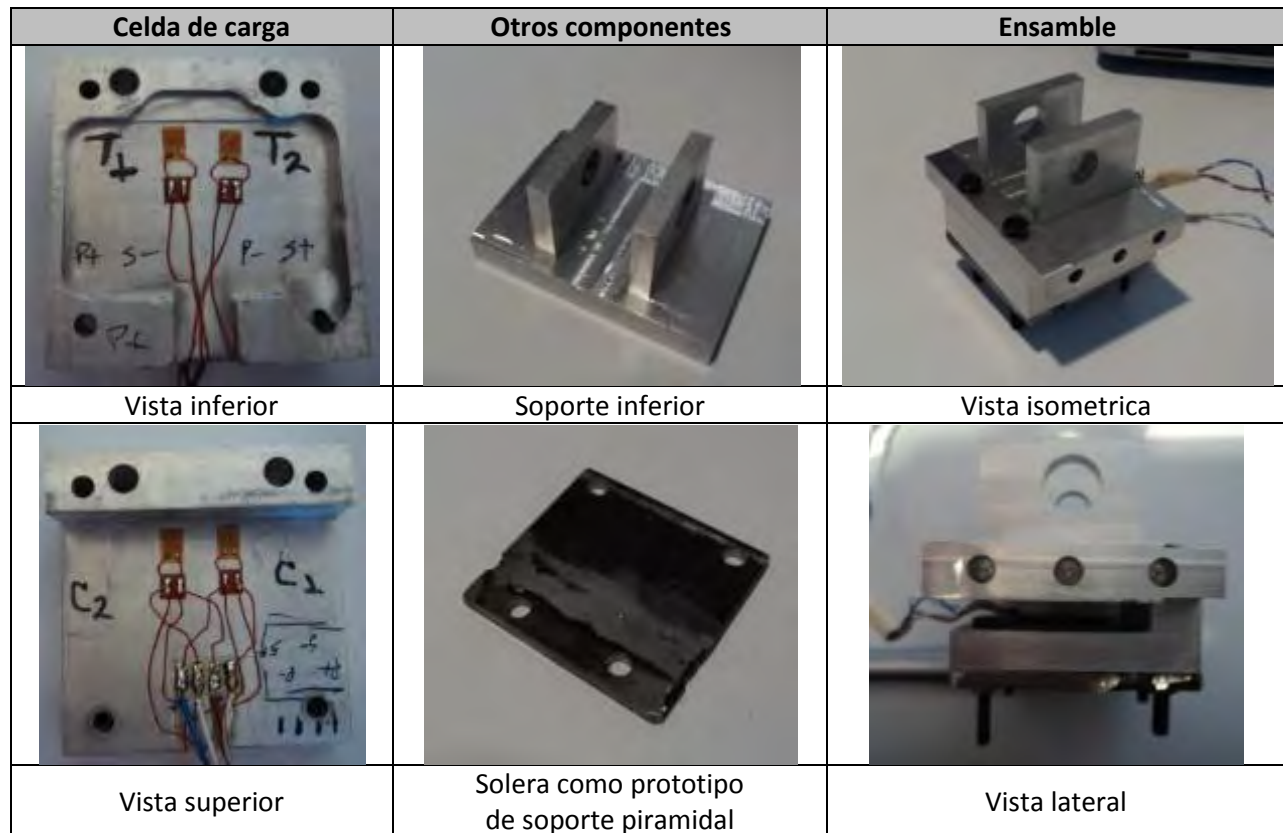


Figura 4.3 Construcción del ensamblaje para la instrumentación de galgas extensométricas.

La primera prueba de la celda de carga se realizó con el indicador de deformaciones P3 de Micro-Measurement (Figura 4.4), la segunda prueba se realizó con el sistema de instrumentación propuesto y se compararon los resultados para verificarlos. Para la prueba se usaron varios pesos: 10 de 2 N y 5 pesos de 5 N , que se montaron gradualmente para construir la relación del peso contra deformación, para la colocación de los pesos se colocó una base de madera y dos bases metálicas cuyo peso conjunto es de 3.79 N (Figura 4.5).



Figura 4.4 Conexión del indicador de microdeformaciones P3 de Micro-Measurement

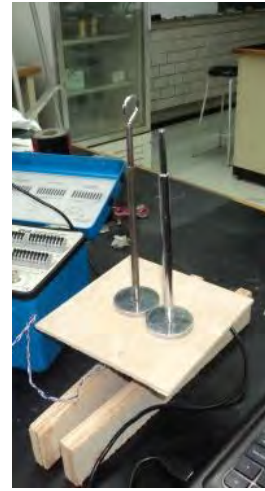


Figura 4.5 Soportes para montar pesos en la celda de carga.

Primer prueba: Indicador de deformaciones P3

El indicador de deformaciones P3 proporciona las microdeformaciones directamente (Tabla 4.8).

Tabla 4.8 Primera prueba indicador de deformación P3.

Pesos (N)	Deformaciones ($\mu m/m$)
3.79	0
5.79	0
7.79	1
9.79	1
11.79	1
13.79	2
15.79	2
17.79	2
19.79	3
21.79	3
23.79	3
28.79	4
33.79	5
38.79	6
43.79	7
48.79	8

Suponiendo que las deformaciones se comportan de manera lineal se puede extrapolar el resultado para calcular las microdeformaciones que se producirán con 120 kg , con el resultado de 48.79 N provocando $8 \mu\epsilon$.

$$X = \frac{120 \text{ kg}}{48.79 \text{ N}/9.81 \text{ m/s}^2} \times 8\mu\epsilon = 192\mu\epsilon$$

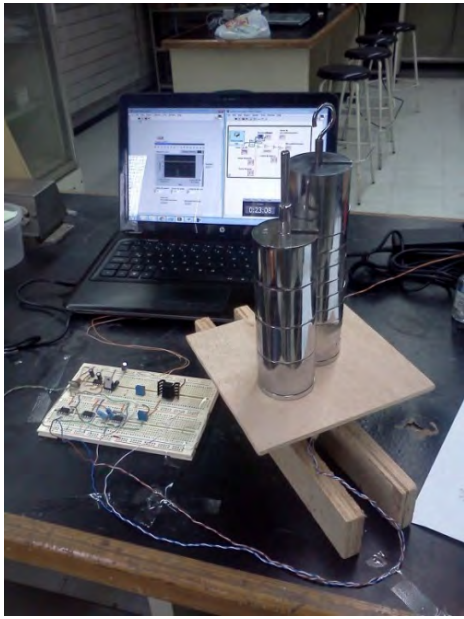
Se obtuvo un resultado similar a lo que se esperaba por la simulación con elemento finito en SolidWorks que fue 240 $\mu\epsilon$ para 120 kg , teniendo en cuenta que los resultados de la simulación en SolidWorks muestran resultados puntuales y las galgas tienen resultados sobre un área.

Segunda prueba: Sistema de Instrumentación

Esta segunda prueba tuvo dificultad al momento de obtener las deformaciones, ya que el programa para la obtención de microdeformaciones difería de las obtenidas por el indicador de deformaciones P3, por lo que sólo se presenta el voltaje obtenido de la celda de carga (Tabla 4.9).

Tabla 4.9 Segunda prueba de sistema de instrumentación.

Pesos (N)	Volts
3.79	0.048
5.79	0.057
7.79	0.064
9.79	0.072
11.79	0.08
13.79	0.192
15.79	0.11
17.79	0.12
19.79	0.145
21.79	0.158
23.79	0.163
28.79	0.28
33.79	0.375
38.79	0.4
43.79	0.511
48.79	0.64



Calibración de la celda de carga

Al observar el voltaje obtenido de la celda de carga se puede observar que el voltaje no tuvo la amplificación adecuada. A partir de estos resultados se decidió caracterizar la celda de carga de forma práctica, la cual fue calibrada por el método de calibración a cero y de la sensibilidad, como se muestra en la página 28:

1. Se llevó la salida de voltaje a 0 V.
2. Se aplicó sobre la celda de carga 1.2 kN, aproximadamente 120 kg.
3. Se modificó la ganancia del primer amplificador por medio de un trimpot en lugar de su resistencia de ganancia para obtener una salida de voltaje de 5 V. Para mejorar la precisión de la calibración, se ha cambiado la resistencia de ganancia del segundo amplificador a 1.8 k Ω , lo que permite un ajuste fino para la primera etapa de amplificación.
4. Se retiró la carga
5. Se obtuvo una ligera desviación, por lo que se repitieron los pasos 1, 2, 3 y 4, con lo que se obtuvo un regreso a 0 V.
6. Se aplicó nuevamente la carga y descarga, con lo que se obtuvo una subida a 5 V y una bajada a 0 V respectivamente, con lo que se dio por concluida la calibración.

La (Figura 4.6) muestra el comportamiento de la señal de la celda de carga, cuando fue calibrada y caracterizada.

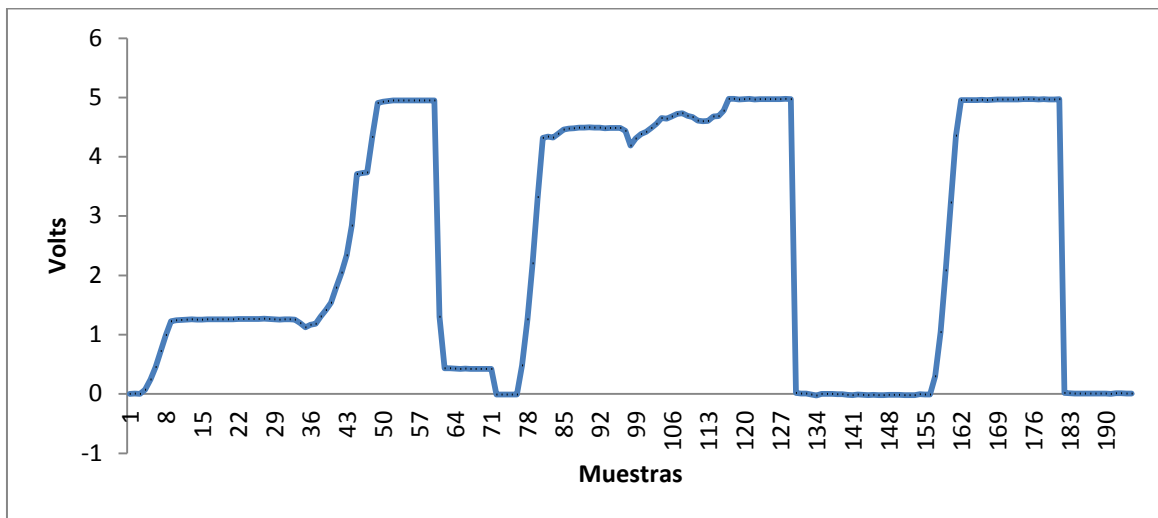


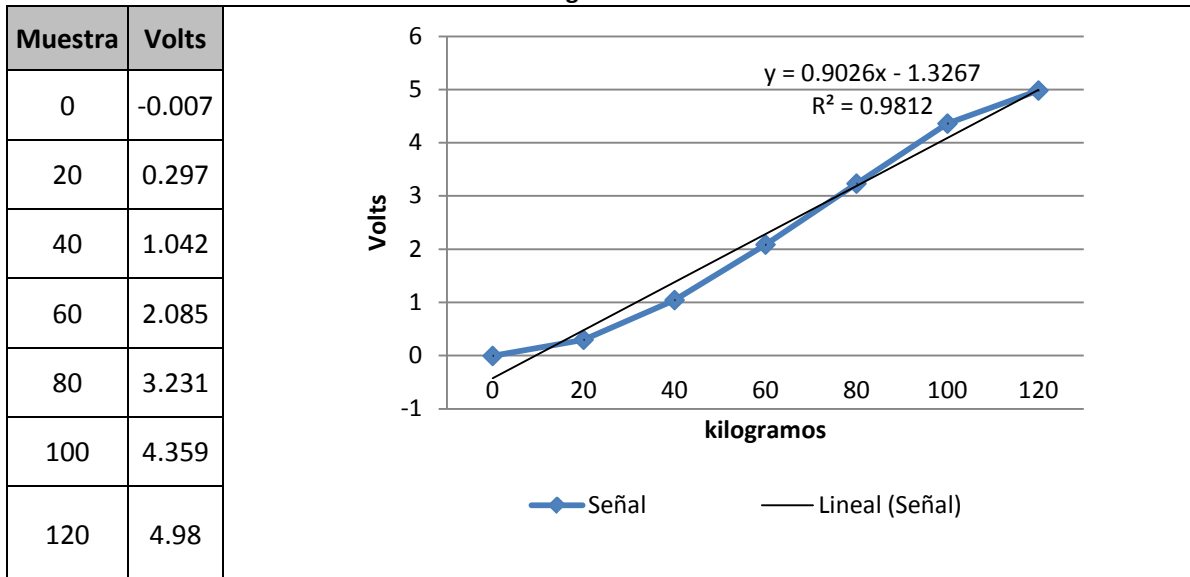
Figura 4.6 Gráfica del comportamiento de la señal de la celda de carga al ser calibrada.



Figura 4.7 Calibración de la celda de carga en la máquina de ensayos Instron.

En la (Tabla 4.10) se muestra la gráfica de la señal con una línea de tendencia lineal, su ecuación y su correlación media cuadrática, demostrando que la calidad de la señal es adecuada para el microcontrolador.

Tabla 4.10 Grafica de calibración de la celda de carga.



- *Campo de medida:* 0 a 120 *kg*.
- *Alcance, fondo de escala:* 120 *kg*.
- *Salida de fondo de escala:* 5 *V*.
- *Sensibilidad:* 0.9026
- *No linealidad:* 0.9812

Los valores de las resistencias para los amplificadores fueron, para el primer amplificador, una resistencia de 540 Ω con una ganancia de 92.5 y la segunda etapa de amplificación tiene una resistencia de 1790 Ω con una ganancia de 28.5; la ganancia conjunta de ambas etapas de amplificación es 2636.

4.3 ELECTRODOS

La colocación de los electrodos en el usuario se muestra en la (Figura 4.8).



Figura 4.8 Colocación de los electrodos.

En las primeras pruebas de la señal EMG se pudo observar que la señal EMG saturaba el diodo zener a 5 *V*, al revisar el voltaje de los electrodos se encontró que la señal era de 60 *mV* a 70 *mV* y no el rango esperado 4 μV a 6 μV , lo que obligó a retirar un amplificador y colocar una resistencia variable del tipo trimpot de 10 *k Ω* en lugar de la resistencia de ganancia para el amplificador restante, lo que ayudará al ajuste de la señal EMG.

El panel frontal del programa de LabVIEW para los electrodos se observa en la (Figura 4.9).



Figura 4.9 Panel frontal del programa en LabVIEW para los electrodos de EMG. El eje horizontal representa el tiempo, mostrando cinco segundos en total.

En las primeras pruebas la señal EMG se ajustó la señal a un volt con una resistencia de ganancia alrededor de $3.5 k\Omega$, posteriormente el usuario de los electrodos realizó flexión de miembro inferior como se muestra en la (Figura 4.10), obteniendo la señal que se observa en la (Figura 4.11).



Figura 4.10 Flexión de miembro inferior para la primera prueba.

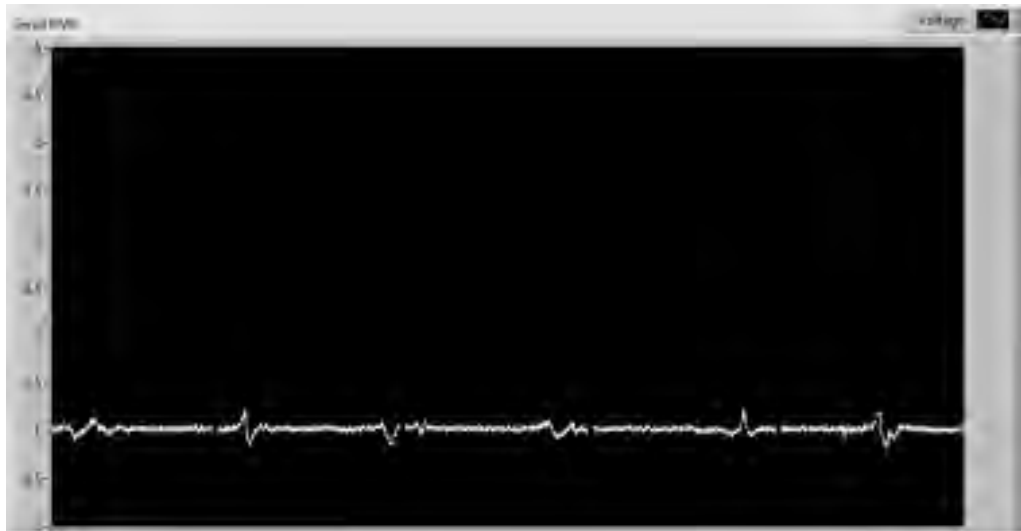


Figura 4.11 Señal EMG a 1V para la flexión de pierna.

Se ajustó entonces la señal alrededor de tres volts con una resistencia de ganancia de $1.2\text{ k}\Omega$ (Figura 4.12), logrando así que los picos de la señal EMG pasaran de 200 a 500 mV en la segunda, con esto se comprueba que la elección del trimpot para manejar de ganancia de amplificación fue correcta, ya que se podrá elevar la señal EMG de cualquier persona a niveles que sea más distinguibles para el sistema controlador.



Figura 4.12 Señal EMG a V para la flexión de pierna.

Para la segunda prueba el usuario caminó en una caminadora, obtenido los resultados que se muestran en la (Figura 4.13), comparando la señal esperada se observa que la señal obtenida tiene la simetría esperada aunque aún posee ruido, la señal obtenida demuestra que está relacionada con la marcha y que posee la simetría necesaria para ser usada en el controlador difuso.

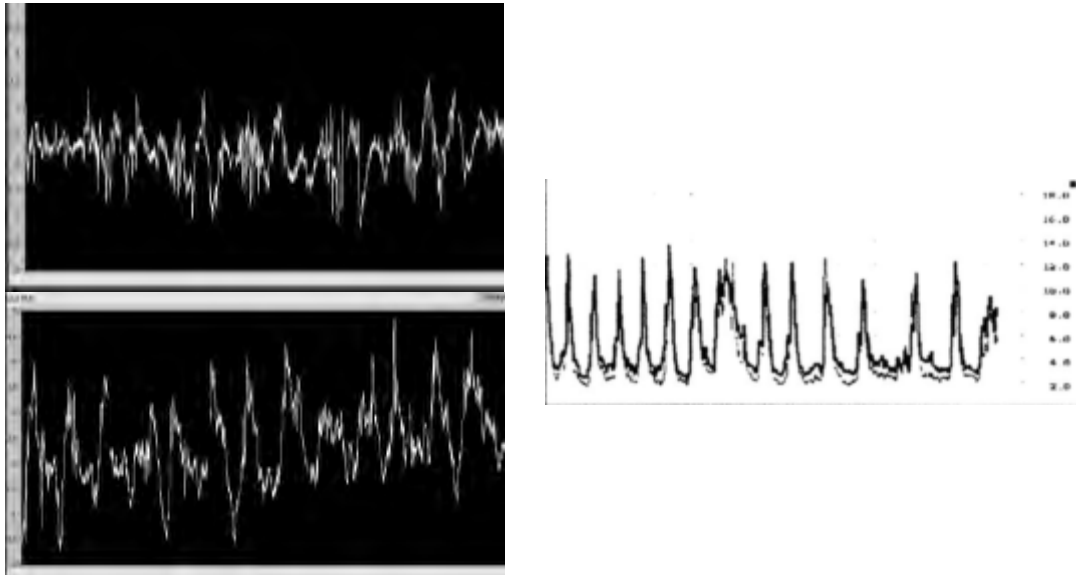


Figura 4.13 Comparación de señal EMG en marcha para caminar (derecha superior), trotar (derecha inferior) y esperada (izquierda). Cada pico de la señal representa la simetría del músculo dorsal lumbar asociada al caminar.

La etapa de amplificación solamente estará compuesta por un amplificador y su configuración es la mostrada en la (Figura 4.14).

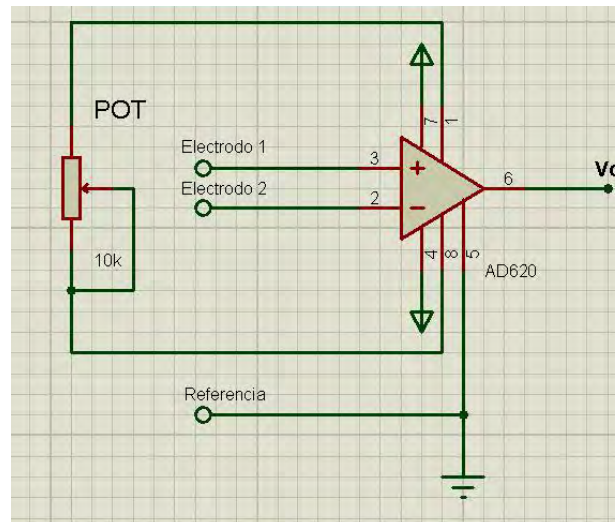


Figura 4.14 Etapa de amplificación final.

4.4 RETROSPECTIVA DE ESPECIFICACIONES

- 1) SEÑAL DEL ÁNGULO DE FLEXO-EXTENSIÓN
- 2) SEÑAL DE LA VELOCIDAD VERTICAL
- 3) SEÑAL DE LA VELOCIDAD DEL USUARIO

El valor obtenido para estas señales fue proporcionado por los acelerómetros y se encuentran dentro del rango de valor marginal.

Tabla 4.11 Comparación de los valores de las señales del ángulo de flexo-extensión y las velocidades vertical y horizontal.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	1.65 a 3	V

- 4) SEÑAL DE LA FUERZA EJERCIDA EN LA PRÓTESIS

El valor obtenido para esta señal fue proporcionado las galgas extensométricas y puede ser calibrado para tener valores de entre 0 a 5 V.

Tabla 4.12 Comparación de los valores de la señal de fuerza ejercida en la prótesis.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
0-5 exacto	Contenido entre 0 y 5	0-5	V

- 5) SEÑAL MIOELÉCTRICA

El valor obtenido para esta señal está contenido en un rango de 0 a 5 V

Tabla 4.13 Comparación de los valores de la señal mioeléctrica.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
0-5	Contenido entre 0 y 5	Contenido entre 0 y 5	V

- 6) TIEMPO DE VIDA DE LOS COMPONENTES INDIVIDUALES

No se ha podido determinar el tiempo de vida de los componentes en uso, ya que se requiere de un estudio de fatiga con parámetros más reales, por lo que no se puede evaluar el tiempo de vida de la instrumentación. Sin embargo se consideró esta especificación para considerarla al momento de la selección de los componentes.

Tabla 4.14 Comparación de los valores del tiempo de vida de los componentes individuales.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
≥6	≥3	-	Años

- 7) RANGO DE TEMPERATURAS SOPORTADO

Todos los componentes superan con creces el valor ideal, siendo el rango mínimo de -40 a 85 °C.

Tabla 4.15 Comparación de los valores del rango de temperaturas soportado.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
-20 a 50	-10 a 40	-40 a 85	°C

8) FACILIDAD DE ADQUISICIÓN DE LAS PIEZAS

Todos los componentes se consiguieron con proveedores nacionales.

Tabla 4.16 Comparación de los valores de la facilidad de adquisición de las piezas.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
100% las piezas son de proveedores nacionales	Más del 50% piezas son de proveedores nacionales	100% las piezas son de proveedores nacionales	Proveedores

9) MASA

El valor de la masa fue de 0.35 kg, valor que está dentro del rango esperado. Este valor fue obtenido únicamente con los componentes de la instrumentación sueltos, sin considerar la tarjeta PCB, por lo que sólo es un aproximado.

Tabla 4.17 Comparación de los valores de la masa.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
≤0.24	0.48	0.35	kg

10) VOLTAJE DE ENTRADA

El voltaje será suministrado por una pila, por lo que su voltaje debe ser superior a 5V, por las pérdidas, teniendo como voltaje ideal 7 V y 12 V para el marginal.

Tabla 4.18 Comparación de los valores del voltaje.

Valor ideal	Valor marginalmente aceptable	Valor obtenido	Unidades
9	12	12	V

La comparación entre el valor ideal, valor marginal y valor obtenido para cada requerimiento se muestra en la (Tabla 4.19).

Tabla 4.3 Comparación entre los valor ideales, marginales y valor obtenidos.

Métrica número	Núm. de necesidad	Métrica	Imp.	Unidades	Valor ideal	Valor marginal	Valor obtenido
1	1.1, 11	Señal del ángulo de flexo-extensión	5	V	0-5 exacto	0-5	1.65-3
2	1.2, 11	Señal de la velocidad vertical	5	V	0-5 exacto	0-5	1.65-3
3	1.3, 11	Señal de la velocidad del usuario	5	V	0-5 exacto	0-5	1.65-3
4	1.4, 11	Señal de la fuerza ejercida en la prótesis	5	V	0-5 exacto	0-5	0-5
5	1.5, 11	Señal mioeléctrica	5	V	0-5 exacto	0-5	2-5
6	2, 11	Rango de temperaturas soportado	3	°C	-20 a 50	-10 a 45	-40 a 85
7	3	Tiempo de vida de los componentes individuales	3	Años	≥6	3	-
8	4, 6, 5	Facilidad de adquisición de las piezas	1	Proveedores	100% nacionales	>50% nacionales	100%
9	8	Masa de las piezas	3	kg	≤0.24	0.48	0.35
10	12	Voltaje de entrada	1	V	9	12	12

CONCLUSIONES

El presente trabajo es una aportación al proyecto del desarrollo una prótesis de rodilla, el objetivo de este proyecto es acercar esta tecnología a todo aquel que la requiera, y no solo a aquellos que pueden adquirirla, además está el desarrollo de tecnología nacional, que es de gran importancia al momento de abaratar costos, debido a que el costo de un objeto está ligado a la tecnología que posee y no al valor de los componentes físicamente. Por su complejidad el proyecto ha sido dividido en diferentes etapas.

Las etapas del proyecto que han sido realizadas son: el mecanismo, siendo el inicio de este proyecto, por parte de Jorge Nájera, en el cual se desarrolló el mecanismo para la prótesis del CDMIT y el cual fue presentado como tesis de licenciatura (25). Posteriormente el control: es la consecución del proyecto por parte de Jorge Nájera, donde se diseñó el control basado en lógica difusa para la prótesis, siendo presentas como trabajo de titulación para maestría (58). Más recientemente la instrumentación: que se desarrolla en el presente trabajo, el cual logra la obtención de las señales necesarias para el control de la prótesis.

Las etapas del proyecto que no han sido realizadas son la potencia, el diseño industrial, el estudio de marcha y pruebas.

Haciendo hincapié en que se observe el seguimiento del proyecto, ya que gracias al esfuerzo continuo en este proyecto se ha logrado llegar hasta el día de hoy, donde se trabaja para el mejoramiento del mecanismo, control e instrumentación. Aún falta mucho por hacer, hasta que el proyecto sea colocado en el primer paciente, pero mientras siga habiendo estudiantes interesados en el desarrollo de este tipo de proyectos, que aporten más allá de un libro, un aporte tecnológico para el beneficio de la humanidad, la prótesis de rodilla del CDMIT verá la luz, ayudando a la población con discapacidad y que no tenían la opción de adquirir una prótesis de alto costo.

En la instrumentación se logró obtener la señal del ángulo de flexo-extensión con dos acelerómetros, logrando evitar el parámetro de desgaste, además de que con los mismos se pueden medir la velocidad de marcha y la velocidad vertical, lo anterior con un procesamiento de señales, el cual se realizará en un microcontrolador y es parte de trabajos posteriores.

Para la obtención de la fuerza aplicada en la rodilla CDMIT, se diseñó una celda de carga, que junto a un arreglo de galgas extensométricas amplifican la señal, hasta lograr así obtener una señal de mayor amplitud en comparación al ruido inherente, lo que permite separar el ruido sin distorsionar la señal.

Los electrodos para EMG recaban la señal EMG a través del músculo dorsal lumbar, un músculo que tiene estrecha relación con la marcha, además se lograron seleccionar

electrodos que evitan la invasión de tejidos, dejando de lado los electrodos intramusculares, los cuales son atacados por los fluidos corporales. Para finalizar, la señal está acondicionada para su adquisición por un microcontrolador.

Se han obtenido las señales que se requieren para el control de la prótesis, con lo que se puede concluir que el objetivo ha sido alcanzado.

TRABAJO A FUTURO

La instrumentación de la rodilla CDMIT tiene varias áreas para de desarrollar, las cuales están divididas de acuerdo al sensor.

Acelerómetros: la creación de un programa para la obtención del ángulo de flexo-extensión con lógica difusa para la interpretación de las señales provenientes de los acelerómetros, de manera conjunta recomienda la implementación de filtros activos para mejorar la señal.

Celda de carga: el rediseño de la celda de carga para reducir sus dimensiones y masa.

Electrodos: la creación de un manual para la colocación de los electrodos y la realización de un estudio de las señales EMG provenientes del músculo dorsal lumbar ancho en personas sanas para la obtener una señal patrón con la cual comparar los resultados.

En conjunto para el sistema de instrumentación se requiere la creación de un sólo circuito impreso que conjunte toda la instrumentación incluyendo el microcontrolador, así como su etapa de alimentación y potencia, lo que reducirá el ruido y mejorará las señales obtenidas.

ANEXO “A” PLANOS

%

&

(

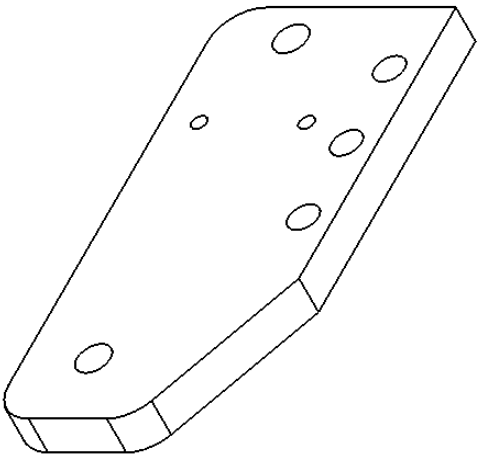
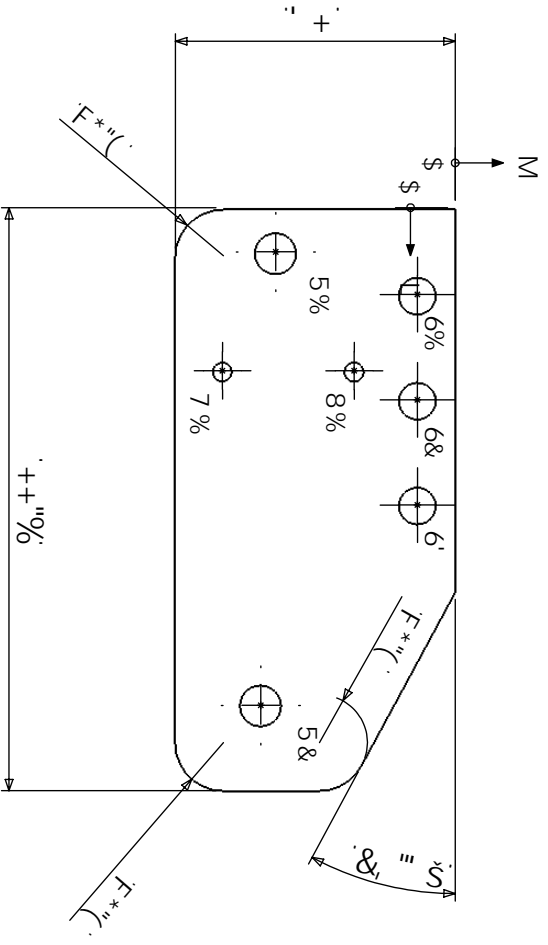
)

*

<C.Y.HUV.Y

GANP

H5.	L'Q7	MQ7	GANP
5%)"-	i&"+"	∅")") .DC F.HC 8C
5&	*)"	i&)"+"	∅)")") .DC F.HC 8C
6%	%86")	i)	∅("-.DC F.HC 8C
6&	8&)"	i)	∅("-.DC F.HC 8C
6'	'-'"	i)	∅("-.DC F.HC 8C
7%	82%*	i'\$. "	∅8&") .DC F.HC 8C
8%	82%*	i%)"	∅8&") .DC F.HC 8C



%

&

(

)

*

BCA 6F9.

D]Y nU .%

DFC M97 HC.

DFCHY q]g.XY .fcX]^U

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
VERITAS LIBERABIT VOS

8]VI u]obV	>5- A	ASH
FV] jf	>5B7	57CH""a a
:YMUU XY YbHY U	% #/5#&5%	H5A 5WC . 5(

Gc.YUUXY.U] a b]c.XY %&("

937 5&5. . %%

<C>5 %89(

7

6

5

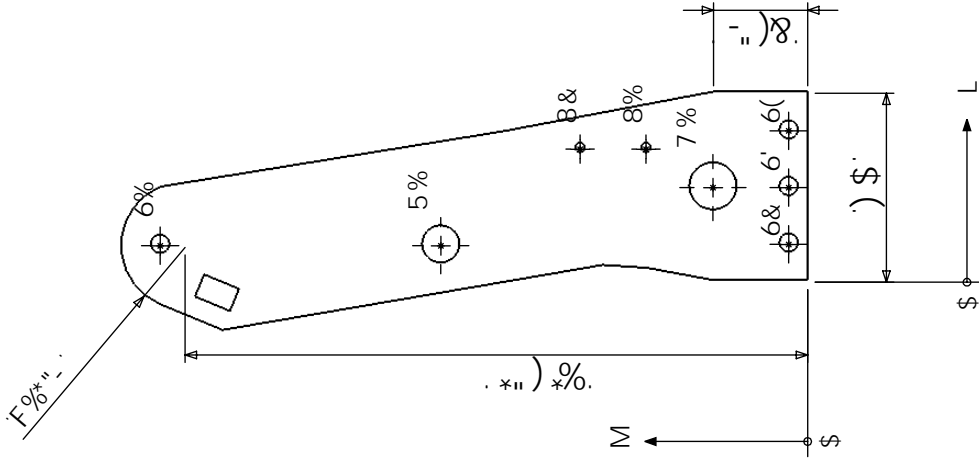
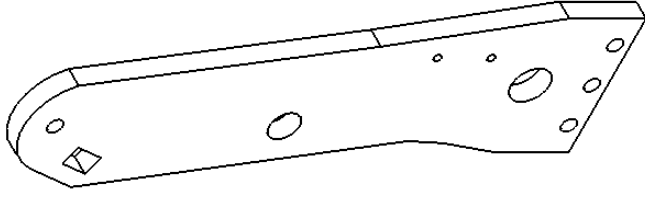
8

7

6

5

H5:	L @ 7	M @ 7	G @ 7
5%	- " *	- +	Ø - " : DC F : HC 8 C
6%	- " *	% + % &	Ø (" - : DC F : HC 8 C
6 &	% \$)	Ø (" - : DC F : HC 8 C
6 '	&)	Ø (" - : DC F : HC 8 C
6 ((\$)	Ø (" - : DC F : HC 8 C
7 %	&	&	Ø % & ") : DC F : HC 8 C
8 %	') " &	(& " +	Ø & ") : DC F : HC 8 C
8 &	') " &	* \$ " &	Ø & ") : DC F : HC 8 C



BCA 6F9.

DJY nu . * *

DFC N07 HC.

DfCfHY gjg . X Y . fc X J U

8 Y i U b i Y : > 5 A : G c : Y f U X Y U i a d e : X Y % # (" -

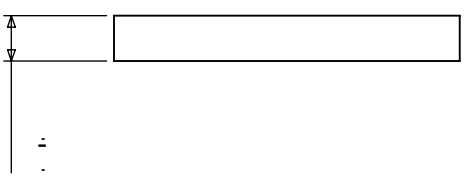
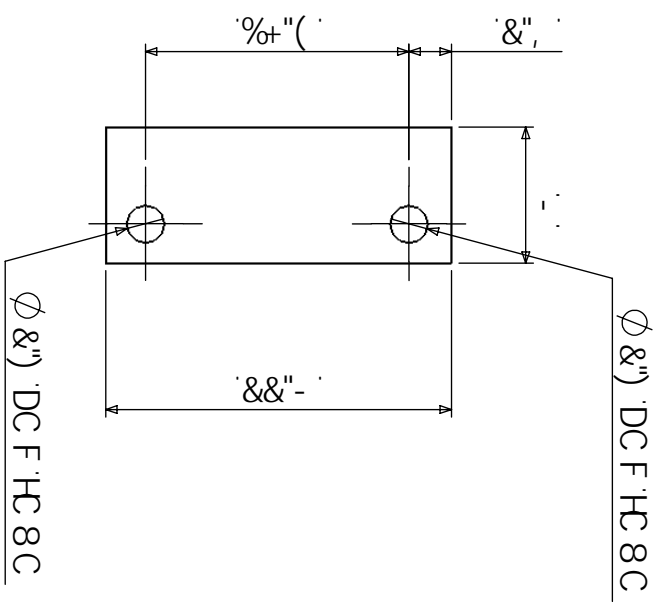
F Y j f r f : > 5 B 7 : H C @ - \$ " &) a a : 9 0 7 5 @ . : % &


: Y W U X Y Y b j t : % # \$ # & \$ % : H E A 5 w C . : 5 (: < C > 5 & 8 9 (

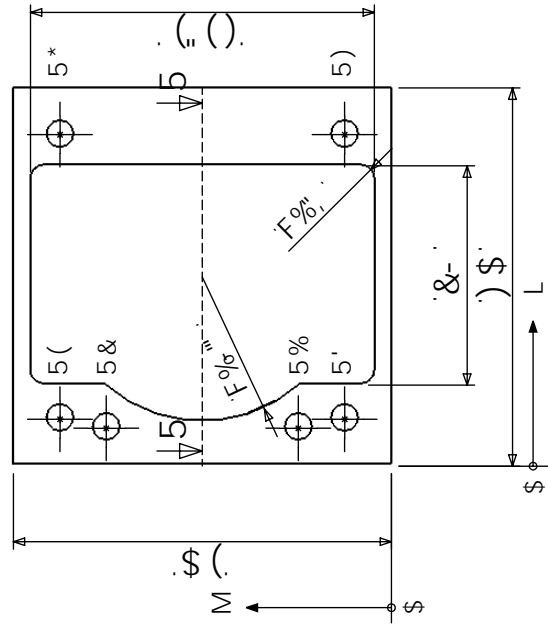
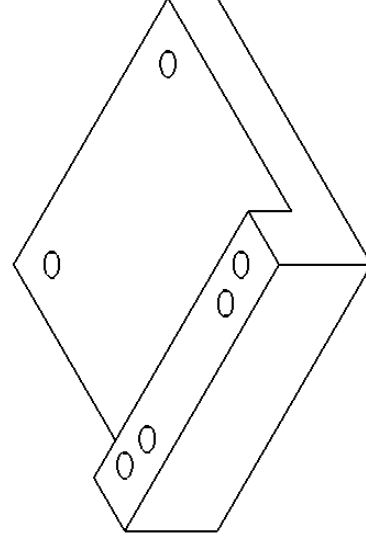
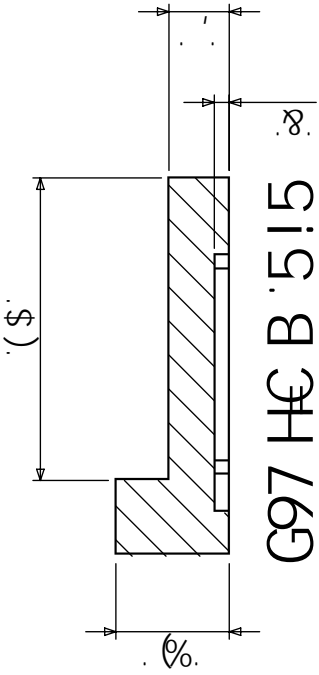
\$

&

%



				BCA 6F9	
				<p style="text-align: center; font-size: 2em; font-weight: bold;">D]Y nU +</p>	
DFC M97 HC				A 5H	
8VI QbW		>5: A		A UXYRU	
FY] jct		>5B7		HC @-\$%) a a	
: yvUu xy ybny [U		% #/8#&\$%		907 505: &%	
		>5: A H5A 5WC: 5(<C>5 " 89(



H5:	L' @C7	M @C7	G#9
5%)	%&"	Ø' "" DC F HC 8C
5&)	' +""	Ø' "" DC F HC 8C
5'	*"&	*"&	Ø' "" DC F HC 8C
5(*"&	(' "	Ø' "" DC F HC 8C
5)	(' "	*"&	Ø' "" DC F HC 8C
5*	(' "	(' "	Ø' "" DC F HC 8C



BCA 6F9.

7 Y`XU`XY`WUf] U

DFC N07 HC.

DfCfNY g]g`XY`fc X]`U

8]i`ubW	>5: A	A 5H	5i`a]b]c`iH`
FY]]g`f	>5B 7	57 CH`"a a	HC@`-\$%)`a a
: YWU XY Ybj` ±	% #]#&6\$%	H5A 5wC` .5(<C>5 (89(

REFERENCIAS

1. *A brief history of prosthetics*. **Norton, Kim**. 7, 2007, INMOTION, Vol. 17.
2. *The ancient origins of prosthetic medicine*. **Finch, Jacqueline**. 2011, Vol. 317.
3. Freepages. [Online] [Cited: Mayo 1, 2013.] <http://freepages.military.rootsweb.ancestry.com/~sunnyann/brant/brantimages-04.html>.
4. USA today. [Online] [Cited: Mayo 5, 2013.] http://i.usatoday.net/news/_photos/2011/04/12/troops-amputee-prosthetic-Iraq-Afghanistan-KJ2S5K0-x.jpg.
5. **Nordin, Margareta P. T., Dr. Sci. and Frankel, Victor H. M.D. Ph.D.,KNO.** *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid : Mc Graw Hill, 2004.
6. **ABCFARMA**. [Online] [Cited: Mayo 9, 2013.] http://www.abcfarma.net/inediasp/respuestas/noviembre_07/rodilla.jpg.
7. *Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética*. **Correa, Jorge Enrique, et al., et al.** 2, 2003, Ciencias de la salud, Vol. 1, pp. 135-150.
8. **Highsmith, M. Jason and Kahle, Jason T.** amputee coalition. [Online] [Cited: 6 24, 2013.] <http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/feet-ez.html>.
9. Ottobock. [Online] [Cited: Mayo 15, 2013.] http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5769.html.
10. Ottobock. [Online] [Cited: Mayo 20, 2013.] http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5770.html.
11. Össur. [Online] [Cited: Mayo 25, 2013.] <http://www.ossur.es/protesis/pies-flex-foot/Vari-Flex-con-EVO>.
12. Össur. [Online] [Cited: Mayo 30, 2013.] <http://www.ossur.es/protesis/pies-flex-foot/Re-Flex-Rotate>.
13. Ottobock. [Online] [Cited: Junio 1, 2013.] http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/44180.html.
14. Heritage medical. [Online] [Cited: Junio 3, 2013.] <http://www.heritage-medical.com/prosthetic-liners/forte-liner/>.

15. Cecimac. [Online] [Cited: Junio 7, 2013.] <http://cecimac.com.mx/cirugia-articular/protesis-de-rodilla/>.
16. Medical expo. [Online] [Cited: Junio 10, 2013.] <http://www.medicaexpo.es/fabricante-medical/protesis-externa-rodilla-control-postura-10607.html>.
17. The War Amps. [Online] [Cited: Junio 12, 2013.] <http://www.waramps.ca/nac/terms/faqamp.html>.
18. Trialx. [Online] [Cited: Junio 15, 2013.] http://trialx.com/curetalk/wp-content/blogs.dir/7/files/2011/05/diseases/Transtibial_Amputation-3.jpg.
19. *Amortiguadores magnetorelógicos*. **Cuprich Rodriguez, Miguel and Elizondo Garza, Fernando J.** 1998, Ingenierías , pp. 50-51.
20. *Energy cost of walking: Comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism* . **Buckley, John G., BSc, MSc, Spence, William D. MSc, DipPo and Solominidis, Stephan E., BSc, MIMechE, CEng.** 1997.
21. Endolite. [Online] [Cited: Junio 16, 2013.] <http://www.endolite.com/products/orion>.
22. Ottobock. [Online] [Cited: Junio 20, 2013.] http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/850.html.
23. Össur. [Online] [Cited: Junio 24, 2013.] <http://www.ossur.com/?PageID=15741>.
24. Össur. [Online] [Cited: Junio 27, 2013.] <http://www.ossur.com/?PageID=15748>.
25. **Castrejon, Jorge Nájera.** *Diseño de una prótesis de rodilla externa para amputado transfemoral.* 2007.
26. **INSP, Instituto Nacional de Salud Pública.** *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012. Resultados nacionales.* 2012.
27. —. *Encuesta Nacional de Salud y Nutricion 2006.* 2006.
28. Excelsior. [Online] [Cited: Junio 30, 2013.] <http://www.excelsior.com.mx/node/850065>.
29. **Ulrich, Karl T. and Eppinger, Steven D.** *Diseño y desarrollo de productos.* s.l. : Mc Graw Hill, 2009.

30. **Pérez García, Miguel A., y otros, y otros.** *Instrumentación electrónica.* Madrid : Thomson, 2005.

31. Amputee walking school. [Online] [Cited: Julio 2, 2013.] <http://www.amputeewalkingschool.com/#!bio>.

32. Roble. [Online] [Cited: Julio 5, 2013.] http://roble.pntic.mec.es/amoc0048/webs4/electricidad_electronica/practicas_electronica/practicas_electr_analogica/practica4_potenciometro.htm.

33. Foro de electronica. [Online] [Cited: Julio 7, 2013.] <http://www.forosdeelectronica.com/tutoriales/resistencia.htm>.

34. *How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health.* **Tudor-Locke, Catrine and Bassett, David R Jr.** 2004, Sports Med.

35. Robodacta. [Online] [Cited: Julio 10, 2013.] http://www.robodacta.mx/index.php?dispatch=products.view&product_id=30201.

36. **Freescale, Semiconductor.** *MMA7361L.* 2008.

37. Digitalweighing. [Online] [Cited: Julio 12, 2013.] <http://digitalweighing.blogspot.mx/2010/09/strain-gauge-how-does-it-work.html>.

38. **Coughlin, Robert F. and Driscoll, Frederick F.** *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales.* s.l. : Pearson Educacion, 1999.

39. Omega. [Online] [Cited: Julio 16, 2013.] http://www.omega.com/pptst/SGD_LINEAR1-AXIS.html.

40. Micro-Measurements. [Online] [Cited: Julio 20, 2013.] <http://www.vishaypg.com/docs/11055/tn505.pdf>.

41. Tienda bionic. [Online] [Cited: Julio 25, 2013.] <http://tienda.bionic.es/electrodos-aguja-botox/339-electrodos-aguja-botox.html>.

42. 3M. [Online] [Cited: Julio 27, 2013.] <http://www.3msalud.cl/enfermeria/soluciones-productos/electrodo-red-dot-neonatal-con-cable/>.

43. Verity medical. [Online] [Cited: Julio 30, 2013.] http://veritymedical.es/upload/misc/EMG_REF2.jpg&imgrefurl=http://veritymedical.es/Products/13/NeuroTrac-.

44. Cardio store. [Online] [Cited: Agosto 1, 2013.] <http://www.cardiostore.fr/7466-lot-de-1000-electrodes-ecg-3m-red-dot-2248-gel-solide-pediatrie.html>.

45. **U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES.** *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives.* 1992.

46. *derivation of some parameters of myoelectric signals recorded during sustained constant force isometric contractions.* **De Luca, Carlo J. and Vandyk, Egbert J.** 1975, *Biophysical Journal*, pp. 1167-1180.

47. Componentes online. [Online] [Cited: Agosto 4, 2013.] <http://componentesonline.es/es/zener/135-diodo-zener-1w.html>.

48. National Instrument. [Online] [Cited: Agosto 7, 2013.] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/201987>.

49. National Instrument. [Online] [Cited: Agosto 12, 2013.] <http://us.ni.com/webcasts/intro-to-labview-measurements>.

50. **National Instrument.** *NI USB 6009.* 2012.

51. **"Freescale Semiconductor, Inc."**. Tilt Sensing Using a Three-Axis. [Online] [Cited: Agosto 16, 2013.] http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN3461.pdf?fsrch=1&sr=1.

52. National Instrument. [Online] [Cited: Agosto 27, 2013.] <http://zone.ni.com/devzone/cda/epd/p/id/6407>.

53. **Vishay intertechnology.** *Precision strain gages.* 2003.

54. **Vishay Precision Group.** *Optimizing Strain Gage Excitation Levels.* 2010.

55. **Criswell, Eleanor.** *Cram's introduction to Surface electromyography.* s.l. : Jones and Bartlett publishers, 2011.

56. **Analog Devices.** *Datasheet AD536A.* 2012.

57. *Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes.* **Williamson, R. and Andrews , B. J.** 2001, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 39, pp. 294-302.

58. **Nájera Castrejón, Jorge Alberto.** *Diseño del control para una prótesis de rodilla policéntrica.* México : s.n., 2013.