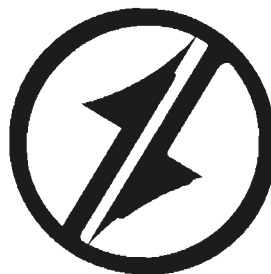


CONSEJO NACIONAL DE CIENCIA Y TECNOLOGIA
CORPORACIÓN MEXICANA DE INVESTIGACIÓN EN MATERIALES

DIVISION DE ESTUDIOS DE POST-GRADO



**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL
PARA UN SIMULADOR DE CADERA MECÁNICO**

POR

JORGE ANTONIO RANGEL CARRILLO

TESIS

**MAESTRO EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA CON OPCION
TERMINAL EN DISEÑO Y DESARROLLO DE SISTEMAS MECÁNICOS**

SALTILLO COAHUILA, MARZO DE 2007

Corporación Mexicana de Investigación en Materiales, S.A. de C.V.
Gerencia de Desarrollo Humano
División de Estudios de Postgrado

Los abajo firmantes, miembros del Comité Tutorial recomendamos que la Tesis “Desarrollo de un Sistema de Control para un Simulador de Cadera Mecánico”, realizada por el alumno Jorge Antonio Rangel Carrillo matrícula 0206IM3016 sea aceptada para su defensa como Maestro en Ciencia y Tecnología con opción terminal en Diseño y Desarrollo de Sistemas Mecánicos.

El Comité Tutorial



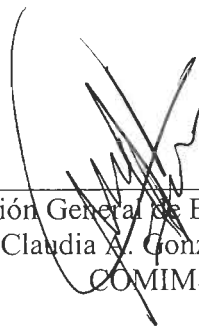
Tutor Académico
Dr. Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez
Director de Tesis



Tutor en Planta
Dr. Felipe Arturo Reyes Valdés



Asesor
Dr. Luis Martín Torres Treviño

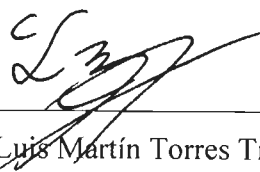


Coordinación General de Estudios de Posgrado
M.C. Claudia A. González Rodríguez
COMIMSA

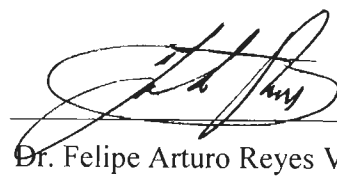
Corporación Mexicana de Investigación en Materiales, S.A. de C.V.
Gerencia de Desarrollo Humano
División de Estudios de Postgrado

Los abajo firmantes, miembros del Jurado del Examen de Grado del alumno Jorge Antonio Rangel Carrillo, una vez leída y revisada la Tesis titulada "Desarrollo de un Sistema de Control para un Simulador de Cadera Mecánico", aceptamos que la referida tesis revisada y corregida sea presentada por el alumno para aspirar al grado de Maestro en Ciencia y Tecnología en la opción terminal de Diseño y Desarrollo de Sistemas Mecánicos durante el Examen de Grado correspondiente.

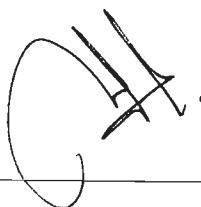
Y para que así conste firmamos la presente a los 29 días del mes de Marzo del año dos mil siete.



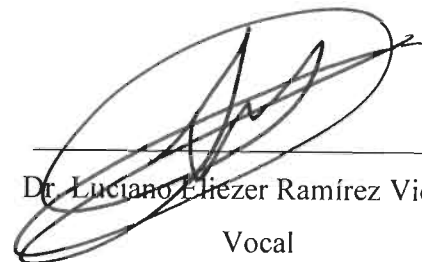
Dr. Luis Martín Torres Treviño
Presidente



Dr. Felipe Arturo Reyes Valdés
Secretario



Dr. Marco Antonio L. Hernández Rodríguez
Vocal



Dr. Luciano Eliezer Ramírez Vidaurri
Vocal

Yolanda Cepeda Rodríguez

M.C. Yolanda Cepeda Rodríguez

Vocal

DEDICATORIA

A Marce mi esposa quien siempre me demostró un incondicional apoyo para llevar a cabo el presente trabajo.

A mis Padres que desde el cielo me han guiado a través de mi vida.

Al Ing. Juan Francisco Mancinas Casas que se nos adelantó en el camino.

A todos los alumnos, personal docente y administrativo de la Universidad Tecnológica de Torreón.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme la oportunidad vivir.

A la Universidad Tecnológica de Torreón por brindarme la oportunidad de seguir creciendo profesionalmente.

Al M.C. Indalecio Medina Hernández por ser uno de los pilares para la realización de este proyecto.

A la Corporación Mexicana de Investigación en Materiales y a la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Autónoma de Nuevo León, por su apoyo en todos mis estudios de postgrado.

A mi asesor de tesis Dr. Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez por apoyarme incondicionalmente, con sus experiencias y consejos durante la realización del presente trabajo.

A mis revisores de tesis Dr. Luis Martín Torres Treviño, Dr. Felipe Arturo Reyes Valdés, Dr. Luciano Eliezer Ramírez Vidaurri y M.C. Yolanda Cepeda Rodríguez, quienes aportaron sus conocimientos y apoyo para la realización de este trabajo.

Al M.C. Rubén Romero Rodríguez por su gran soporte durante todo el tiempo para llevar a cabo el presente trabajo.

Al Ing. Javier Alonso Ortega Sáenz por sus aportaciones y por su gran amistad.

Por último quiero agradecer a mis compañeros de trabajo Ing. Albacia Martínez Hernández e Ing. Benjamín Alejandro Varela Séañez, por compartir gratas experiencias en los viajes hechos a la ciudad de Saltillo, Coahuila.

PRÓLOGO

El ser humano con su admirable capacidad de ingenio, se ha distinguido por la característica de innovación en diferentes áreas del conocimiento a través del tiempo, tal ha sido el caso de la bioingeniería en donde se han desarrollado una gran cantidad de aplicaciones biomédicas con el objeto de incrementar la calidad de vida de muchos pacientes. Una de las aplicaciones biomédicas catalogadas como uno de los avances médicos más importantes del siglo XX, fue el éxito del implante total de la cadera, esta prótesis está compuesta de dos elementos los cuales forman una articulación tipo rotula, el par de contacto más utilizado hasta el momento está formado por una copa polimérica (UHMWPE) y una esfera de aleación base cobalto, sin embargo para pacientes jóvenes, este implante normalmente es intercambiado una o dos veces durante la vida del paciente debido al desgaste de la copa.

El presente trabajo está enfocado en el desarrollo del sistema de control electrónico para una máquina tribológica que simula las condiciones de carga, movimiento y lubricación de una cadera humana. La presente tesis aporta una gran herramienta para el estudio de nuevos biomateriales, contribuyendo así con el desarrollo de prótesis totales de cadera con mayor durabilidad. Este trabajo, además de contribuir con la formación de un tecnólogo, sin duda deja huella en las líneas de investigación de biomateriales y biotribología en México, las cuales están enfocadas en desarrollar innovaciones con el objetivo de incrementar la durabilidad de implantes quirúrgicos articulares para una creciente y cada vez más longeva población.

MALHR

RESUMEN

En los últimos 30 años el interés en las máquinas simuladoras de cadera se ha incrementado notablemente, a tal grado que se han convertido en una importante herramienta para el área de investigación de nuevos materiales usados para la fabricación de prótesis totales de cadera. El presente trabajo trata del diseño y desarrollo de una instrumentación que controla un sistema mecánico conocido como simulador de cadera, el cual es usado para reproducir las condiciones dinámicas, cinemáticas y de lubricación que experimenta la cadera humana.

Actualmente en México existen dos simuladores de cadera en la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (FIME) de la Universidad Autónoma de Nuevo León (UANL), sin embargo dichos simuladores no cuentan con un sistema de control. Esto generó un área de oportunidad para llevar a cabo este proyecto en donde se propuso implementar un sistema de control para éstos simuladores. Para la realización del sistema de control se analizaron los comportamientos de una celda de carga como sensor de fuerza, un regulador electroneumático como elemento de mando, un músculo neumático como elemento actuador y un circuito de acondicionamiento, todo interconectado de una manera lógica y en conjunto con el programa LabVIEW y una tarjeta adquisitora de datos para monotrear y controlar el sistema completo. Por último, se estudiaron los resultados que se generaron al unir la parte electrónica con la parte mecánica, dando como resultado un control flexible para uno de los simuladores de cadera del tipo triaxial con movimiento recíprocante (TRM por sus siglas en inglés).

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	PLANTEAMIENTO DE LA NECESIDAD	1
1.2	OBJETIVO GENERAL	1
1.2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.3	HIPÓTESIS	2
1.4	METODOLOGÍA	2
1.5	LIMITACIONES	2
CAPÍTULO 2	ANTECEDENTES	3
2.1	BIOMATERIALES	3
2.1.1	TIPOS DE BIOMATERIALES	5
2.2	LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA	6
2.2.1	CINEMÁTICA DE LA CADERA	6
2.2.2	DINÁMICA DE LA CADERA	8
2.2.3	PRÓTESIS DE REEMPLAZO TOTAL DE CADERA	8
2.3	SIMULADORES DE CADERA	9
2.3.1	SIMULADOR DE CADERA UNIAXIAL	10
2.3.2	SIMULADOR DE CADERA TRIAXIAL	11
2.4	SISTEMAS DE MEDICIÓN E INSTRUMENTACIÓN	12
2.4.1	COMPONENTES GENERALES DE UN SISTEMA DE MEDIDA	12
2.4.1.1	SENSORES Y TRANSDUCTORES	13
2.4.2	MEDICIÓN DE FUERZA	14
2.4.2.1	MÉTODOS BÁSICOS DE MEDICIÓN DE FUERZA	14
2.4.3	SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESADO DE DATOS	19
2.4.3.1	CARACTERÍSTICAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS	19
2.4.3.2	ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL	20
2.4.3.3	TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS (TAD)	21
2.4.3.4	CARACTERÍSTICAS DE LAS TAD	21
2.4.3.5	DIAGRAMA A BLOQUES DE UNA TAD	22
CAPÍTULO 3	EXPERIMENTACIÓN	24
3.1	INTRODUCCIÓN	24
3.1.1	PLAN EXPERIMENTAL	24
3.2	SOFTWARE DE INSTRUMENTACIÓN LABVIEW 8.0	25
3.2.1	INSTRUMENTOS VIRTUALES	25
3.3	CELDA DE CARGA	26
3.3.1	ESTUDIO DE LA CELDA DE CARGA	27
3.3.2	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN PARA CELDA	28
3.3.3	CONFIGURACIÓN DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS	36

3.4 SISTEMA GENERADOR DE FUERZA VARIABLE	38
3.4.1 ESTUDIO DEL REGULADOR ELECTRONEUMÁTICO	39
3.4.2 ACTUADOR NEUMÁTICO	41
3.4.3 CONFIGURACIÓN DE LA SEÑAL DE CONTROL	42
3.5 VOLTAJES DE ALIMENTACIÓN PARA EL SISTEMA	45
CAPÍTULO 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN	46
4.1 INTRODUCCIÓN	46
4.2 COMPONENTES DEL MECANISMO SIMULADOR	46
4.3 SISTEMA DE PALANCAS	48
4.4 OBTENCIÓN DE FUERZAS EN EL SIMULADOR	49
CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES	56
RECOMENDACIONES	58
BIBLIOGRAFÍA	59
LISTA DE TABLAS	62
LISTA DE FIGURAS	63
APÉNDICES	
A ESPECIFICACIONES DEL CI LM324	66
B ESPECIFICACIONES DEL CI LM741	68
C DATOS TÉCNICOS CELDAS DE CARGA SERIE S35	70
D DATOS TÉCNICOS REGULADORES ELECTRONEUMÁTICOS SERIE ITV	72
E DATOS TÉCNICOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS MAS	75
F ESPECIFICACIONES DE LA TAD NI USB-6008	77
G MANUAL DE OPERACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL	79
GLOSARIO	86
RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO	88

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Existen diferentes líneas de investigación que se han enfocado a mejorar la calidad de vida en el ser humano. Una de ellas es la referente al estudio del desgaste en las articulaciones artificiales que son implantadas en la cadera de un ser humano, debido al daño por alguna enfermedad o fractura [1]. Al hacer uso normal de éstas articulaciones, se desprenden millones de partículas a causa del desgaste, provocando debilitamiento de la unión, reacciones adversas en los tejidos y daño en los huesos, lo cual hace necesario una intervención quirúrgica para reemplazar el implante. El presente trabajo trata de una investigación aplicada para desarrollar la instrumentación necesaria para generar y medir la fuerza variable en el tiempo, en un simulador de cadera mecánico, el cual se utilice para el estudio de los materiales usados para la fabricación de prótesis totales de cadera y seleccionar el de mejores resultados. Un sistema de instrumentación efectivo y de bajo costo puede ayudar a complementar la funcionalidad de un simulador de cadera, de tal manera de contar con un equipo que emule lo más apegado las condiciones y movimientos que ocurren en una cadera humana.

1.1 PLANTEAMIENTO DE LA NECESIDAD

Actualmente en la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Autónoma de Nuevo León, se cuentan con un par de simuladores mecánicos, uno del tipo uniaxial y otro del tipo triaxial, pero carecen de la parte de instrumentación. Lo anterior fue punto de partida para trabajar en esta oportunidad y generar una propuesta para mejorar dichos simuladores.

1.2 OBJETIVO GENERAL

Implementar la instrumentación necesaria para monitorear y controlar la fuerza variable en un ciclo de marcha normal, aplicada a una prótesis en un simulador de cadera mecánico.

1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir un sistema electrónico para sensar, medir, registrar y controlar la fuerza variable en un simulador de cadera mecánico.
- Hacer uso del software LabVIEW 8.0, en conjunto con transductores de fuerza y un sistema electroneumático, para generar la fuerza en un simulador de cadera mecánico.
- Contribuir en el desarrollo de una herramienta para futuras investigaciones.

1.3 HIPÓTESIS

Con un sistema electrónico en conjunto con una adecuada programación, se puede generar y monitorear la fuerza variable necesaria en un simulador de cadera mecánico.

1.4 METODOLOGÍA

La presente investigación consistió básicamente de las siguientes etapas:

1. Análisis del estado del arte.
2. Diseño de la instrumentación necesaria para la fuerza variable.
3. Fabricación y ensamble de los circuitos electrónicos.
4. Prueba preliminares y ajustes de la parte electrónica.
5. Prueba con la parte mecánica del sistema.

1.5 LIMITACIONES

Las limitaciones del presente trabajo son principalmente la falta de información sobre la forma en que puede llevarse a cabo la instrumentación de un simulador de cadera mecánico, ya que son considerados innovaciones tecnológicas, por lo que existe poca literatura en el desarrollo de ellos y consecuentemente de su sistema de control. Sin embargo, se hace una propuesta de diseño del control y se prueba en el simulador de cadera del tipo triaxial para lograr satisfacer la necesidad planteada.

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES

2.1 BIOMATERIALES.

Los biomateriales son materiales farmacológicamente inertes, utilizados para ser incorporados o implantados dentro de un sistema vivo para reemplazar o restaurar alguna función permaneciendo en contacto permanente o intermitente con fluidos corporales [2]. Debido a la finalidad de su utilización, los principales problemas de los biomateriales guardan relación con su biocompatibilidad, propiedades mecánicas y adaptabilidad. Los progresos actuales en la ciencia de los materiales están haciendo posible la mejora de las utilidades clásicas de los biomateriales así como el diseño de nuevas y prometedoras aplicaciones.

Actualmente la reconstrucción de partes dañadas del ser humano ya es una realidad, como se puede observar en la figura 2.1.

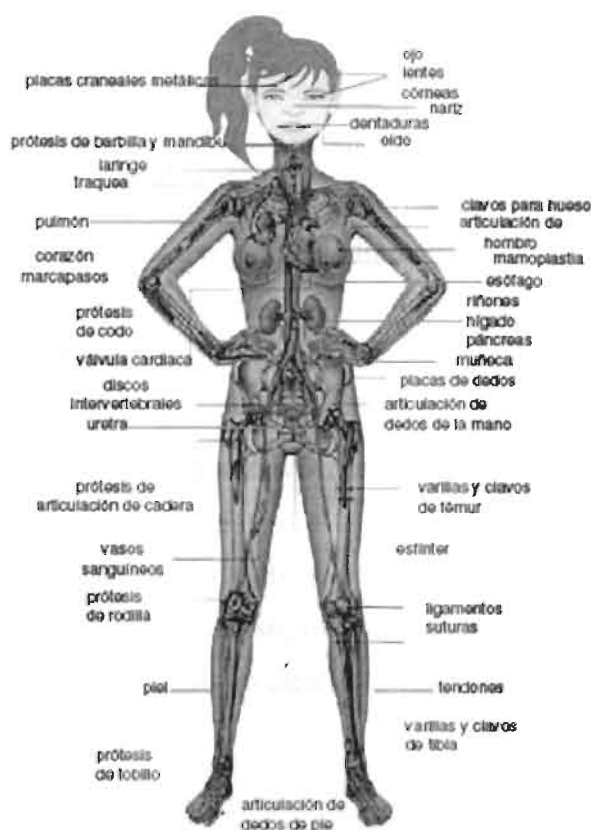


FIGURA 2.1 Piezas que pueden implantarse en el organismo [3].

Se estima que más de cincuenta millones de personas en todo el mundo tienen implantado algún tipo de prótesis y es un hecho bien conocido en nuestra sociedad la utilidad y necesidad de todo tipo de implantes [3] y para su fabricación se requiere la coordinación de expertos de muy diversos campos.

Otra definición del término biomaterial es la que designa a los materiales de origen no biológico utilizados en la fabricación de dispositivos que interactúan con sistemas orgánicos y que se aplican en diversas ramas de la medicina [4]. El éxito de un biomaterial o de un implante depende de tres factores principales: propiedades y biocompatibilidad del implante, condiciones de salud del receptor, y la habilidad del cirujano que realiza el implante.

Los requisitos que debe cumplir un biomaterial son [4]:

1. Ser biocompatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que éste desarrolle sistemas de rechazo ante la presencia del biomaterial.
2. No ser tóxico ni cancerígeno.
3. Ser químicamente estable (no presentar degradación en el tiempo) e inerte.
4. Tener una resistencia mecánica adecuada.
5. Tener resistencia a la fatiga adecuada.
6. Tener densidad y peso adecuados.
7. Tener un diseño de ingeniería perfecto, es decir, el tamaño y la forma del implante deben ser los adecuados.
8. Ser relativamente de bajo costo, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción a gran escala.

Los usos quirúrgicos de los biomateriales son múltiples, por ejemplo, para implantes permanentes:

- a) En el sistema esquelético muscular, para uniones de las extremidades superiores e inferiores (hombros, dedos, rodillas, caderas).
- b) En el sistema cardiovascular, corazón (válvula, pared, marcapasos, corazón entero), arterias y venas.

- c) En el sistema respiratorio, en laringe, tráquea y bronquios, diafragma, pulmones y caja torácica.
- d) En el sistema digestivo, esófago, conductos biliares e hígado.
- e) En el sistema genitourinario, en riñones, uréter, uretra y vejiga.
- f) En el sistema nerviosos, en marcapasos.
- g) En los sentidos, lentes y prótesis de córneas, oídos y marcapasos caróticos.
- h) Otras aplicaciones como por ejemplo, en hernias, tendones y adhesión visceral.
- i) Implantes cosméticos maxilofaciales (nariz, oreja, maxilar, mandíbula, dientes).

2.1.1 TIPOS DE BIOMATERIALES.

Existen cuatro grupos de materiales sintéticos usados para implantación: metálicos, cerámicos, poliméricos y compuestos. La tabla 2.1 enumera algunas de las ventajas, desventajas y aplicaciones para los cuatro grupos de materiales sintéticos.

TIPO DE MATERIAL	VENTAJAS	DESVENTAJAS	EJEMPLOS
Polímeros: Silicón, teflón, dacrón, nylon.	Elásticos, fáciles de fabricar, baja densidad.	Baja resistencia mecánica, degradación con el tiempo.	Suturas, arterias, venas, nariz, orejas, mandíbulas, dientes, tendones.
Metales: 316LS, aleaciones base titanio, aleaciones base cobalto, aleaciones base tantalio.	Resistencia a esfuerzos de alto impacto, alta resistencia al desgaste.	Baja biocompatibilidad, corrosión en medios fisiológicos, alta densidad, pérdida de propiedades mecánicas con tejidos conectivos suaves.	Fijación ortopédica: tornillos, clavos, alambres, placas, barras intermedulares, implantes dentales.
Cerámicas: Óxidos de aluminio, aluminatos de calcio, óxidos de titanio, carbonos.	Buena biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, inerte, resistencia a la alta corrosión.	Fractura ante esfuerzos de alto impacto, difícil fabricación, baja resistencia mecánica, inelásticos, alta densidad.	Prótesis de cadera, dientes, dispositivos transcutáneos.
Compuestos: Cerámica-metal-carbono-otro material.	Buena compatibilidad, inerte, resistencia a la corrosión, alta resistencia a los esfuerzos.	Carecen de consistencia en la fabricación del material.	Válvulas cardíacas, uniones óseas, marcapasos.

TABLA 2.1 Materiales para implantación [5].

2.2 LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA.

La articulación de la cadera es de tipo esférico, que además de permitir el movimiento, ofrece la estabilidad necesaria para soportar el peso del cuerpo. Esta formada por una bola que es el final del hueso fémur y un recipiente articular en forma de cavidad, para ajustarse a esta bola femoral dependiente del hueso de la pelvis [6].

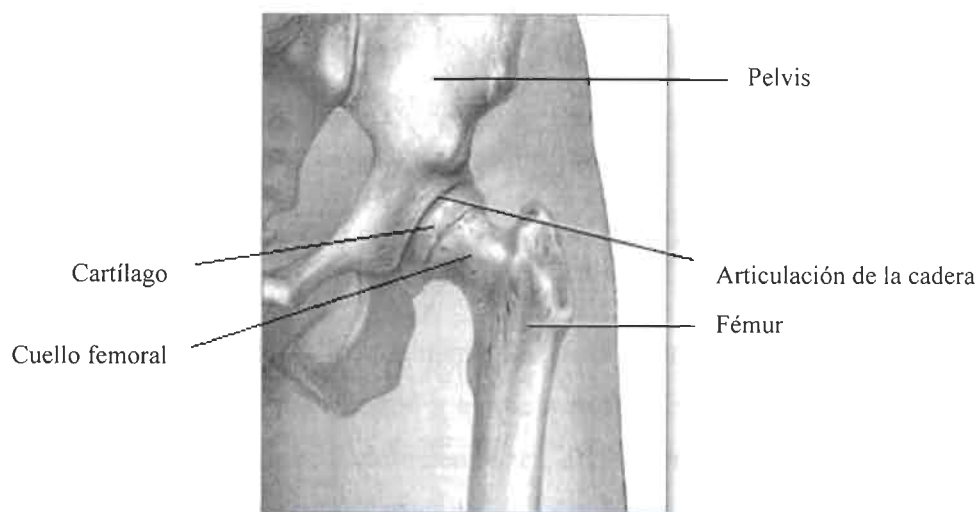


FIGURA 2.2 Articulación de la cadera humana [7].

La función de la articulación de la cadera es orientar al miembro inferior en todas las direcciones del espacio. Es por esto que va a estar dotada de movimientos en las tres direcciones gracias a la disposición de una superficie esférica sólida que penetra en el interior de una superficie esférica hueca.

2.2.1 CINEMÁTICA DE LA CADERA.

Para describir la cinemática de la cadera se definen un conjunto de tres ejes localizados, que, en lo posible, se asemejen a los ejes anatómicos, y a los planos de referencia para el estudio del movimiento, así como una posición de partida o neutra, en la que los ángulos de rotación en los tres ejes definidos se consideran nulos.

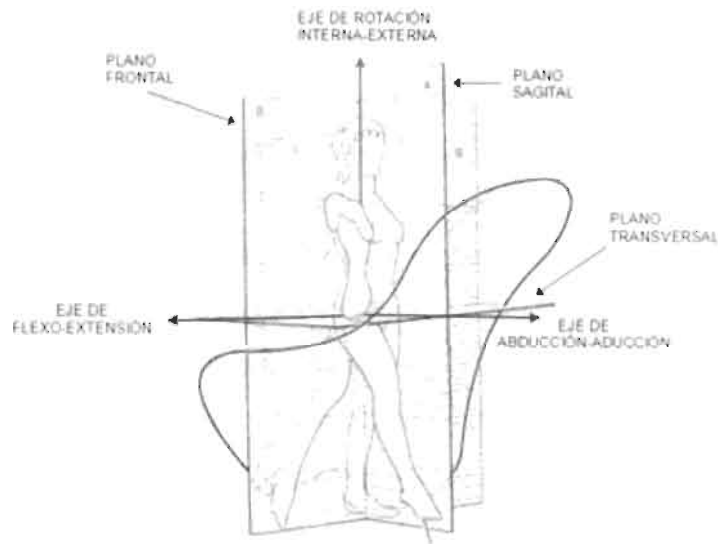
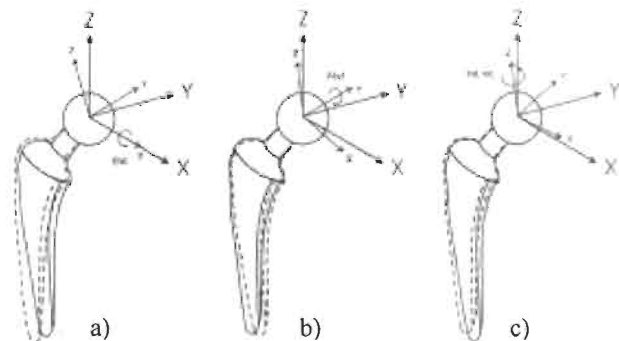


FIGURA 2.3 Planos y ejes de referencia en la articulación de la cadera [6].

Esta postura de inicio es generalmente la posición en pie de un humano y, los planos de referencia, el sagital, el frontal y el transversal. El movimiento proyectado en dichos planos se descompone en: flexo-extensiones, abducción-adducciones y rotaciones internas-externas, respectivamente. Partiendo de la posición descrita anteriormente en conjunto con los planos de referencia, la cadera presenta tres tipos de movimientos proyectados en estos planos [8], los cuales son:

- ξ Flexo-extensiones (FE) de $46^\circ (\pm 23^\circ)$.
- ξ Abducción-adducciones (AA) de $10^\circ (\pm 5^\circ)$.
- ξ Rotaciones internas-externas (RIE) de $15^\circ (\pm 7.5^\circ)$.

FIGURA 2.4 Movimientos en la articulación de la cadera: a) FE, b) AA y c) RIE [9].



2.2.2 DINÁMICA DE LA CADERA.

Desde el punto de vista mecánico, el sistema músculo-esquelético humano es un sistema de elementos articulados entre sí. Cada elemento o segmento corporal tiene su propia dimensión y peso. El elemento óseo puede ser visto como una barra rígida que transmite fuerzas a otras barras contiguas a través del contacto óseo articular. Las fuerzas de los músculos y ligamentos actúan equilibrando las fuerzas externas.

Bajo este contexto, la articulación de la cadera en un ciclo de marcha está sometido a una carga variable respecto al tiempo [8], dicha fuerza se comporta según la curva mostrada en la figura 2.5, lo anterior debido a la distribución de peso entre las dos caderas durante un ciclo de marcha, cuya frecuencia es de aproximadamente 1.1 Hz, conocido como el ciclo de Paul.

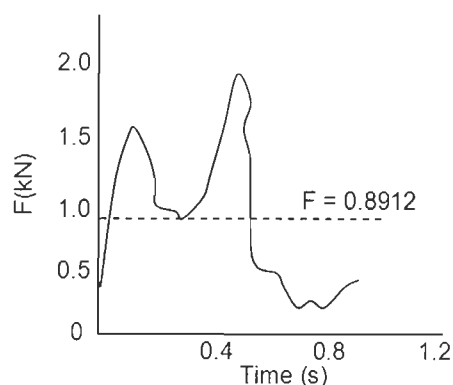


FIGURA 2.5 Fuerza a la que esta sometida la cadera en un ciclo de marcha normal [8].

2.2.3 PRÓTESIS DE REEMPLAZO TOTAL DE CADERA.

Sin duda alguna, la prótesis de cadera es el sistema protético que ha sido más ampliamente estudiado, tanto por ser un sistema relativamente sencillo, como por ser la articulación cuyo reemplazo fue abordado en primer lugar de forma masiva y con un éxito relativo. Precisamente este éxito relativo ha dado pie al desarrollo de sistemas y técnicas destinadas al reemplazo de otras articulaciones, de tal suerte que las causas de los éxitos y fracasos de las prótesis de cadera han servido para el desarrollo de otras prótesis articulares. Además, la prótesis de reemplazo total de cadera se ha incluido como uno de los doce avances más importantes que se lograron en el campo de la medicina en el siglo que recién ha terminado [10].

Los componentes óseos dañados de la articulación de la cadera que son, la copa acetabular de pelvis y la cabeza femoral, son sustituidos por un implante el cual se compone por una copa o acetábulo que se fija en la pelvis y funciona como asiento para un segundo elemento: la esfera artificial (cabeza femoral), la cual esta sujeta a un vástago que se fija en el hueso fémur.

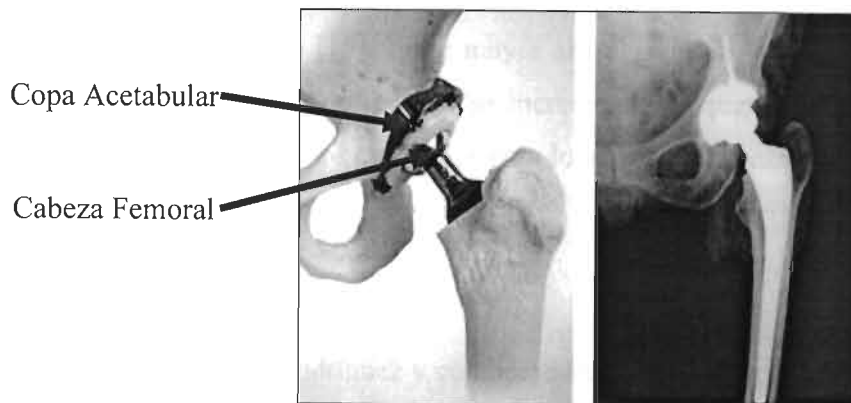


FIGURA 2.6 Prótesis total de cadera [11].

2.3 SIMULADORES DE CADERA.

Un simulador de cadera tiene como objetivo reproducir las condiciones de carga variable y movimientos complejos en tres dimensiones en las superficies de contacto, tan cercanamente posible a las condiciones *in vivo*. Por lo anterior, los factores que se deben considerar en un simulador de cadera son: velocidad, dirección del movimiento, dirección y magnitud de la carga, composición del lubricante y temperatura [12].

Los simuladores de cadera se han convertido en una importante herramienta tanto para el área de investigación, como para evaluaciones preclínicas, minimizando el riesgo del paciente cuando recibe nuevos tipos de implantes quirúrgicos. Además, este tipo de equipos pueden proporcionar información valiosa para mejorar el diseño de la nueva generación de implantes de cadera metal-metal [13].

Bajo este contexto, el diseño de un simulador de cadera mecánico debe considerar el problema de la generación de ciclos de movimiento relativo entre dos superficies articuladas, mientras se aplica una fuerza de contacto que varía en magnitud durante un ciclo de marcha [14]. Sin embargo, existen dispositivos descritos en la literatura que han sido diseñados asumiendo que algunos movimientos son

insignificantes, esto con el fin de reducir la complejidad y el costo del equipo. Esta clase de equipos ofrecen la posibilidad de realizar varias pruebas de prótesis a la vez lo cual genera una reducción en los tiempos de experimentación.

Un simulador de cadera que considere los movimientos de FE, AA y RIE se clasifica como del tipo triaxial. Sin embargo, existen simuladores del tipo biaxial, que sólo consideran dos movimientos: FE y RIE, así como también los uniaxiales, los cuales ejecutan un movimiento de FE puro [15]. Entre mayor sea el número de movimientos que considere el simulador, el costo del equipo se incrementa ya que la complejidad demanda más aditamentos y dispositivos especiales para lograr todas las características y especificaciones que ofrece el sistema.

2.3.1 SIMULADOR DE CADERA UNIAxIAL.

El investigador Hernández-Rodríguez y colaboradores [1] diseñaron y fabricaron un simulador de cadera del tipo uniaxial (ver figura 2.7), el cual consta básicamente de un conjunto de cuatro estaciones cuyo movimiento recíprocante es de $\pm 23^\circ$ en una dirección, simulando el movimiento de la cadera en el plano sagital y aplicando una fuerza constante de 2 KN. Esto se logró a través de una estructura oscilatoria la cual está sujeta en dos chumaceras mediante dos pernos. La estructura es desplazada mediante un motor acoplado a un sistema dinámico de rueda manivela. La fuerza constante se obtiene mediante un tornillo de carga que suministra presión constante a un resorte que se encuentra colocado dentro de un sistema de embrague.

Por otra parte, además de aplicar una carga constante de 2 KN, este simulador aumenta la frecuencia de trabajo a 1.5 Hz con el objetivo de incrementar la agresividad de las pruebas y acortar los tiempos de ensayo.

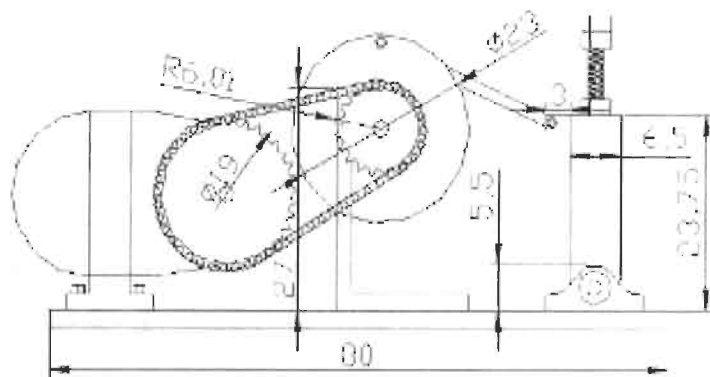


FIGURA 2.7 Simulador de cadera uniaxial [16].

2.3.2 SIMULADOR DE CADERA TRIAXIAL.

En la FIME-UANL se diseñó y fabricó otro simulador de cadera del tipo triaxial con movimiento recíprocante (TRM) el cual se basa en algunos principios de los simuladores biaxiales de movimiento recíprocante (BRM) [17]. Las curvas de movimiento de este simulador tienen las siguientes amplitudes: $\pm 23^\circ$ para FE, $\pm 23^\circ$ para AA y $\pm 8^\circ$ para RIE, siendo $\pi/2$ la diferencia de fase entre FE y AA [18].

El exceso en la amplitud de AA puede ser tomado como objeto de crítica, pero el funcionamiento final del simulador al combinar los tres movimientos da como resultado la posibilidad de realizar pruebas con un mayor factor de seguridad, con respecto al desempeño de una articulación humana.

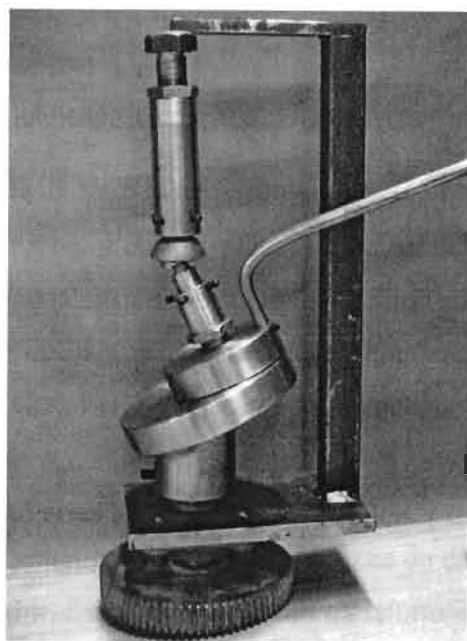


FIGURA 2.8 Fotografía de una estación del simulador de cadera triaxial [19].

El simulador cuenta con un motor eléctrico monofásico de 745.67 W de potencia, el cual provee el movimiento rotacional a cada una de las estaciones a una velocidad de 1.4 Hz. Este valor se obtiene mediante un sistema de reducción de velocidad, compuesta por una transmisión hidráulica acoplada al motor con una relación de 60:1 y un sistema de engranes diseñado para reducir la velocidad y transmitir potencia a cada una de las estaciones del simulador.

2.4 SISTEMAS DE MEDICIÓN E INSTRUMENTACIÓN.

Cuando observamos a nuestro alrededor, se puede percibir que los instrumentos están en todas partes. Un ejemplo son los relojes, y otro muy significativo es el panel de instrumentos en un automóvil cualquiera. Se denomina instrumentación al conjunto de dispositivos que hacen posible la medida de una variable física particular. También se define al conjunto de instrumentos de medida que permite seguir la evolución de un sistema físico, cualquiera que sea el número de variables involucradas [20]. Por lo anterior, se considera a la instrumentación como la disciplina que estudia las técnicas de diseñar, construir y utilizar correctamente los sistemas de medida.

2.4.1 COMPONENTES GENERALES DE UN SISTEMA DE MEDIDA.

La figura 2.9 muestra el esquema simplificado de un sistema de medida en forma de bloques funcionales. La idea es medir una variable correspondiente a un sistema físico, usando un transductor para sensar los cambios mediante una señal eléctrica variable, acondicionando la señal a valores de fácil manejo y por último, almacenar y presentar los datos obtenidos.

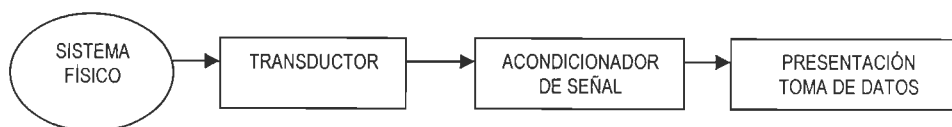


FIGURA 2.9 Componentes de un sistema generalizado de medida.

Actualmente, la presentación y/o toma de datos se hace de forma electrónica, por lo que la variable física a medir debe transformarse previamente a una señal eléctrica [21]. Esta señal eléctrica puede ser una corriente o un voltaje.

La conversión de la magnitud física de interés en una señal eléctrica del nivel adecuado para la presentación y/o toma de datos se realiza en dos etapas. En la primera etapa dicha magnitud física se convierte mediante un transductor en otra magnitud de tipo eléctrico. En la segunda etapa, un acondicionador de señal que incluye la circuitería necesaria para convertir la magnitud característica del transductor en una señal eléctrica de nivel adecuado.

Sin embargo, existen algunos sistemas donde las tres etapas de medida están totalmente integradas, de forma que un único aparato realiza las tres funciones, por ejemplo: un termómetro clínico, en el cual el transductor, el acondicionador de señal y el indicador digital están totalmente integrados. Por otro lado, particularmente en el caso de la instrumentación de laboratorio, las etapas están físicamente diferenciadas, y se dispone de un transductor que se conecta a la entrada de un acondicionador de señal, a cuya salida se conecta un dispositivo para presentar o tomar los datos [22]. Lo anterior hace al sistema más versátil ya que permite combinar transductores, acondicionadores y lectores en formas adecuadas para diversas aplicaciones.

2.4.1.1 SENSORES Y TRANSDUCTORES.

Un transductor puede definirse en general como un dispositivo que convierte una magnitud física en otra más conveniente para los propósitos de la medida [23]. Aunque la conversión puede ser a magnitudes de tipo mecánico (por ejemplo desplazamiento o presión hidráulica o neumática), en la mayoría de las aplicaciones se utilizan transductores de tipo eléctrico, ya que ello permite un mejor tratamiento de la información.

En la literatura técnica se puede encontrar el término sensor como sinónimo de transductor. De acuerdo con el Vocabulario Científico y Técnico de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, se denomina sensor a todo “dispositivo que detecta variaciones en una magnitud física y las transforma en señales útiles para un sistema de medida de control”. Sin embargo, es comúnmente utilizado el término sensor para el elemento que realiza la conversión de magnitudes y el transductor se considera al dispositivo completo que incorpora el sensor y todos los componentes necesarios para su completo funcionamiento [24]. Por ejemplo, un transductor de fuerzas está constituido por un elemento que, bajo la acción de la fuerza que se desea medir, se deforma en régimen elástico. Sobre éste se pegan elementos llamados bandas extensiométricos que convierten la deformación en variación de la resistencia de un hilo metálico. Estrictamente hablando, el sensor sería el filamento metálico de la banda extensiométrica y el transductor de fuerza todo el conjunto, incluidos los cables que permiten conectar el transductor a un acondicionador de señal.

2.4.2 MEDICIÓN DE FUERZA.

La ecuación $F = MA$ define la fuerza, por lo tanto un estándar de fuerza depende de los patrones de la masa (M) y la aceleración (A). La masa es considerada como una cantidad fundamental y su patrón es el kilogramo, mientras que la aceleración no es una cantidad fundamental, sino más bien se obtiene de la longitud y el tiempo. La aceleración de la gravedad, g , es un estándar conveniente que puede ser determinado con una precisión de aproximadamente 1 parte en 10^6 midiendo el periodo y la longitud efectiva de un péndulo o determinando el cambio con el tiempo de la velocidad de un cuerpo que cae libremente [25]. El valor estándar de g se refiere al valor al nivel del mar y a 45° de latitud y su valor numérico es 980.665 cm/s^2 .

2.4.2.1 MÉTODOS BÁSICOS DE MEDICIÓN DE FUERZA.

Una fuerza desconocida puede ser medida como sigue:

1. Balanceándola contra la fuerza gravitatoria conocida que actúa en una masa patrón, o directamente o mediante un sistema de palancas.
2. Midiendo la aceleración de un cuerpo de masa conocida al cual se le aplica la fuerza desconocida.
3. Balanceándola contra una fuerza magnética desarrollada por la interacción de una bobina portadora de corriente y un imán.
4. Transformando la fuerza en una presión de fluido y luego midiendo la presión.
5. Aplicando la fuerza a un miembro elástico y midiendo la deflexión resultante.
6. Midiendo el cambio de precisión de un giroscopio provocado por un par de torsión.
7. Midiendo el cambio de la frecuencia natural de un alambre tensado por la fuerza.
8. Usando celdas de carga hidrostáticas y neumáticas.

En la figura 2.10 el método descrito en el punto 1 es ilustrado por la balanza analítica, la balanza de péndulo y la balanza de plataforma. La balanza analítica requiere un diseño y operación cuidadosos para alcanzar su máximo desempeño [26]. El astil está diseñado de modo que su centro de masa quede sólo un poco (unas cuantas milésimas de centímetro) por debajo del pivote del eje de apoyo, y por lo tanto, apenas en equilibrio

estable. Esto hace que la deflexión del astil sea un indicador muy sensible de desequilibrio.

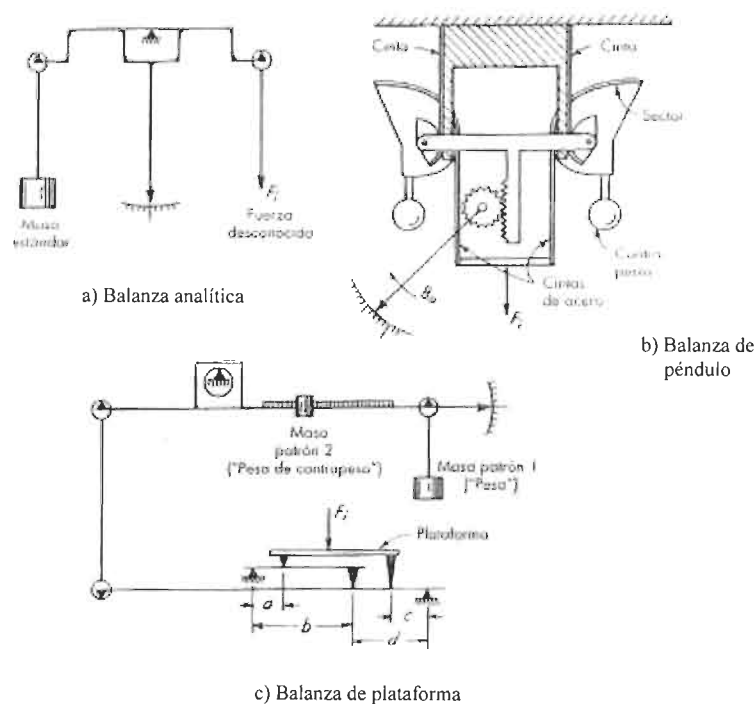


FIGURA 2.10 Métodos de medición de fuerza básicos [27].

La balanza de péndulo es un instrumento tipo deflexión en el cual la fuerza desconocida es convertida en un par de torsión que luego es balanceado por el par de torsión de una masa patrón fija dispuesta como péndulo. La versión práctica de este principio utiliza sectores especialmente conformados y cintas de acero para linealizar la relación par torsión-ángulo, aplicando la fuerza desconocida F_i de manera directa.

La balanza de plataforma utiliza un sistema de palancas que permite medir grandes fuerzas en función de pesos patrón mucho más pequeños. El astil se pone en cero mediante una combinación apropiada de pesas y el ajuste del brazo de palanca de contrapeso a lo largo de su escala calibrada. Se puede hacer que la balanza sea de autobalanceo con la adición de un detector de desplazamiento eléctrico para la detección

de la posición nula y un sistema de amplificador-motor para situar el contrapeso para alcanzar la posición nula.

La balanza electromagnética que se muestra en la figura 2.11 utiliza un detector de posición nula fotoeléctrico, un amplificador y una bobina generadora de par de torsión en un servosistema para balancear la diferencia entre la fuerza desconocida F_i y la fuerza de la gravedad que actúa en una masa patrón [28]. Sus ventajas con respecto a las balanzas mecánicas son su facilidad de uso, menos sensibilidad al ambiente, respuesta más rápida, tamaño más pequeño y facilidad de operación remota.

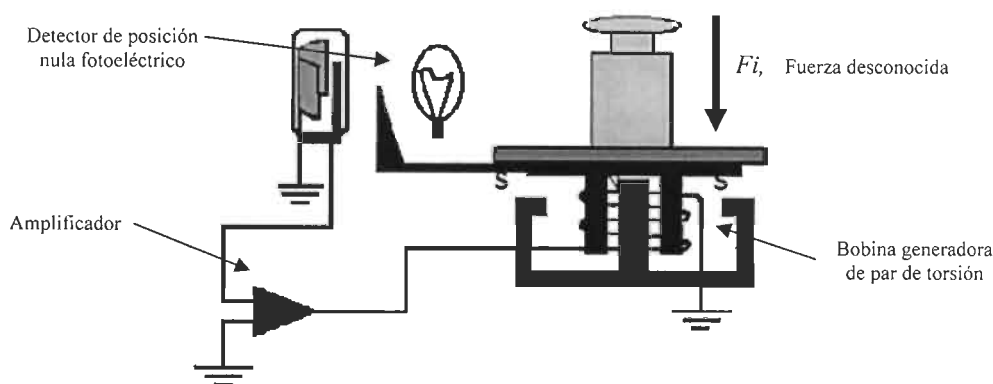


FIGURA 2.11 La balanza electromagnética [29].

Además, la señal de salida eléctrica es conveniente para el registro continuo o aplicaciones de control automático. Las balanzas con microprocesadores integrados [30] permiten incluso una mayor conveniencia, versatilidad y velocidad de uso puesto que automatizan muchos procedimientos de rutina y proporcionan funciones que antes no eran factibles.

Otra manera de medir la fuerza es utilizando celdas hidrostáticas y de carga neumáticas [31]. Celdas hidráulicas se llenan por completo de aceite y en general tienen una presión de precarga del orden de $2 \cdot 10^9 \text{ kg/cm}^2$. La aplicación de la carga incrementa la presión del aceite, la cual es leída en un medidor preciso. Se pueden usar transductores de presión eléctricos para obtener una señal eléctrica. Las celdas son muy rígidas y se deflexionan sólo unas cuantas milésimas de centímetro cuando se someten a carga completa.

La celda de carga neumática utiliza un transductor de boquilla de aleta como amplificador de alta ganancia en un servolazo. La aplicación de la fuerza F_i provoca una deflexión del diafragma la que a su vez incrementa la presión p_o puesto que la boquilla está casi cerrada. Este incremento de presión que actúa en el área del diafragma produce una fuerza F_p efectiva que tiende a regresar al diafragma a su posición anterior.

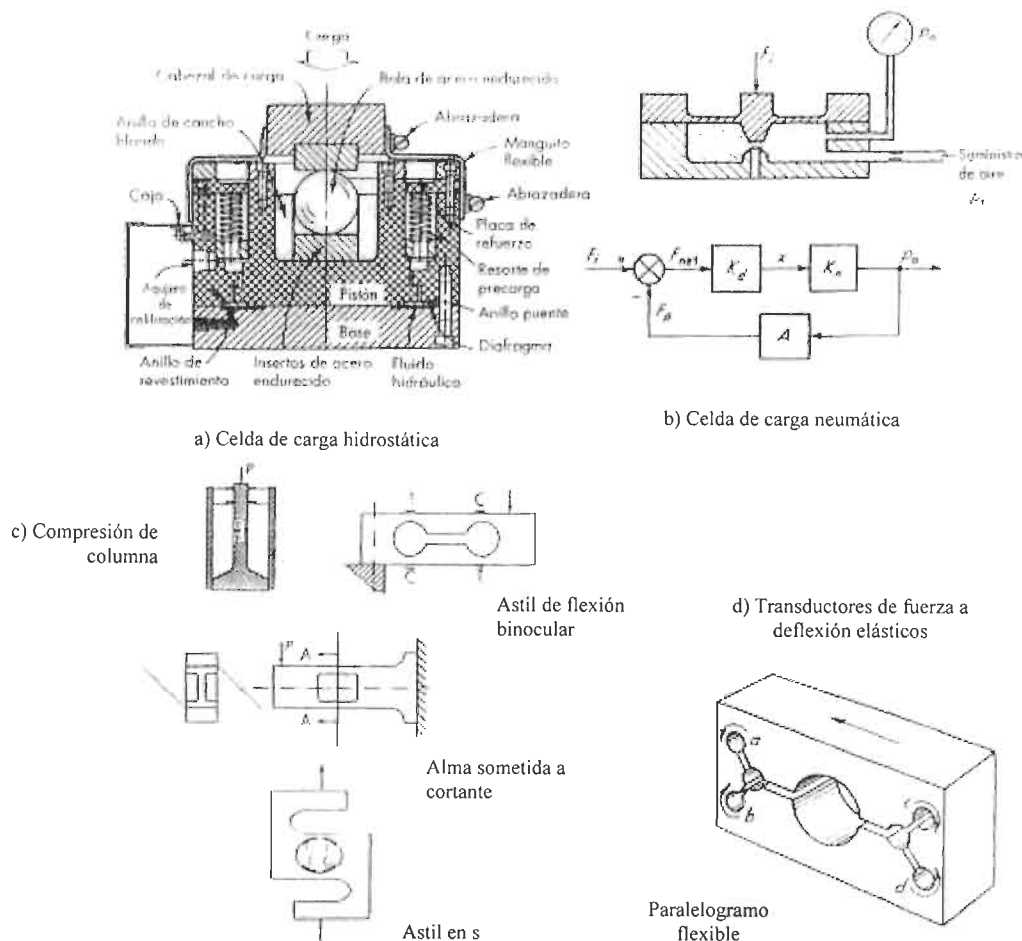


FIGURA 2.12 Diferentes tipos de celdas de carga [27].

En la figura 2.13 se muestra una construcción típica de una celda de carga con extensómetros para medir fuerzas de compresión. El miembro detector de carga es suficientemente corto para evitar que la columna se doble bajo la carga nominal y está diseñado para que desarrolle aproximadamente 1500 micrómetros ($1m$) con carga de escala completa.

Los materiales utilizados para la fabricación de esta clase de dispositivos incluyen acero SAE 4340, acero inoxidable 17-4 PH y aleación de aluminio 2024-T4.

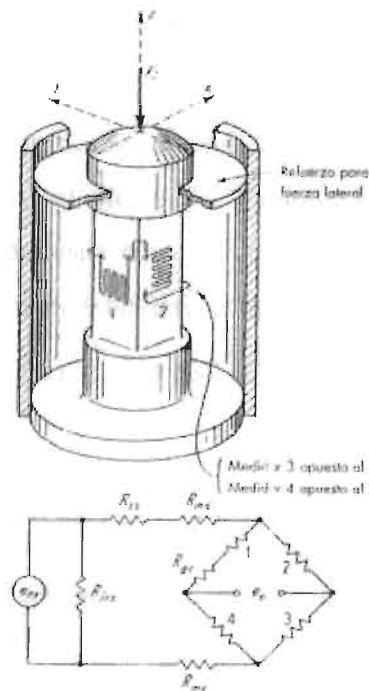


FIGURA 2.13 Celdas de carga con extensómetros [27].

$$e_o = e_{ex} \left(\frac{R_{gc} + R_1}{R_{gc} + R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_4 + R_3} \right)$$

Los medidores de metal tipo hoja se adhieren en los cuatro lados; los medidores 1 y 3 detectan el esfuerzo directo provocado por F_i mientras que el 2 y 4 el esfuerzo transversal provocado por la relación de Poisson μ . Además, el arreglo es insensible a esfuerzos de flexión provocados por la aplicación de F_i descentrada o a un cierto ángulo. La deflexión bajo carga completa de semejantes celdas de carga es del orden de 0.0254 a 0.381 mm, lo que indica su elevada rigidez.

Para alcanzar la alta precisión (0.3 a 0.1 % de la escala completa), es necesaria una compensación por temperatura adicional [32]. Esto se logra por medio de resistores sensibles a la temperatura R_{gc} y R_{mc} . Estos resistores están permanentemente adheridos en la parte interna de la celda de carga para que asuman la misma temperatura que los medidores. El propósito de R_{gc} es compensar para los coeficientes de temperatura diferentes de resistencia de los cuatro medidores. El propósito de R_{mc} es compensar la dependencia en la temperatura del módulo de elasticidad del miembro detector de carga. Es decir, aunque se desea medir fuerza, los medidores detectan deformación; por lo

tanto, cualquier cambio del módulo de elasticidad producirá una deformación diferente (y por lo tanto, un voltaje de salida e_o diferente), aun cuando la fuerza es la misma.

Como todos los metales cambian de módulo con la temperatura, este efecto provoca una variación de la sensibilidad. La resistencia R_{mc} compensa esto cambiando el voltaje de excitación aplicado en realidad al puente en exactamente la cantidad correcta para contrarrestar el efecto del módulo. En celdas de carga comerciales a menudo se encuentran dos resistencias adicionales (no sensibles a la temperatura). Una es R_{ss} , el cual se ajusta para estandarizar la sensibilidad para un voltaje de excitación e_{ex} a un valor deseado, y otra R_{irs} , el cual se utiliza para ajustar la resistencia de entrada a un valor deseado.

2.4.3 SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESADO DE DATOS.

Son muchas las aplicaciones donde se hace indispensable el tratamiento de señales que nos proporcionen información sobre fenómenos físicos. En general, este tratamiento es necesario hacerlo sobre grandes cantidades de información y con una elevada velocidad de procesado; una computadora personal es la encargada de realizar éstas tareas debido a su excelente velocidad de procesado sobre cantidades elevadas de información.

2.4.3.1 CARACTERÍSTICAS DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS.

Comúnmente, los dispositivos usados para la adquisición de señales son las tarjetas de adquisición de datos, que son las que proporcionan a la computadora personal la capacidad de adquirir y generar señales, ya sean analógicas o digitales. Sin embargo, éstas no son las únicas funciones de las tarjetas de adquisición, también disponen de contadores y temporizadores.

Cuando se desea obtener información sobre fenómenos físicos es necesario introducir el elemento conocido como transductor [33]. El transductor es el primer elemento que forma un sistema general de adquisición de señales. Generalmente, las señales eléctricas generadas por los transductores no son adecuadas o no son compatibles con las características de entrada de una tarjeta de adquisición de datos. En

estos casos se hace necesario el uso de dispositivos de acondicionamiento de señal que realizan un pretratamiento de la señal. Entre otras, las funciones más usuales de los acondicionadores son amplificación, filtrado, aislamiento eléctrico, incluso linealización y multiplexado. La figura 2.14 muestra una configuración general de un sistema basado en la adquisición de datos.

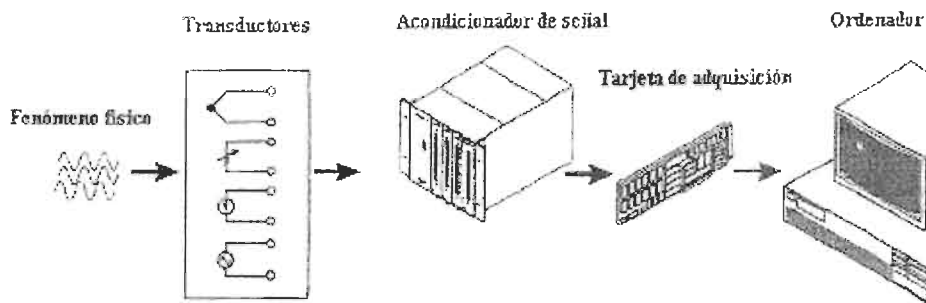


FIGURA 2.14 Configuración general de un sistema basado en la adquisición de datos [34].

2.4.3.2 ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.

Dependiendo de los tipos de transductores que se usen, el uso de un equipo de acondicionamiento de señal puede mejorar la calidad y prestaciones del sistema de adquisición propuesto [35]. Las funciones de acondicionamiento que se usan generalmente para cualquier tipo de señal son amplificación, filtrado y aislamiento.

- ξ **Amplificación.** Debido al bajo nivel de señal que suministran los transductores, el ruido puede jugar un papel importante en lo que a error de medida de señal se refiere. Una amplificación fuera del chasis de la computadora y cerca de la fuente de origen de la señal, puede incrementar la resolución de la medida y reducir de una forma efectiva el efecto del ruido sobre la señal deseada.
- ξ **Filtrado.** El uso de filtros permite rechazar un cierto margen de frecuencias indeseables. Es muy común el uso de filtros pasa-banda con frecuencia central de 50 Hz para eliminar el ruido de red procedentes de lámparas fluorescentes, maquinaria, fuentes de alimentación, entre otras.
- ξ **Aislamiento.** La incompatibilidad de tierras entre las tarjetas de adquisición y las señales a medir es la causa más común de los problemas de medida y pueden

llegar a dañar la tarjeta. El método más usado para el aislamiento consiste en el uso de circuitos ópticos.

2.4.3.3 TARJETAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS (TAD).

Hoy en día disponemos de una gran variedad de tarjetas de adquisición de datos (TAD), que nos permiten llevar a cabo nuestras aplicaciones. Sin embargo, es importante conocer cuáles son las características que nos puede ofrecer cada tarjeta, de tal forma que se adapte correctamente a nuestra aplicación. Las características y precisión que nos proporciona una tarjeta, en cuanto a entradas se refiere, son básicamente el número de canales que dispone, la frecuencia de muestreo, la resolución, los niveles de entrada, salidas analógicas, puertos digitales y temporizadores.

2.4.3.4 CARACTERÍSTICAS DE LAS TAD.

- ξ **Entradas analógicas.** El número de canales analógicos se ha de especificar tanto para entradas referenciadas a tierra, como a diferenciales. Las entradas referenciadas a tierra también se les conoce como “single-ended inputs”. Si entre la terminal de referencia y tierra existe una diferencia de potencial, ésta se denomina tensión en modo común. Las señales diferenciales se basan en que las dos terminales de una entrada corresponden con dos terminales de entrada de la TAD, es decir, no existe ninguna terminal referenciada a tierra. De esta forma se elimina la tensión en modo común.
- ξ **Frecuencia de muestreo.** Determina la velocidad a la que se producen las conversiones Analógico-Digital. Una frecuencia de muestreo elevada proporciona señales con mayor calidad de definición en tiempo, al mismo tiempo aumenta el flujo de datos hacia el procesador. Por lo tanto, se habrá de buscar un valor que haga óptimo el funcionamiento del sistema. Es fundamental en toda adquisición respetar el teorema de Nyquist para el muestreo.
- ξ **Resolución.** Indica el número de bits que utiliza el convertidor Analógico-Digital para cuantificar los niveles de señal analógica. Cuanto

mayor sea el número de bits del convertidor Analógico-Digital, mayor será el número de niveles de señal que se puede representar.

- ξ **Niveles de entrada.** Son los límites de entrada de voltaje de la TAD. Las señales unipolares admiten únicamente niveles de voltaje positivos, mientras que las bipolares permiten las dos polaridades.
- ξ **Salidas analógicas.** Básicamente las características técnicas de las salidas analógicas son las mismas comentadas para las entradas analógicas.
- ξ **Puertos digitales.** Son líneas de entrada/salida digitales. Se utilizan para control de procesos, generación de modelos por testeo, para comunicación con equipos periféricos, principalmente. Los parámetros más importantes que caracterizan los puertos digitales son el número de líneas disponibles, la velocidad a la cual se pueden transferir los datos y la capacidad de control de diferentes dispositivos.
- ξ **Temporizadores.** Son líneas útiles para muchas aplicaciones tales como contar las veces que se produce un evento, generar bases de tiempos para procesos digitales o generación de pulsos.

2.4.3.5 DIAGRAMA A BLOQUES DE UNA TAD.

La etapa de entrada de una TAD es muy común para todos los tipos y modelos. Básicamente esta compuesta por un multiplexor, que permite disponer de varios canales de entrada, seguido de un amplificador de instrumentación de ganancia programable. Este amplificador se conecta a otro amplificador de muestreo y retención (“*sample & hold*”) y finalmente éste proporciona el valor de tensión al convertidor Analógico-Digital. La figura 2.15 muestra la etapa de entrada general de una TAD.

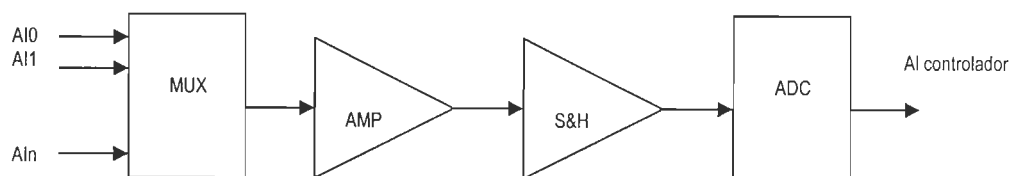


FIGURA 2.15 Etapa de entrada general de una TAD.

En cuanto a las salidas analógicas, se componen básicamente de convertidores Digital-Analógico que se conectan directamente al bus interno del microprocesador. Para cada salida analógica se necesita un convertidor Digital-Analógico que normalmente tiene la misma resolución que los convertidores Analógico-Digital de la entrada.

CAPÍTULO 3

EXPERIMENTACIÓN

3.1 INTRODUCCIÓN.

La experimentación se llevó a cabo basándose en el planteamiento de la hipótesis, la cual fue punto de partida para diseñar y comprobar los sistemas que generen las condiciones de fuerza necesarias en el simulador de cadera. La experimentación se dividió en dos partes: la primera, fue la selección de un transductor de fuerza que sea capaz de medir fuerzas máximas de 2000 N, en conjunto con el diseño de una interface que nos proporcionara una señal de valor estándar y fácil manejo por una tarjeta de adquisición de datos. La segunda parte consistió básicamente en generar una señal de control que alimente a un sistema electroneumático capaz de generar una fuerza variable en el tiempo, lo más apegado al ciclo de Paul. Todo el sistema controlado con la ayuda del software de instrumentación LabVIEW 8.0.

3.1.1 PLAN EXPERIMENTAL.

En la figura 3.1 se presentan de manera esquemática los pasos que se siguieron durante la experimentación.

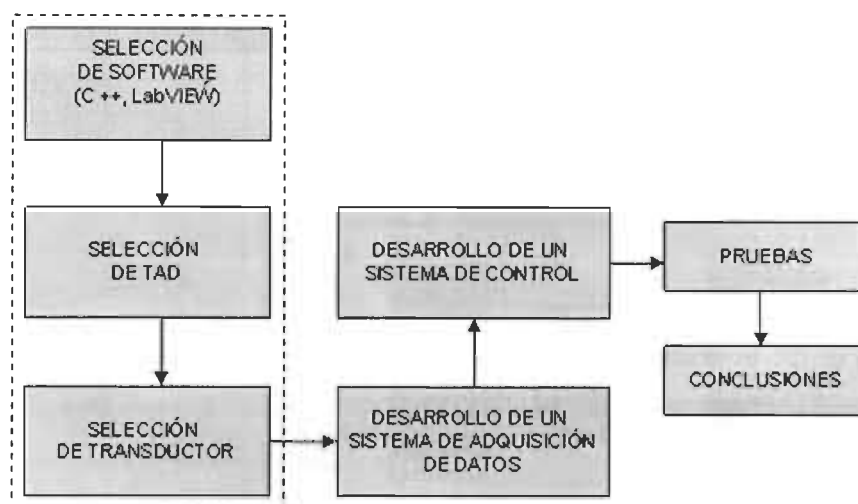


FIGURA 3.1 Esquema del plan experimental.

3.2 SOFTWARE DE INSTRUMENTACIÓN LABVIEW 8.0.

LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) es un ambiente de desarrollo basado en la programación gráfica [36]. Utiliza terminología, iconos e ideas familiares a técnicos, científicos e ingenieros, y se basa en símbolos gráficos en lugar de lenguaje textual para describir acciones de programación. LabVIEW está integrado completamente en las comunicaciones con el hardware tal como GPIB, RS-232 y DAQ.

3.2.1 INSTRUMENTOS VIRTUALES.

Los archivos básicos que se pueden crear con LabVIEW son llamados Instrumentos Virtuales o VIs por sus siglas en inglés. Cada VI consiste de dos partes principales: el panel frontal y el diagrama de bloques.

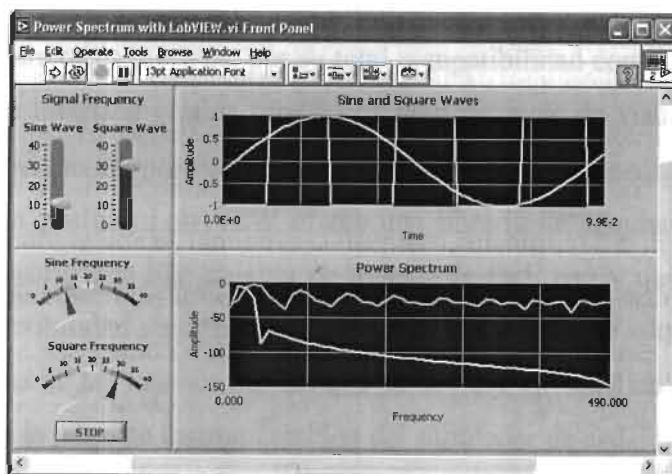
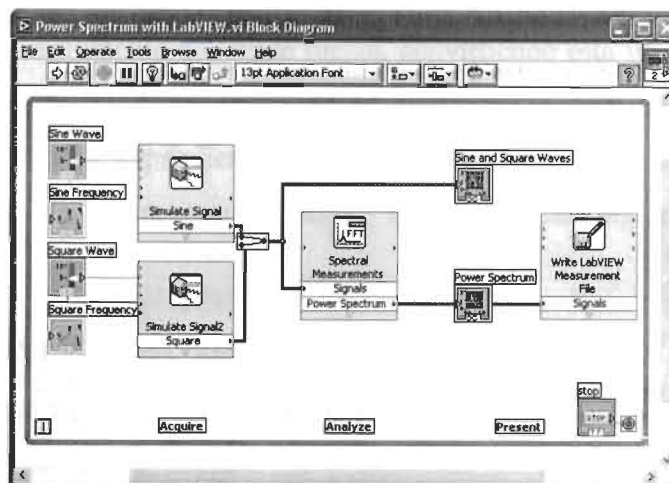


FIGURA 3.2 Panel frontal en LabVIEW.

FIGURA 3.3 Diagrama de bloques en LabVIEW.



El panel frontal es utilizado para interactuar con el usuario cuando el programa esta corriendo. El usuario puede controlar el programa, cambiar entradas, y ver datos actualizados en tiempo real. Existen controles que son usados como entradas e indicadores que son usados como salidas. Cada control o indicador del panel frontal tiene una terminal correspondiente en el diagrama de bloques.

El diagrama de bloque contiene el código fuente gráfico. Los objetos del panel frontal aparecen como terminales en el diagrama de bloque. Adicionalmente, el diagrama de bloque contiene funciones y estructuras incorporadas en las bibliotecas de LabVIEW VI. Los cables conectan cada uno de los nodos en el diagrama de bloques, incluyendo controles e indicadores de Terminal, funciones y estructuras.

Por otra parte, LabVIEW es un programa adecuado para la adquisición de datos, entre otros motivos, por su total compatibilidad con las tarjetas de National Instruments. Su interface gráfica ofrece una gran potencia de visualización de señales y dispone de librerías de procesado para el tratamiento de las señales adquiridas. Para que todo esto sea posible, LabVIEW ofrece una librería de adquisición de datos que proporciona al usuario una herramienta de trabajo de fácil uso y que permite disponer de una mayor flexibilidad en cuanto al manejo de las tarjetas de adquisición de datos. Lo anterior fue una de las razones por las que se decidió utilizar LabVIEW para el desarrollo y prueba de la parte de instrumentación del simulador de cadera mecánico.

3.3 CELDA DE CARGA.

La celda de carga es un instrumento que mide fuerza, convirtiendo esta variable física en una señal analógica eléctrica [37]. En la actualidad existen en el mercado una infinidad de marcas de celdas de carga, dependiendo del tipo de aplicación. Para nuestro caso, se seleccionó la celda de carga marca HBM, INC. con las siguientes características:

MODELO:	S35-1.5K-20575	RESISTENCIA DE ENTRADA:	386.9 Ω
SENSIBILIDAD:	2.9621 mV/V	RESISTENCIA DE SALIDA:	350.3 Ω
CARGA MÁXIMA:	6672.332 N	VOLTAJE DE EXCITACIÓN:	5 V

La carga máxima que puede sensar este dispositivo es de 6672.332 N. Partiendo de la idea de que la fuerza máxima que se presenta en el simulador es de 2000 N, con esta celda estamos sobrados en capacidad para tener lecturas por debajo del posible máximo valor sensado, lo anterior para no forzar al dispositivo sensor de fuerza, y por consiguiente se presente una vida útil más larga.

3.3.1 ESTUDIO DE LA CELDA DE CARGA.

En esta parte se describe el principio de funcionamiento de la celda de carga, a la cual se le aplicaron fuerzas conocidas y se midió el voltaje de salida, para así conocer más a detalle el comportamiento de este tipo de dispositivos. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3.1, la cual es una relación de fuerza-voltaje. Cabe mencionar que para esta prueba el voltaje de excitación en la celda fue de 5 V.

FUERZA (lb)	FUERZA (N)	VOLTAJE DE SALIDA (mV)
0	0	0
250	1112.055	2.4684
500	2224.111	4.9368
750	3336.166	7.4052
1000	4448.222	9.8736
1250	5560.277	12.3420
1500	6672.332	14.8105

TABLA 3.1 Relación fuerza-voltaje en celda de carga S35-1.5K-20575.

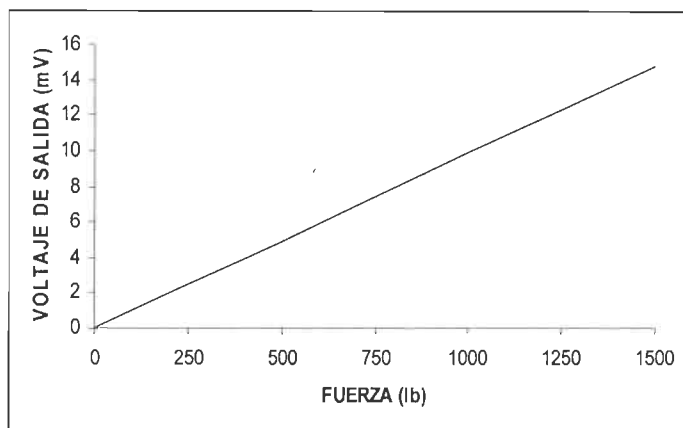


FIGURA 3.4 Gráfica fuerza-voltaje en celda de carga.

Los resultados anteriores muestran que la celda de carga presenta un comportamiento lineal de voltaje de salida, respecto a la fuerza que se le este aplicando. Se observa que el voltaje de salida máximo, que se presenta cuando la fuerza a medir es de 6672.332 N, es decir la salida a plena escala, se obtiene multiplicando el voltaje de excitación por la sensibilidad.

$$V_{sal\ max} = (V_{excitación})(Sensibilidad_{celda}) \quad (1)$$

$$V_{sal\ max} = (5V)(2.9621\ mV/V)$$

$$V_{sal\ max} = 14.8105\ mV$$

Esta valor es la que estaría sensando la tarjeta de adquisición de datos para que en conjunto con una programación el LabVIEW, se grafique el comportamiento de la fuerza respecto al tiempo. Pero se presenta un inconveniente, la tarjeta de adquisición sólo acepta valores de voltaje entre 0 y 5 V. Una señal tan pequeña del orden de milivolts, no será reconocida por la tarjeta. Sin embargo, es posible diseñar un circuito que nos acondicione y amplifique esta señal pequeña, conocido como amplificador de instrumentación.

3.3.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN PARA CELDA.

El amplificador de instrumentación es de los más útiles, precisos y versátiles disponibles en la actualidad. Está hecho de tres amplificadores operacionales y siete resistencias [38], como se muestra en la figura siguiente.

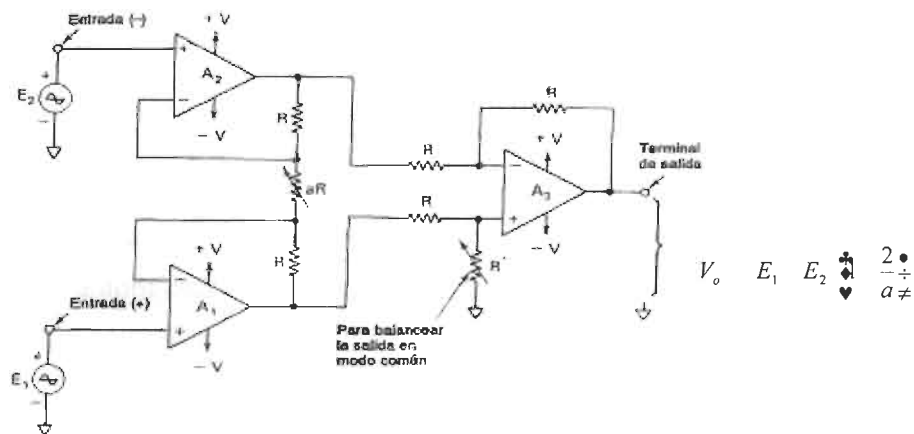


FIGURA 3.5 Amplificador de instrumentación [38].

El amplificador operacional A_3 y sus cuatro resistencias iguales R forman un amplificador diferencial con una ganancia unitaria. Sólo las resistencias de A_3 tienen que igualarse. La resistencia marcada como R' puede hacerse variable, para balancear eliminando cualquier voltaje en modo común. Sólo una resistencia aR , se usa para establecer la ganancia de acuerdo con la siguiente relación:

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a} \quad (2)$$

$$\text{donde } a = \frac{aR}{R}$$

E_1 se aplica a la entrada (+) y E_2 a la entrada (-). V_o es proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada. Bajo este contexto, se procedió primeramente a diseñar un amplificador de ganancia tal, que amplificara la salida máxima de la celda de carga, a un valor de voltaje entre 0 y 5 V. Posteriormente, se emuló el comportamiento del circuito obtenido con un software de simulación electrónica y por último se ensamblaron los componentes en un circuito impreso.

La idea es establecer una relación lineal entre dos rangos, como lo comentamos anteriormente, el voltaje de salida de la celda varía entre 0 y 14.8105 mV y necesitamos que sea proporcional a una señal de voltaje entre 0 y 5 V, debido a la entrada de la señal en la tarjeta de adquisición para LabVIEW. Por lo tanto, la ganancia necesaria para este caso se puede calcular como sigue:

$$G = \frac{V_o}{V_i} \quad (3)$$

$$G = \frac{5V}{14.8105mV} = 337.6$$

La cual es la ganancia de partida y necesaria para el diseño del amplificador de instrumentación. Primeramente se calculan el valor de las resistencias iguales R de la parte diferencial del amplificador de instrumentación. Se conoce que la ganancia es igual a:

$$G = 1 + \frac{2}{a} \quad (4)$$

Despejando a:

$$a = \frac{2}{G - 1} \quad (5)$$

Si G se estableció como 337.6, sustituimos en (5) para obtener el valor de a:

$$a = \frac{2}{337.6 - 1} = 5.941 \times 10^{-3}$$

Suponiendo $aR = 60 \Omega$, se puede calcular el valor de R:

$$R = \frac{aR}{a} \quad (6)$$

$$R = \frac{60}{5.941 \times 10^{-3}} = 10.09 \times 10^3 \Omega$$

El valor comercial próximo al cálculo anterior corresponde a una resistencia de 10 K Ω . Ahora se procedió a realizar la simulación del circuito con la ayuda del software Electronics Workbench 5.12, con la intención de verificar el funcionamiento antes de ensamblar el prototipo final, como puede verse en la figura 3.6.

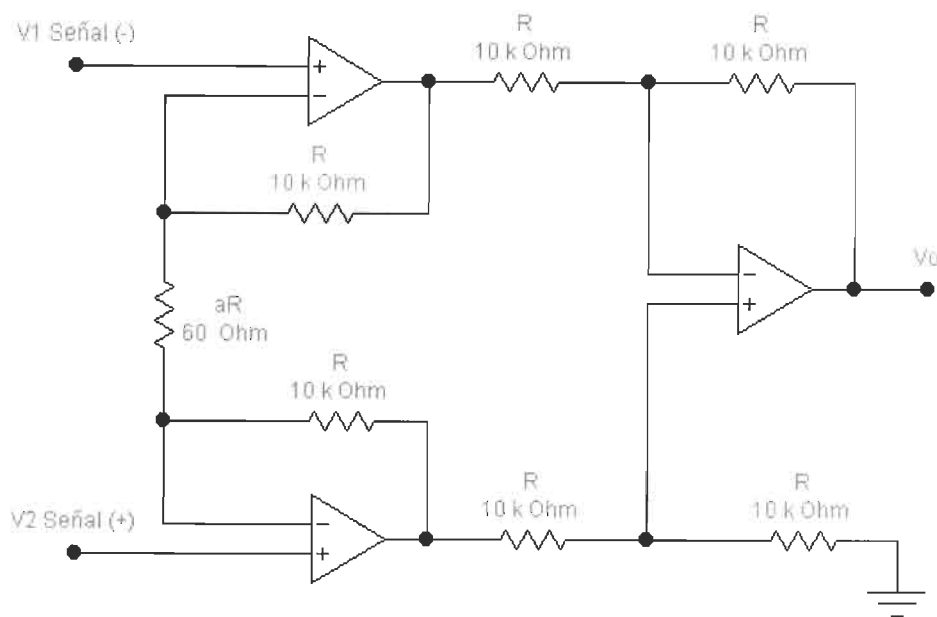


FIGURA 3.6 Amplificador de instrumentación simulado en Electronics WorkBench.

Para simular el comportamiento de la celda de carga, se conectó una fuente de voltaje de cd, y variando los valores entre 0 y 14.8105 mV. Este es el voltaje de entrada que estaría presente en el amplificador de instrumentación. Con la ayuda del multímetro virtual de Workbench, se monitorean los voltajes a la salida del amplificador, como se muestra en las figuras siguientes.

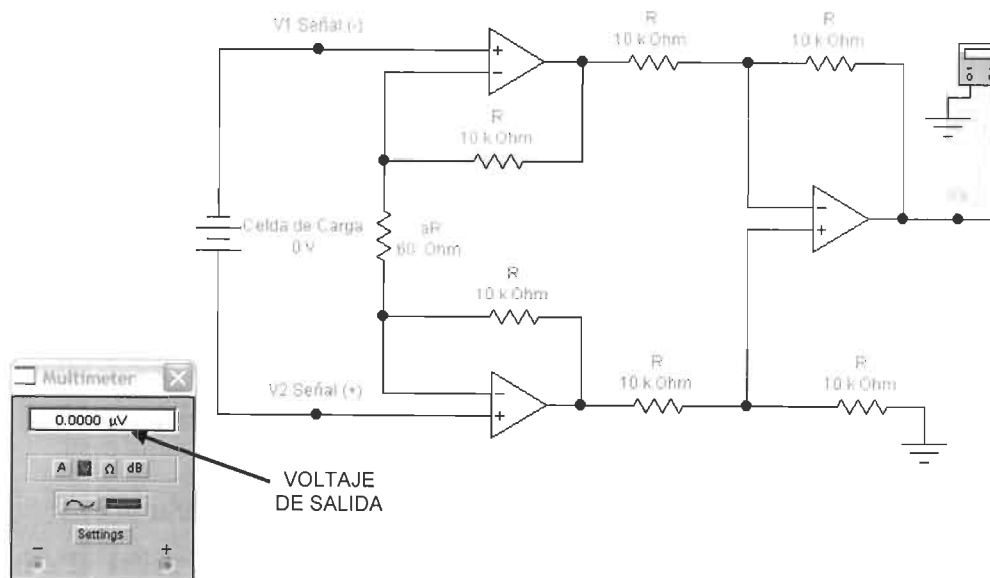


FIGURA 3.7 Señal de salida con un voltaje de entrada de 0 V.

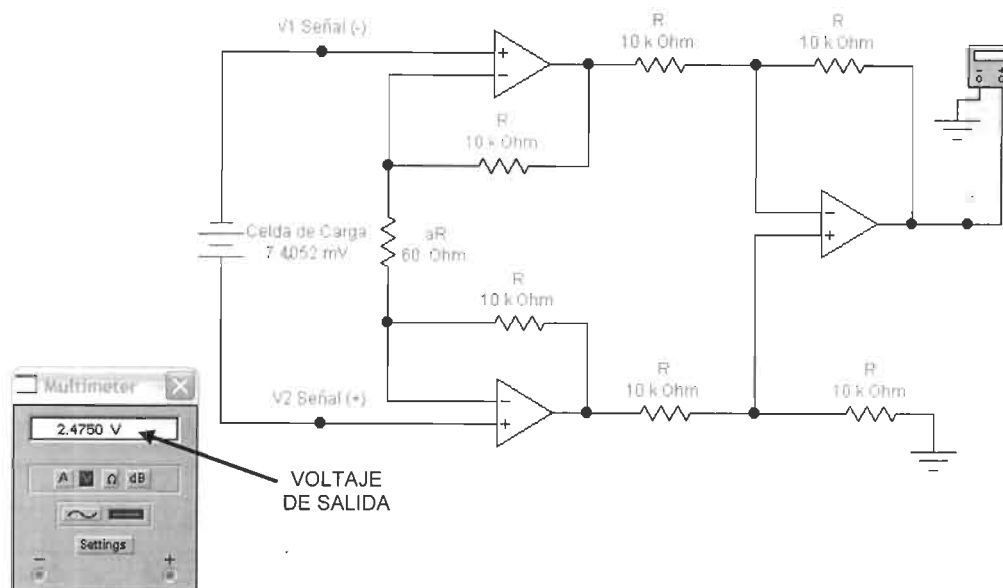


FIGURA 3.8 Señal de salida con un voltaje de entrada de 7.4052 mV.

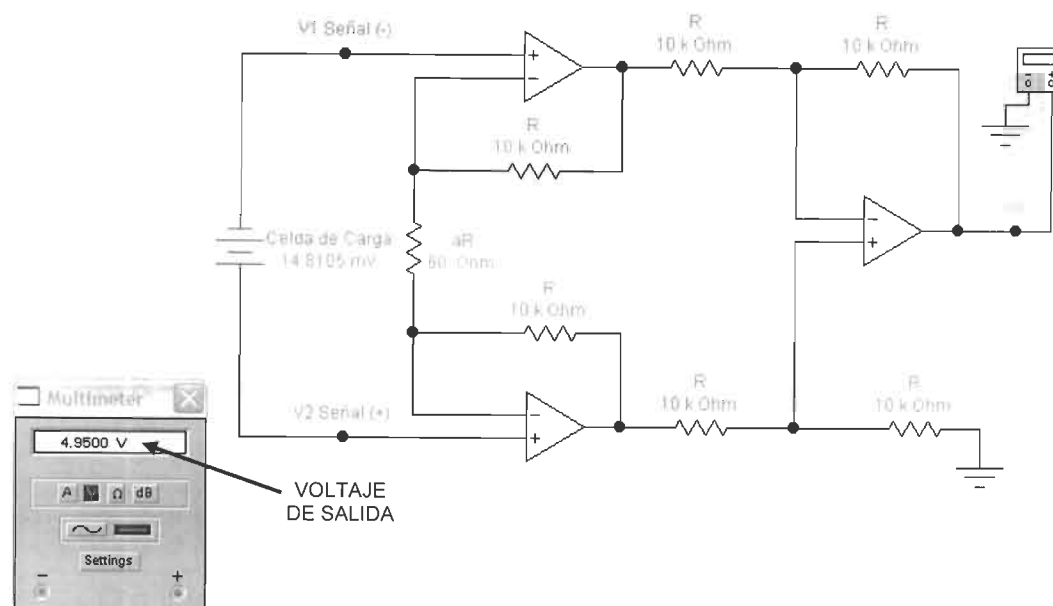


FIGURA 3.9 Señal de salida con un voltaje de entrada de 14.8105 mV.

Los resultados obtenidos se resumen en la tabla 3.2 en donde se puede observar una señal a la salida del amplificador con valores aproximados entre 0 y 5 V, que es la necesaria para conectarla a la tarjeta adquisitora de datos. Colocando un potenciómetro en lugar de la resistencia aR de valor de 100Ω , para regular la ganancia del amplificador, se puede obtener un voltaje de salida exacto de 5 V, cuando se presente la señal máxima de la celda de carga.

SEÑAL EN CELDA DE CARGA (mV)	SEÑAL DE SALIDA EN AMP. DE INSTRUMENTACIÓN (V)
0	0
2.4684	0.825
4.9368	1.650
7.4052	2.475
9.8736	3.300
12.3420	4.125
14.8105	4.950

TABLA 3.2 Voltajes de salida obtenidos en amplificador de instrumentación.

La figura 3.10 muestra el circuito amplificador final, el potenciómetro de 100Ω sirve para ajustar la ganancia del amplificador a un valor deseado. Se le agregó un circuito filtro RC pasa bajas a la salida del amplificador con el fin de eliminar posibles ruidos que afecten la calidad de la señal adquirida. La frecuencia de corte en este circuito puede calcularse con la siguiente relación:

$$f_c = \frac{1}{2\Sigma RC} \quad (7)$$

Si $R = 1.5 \Omega$ y $C = 1000 \mu\text{F}$, la frecuencia de corte sería:

$$f_c = \frac{1}{2\Sigma(1.5:)(1000IF)} = 106.103 \text{ Hz}$$

Con este valor aseguramos que las señales por arriba de esta frecuencia serán atenuadas por el filtro. Como los valores de frecuencia a los que van a estar trabajando los simuladores de cadera son del orden de 1.6 a 2 Hz, la frecuencia de corte deja pasar la señal sin ningún problema

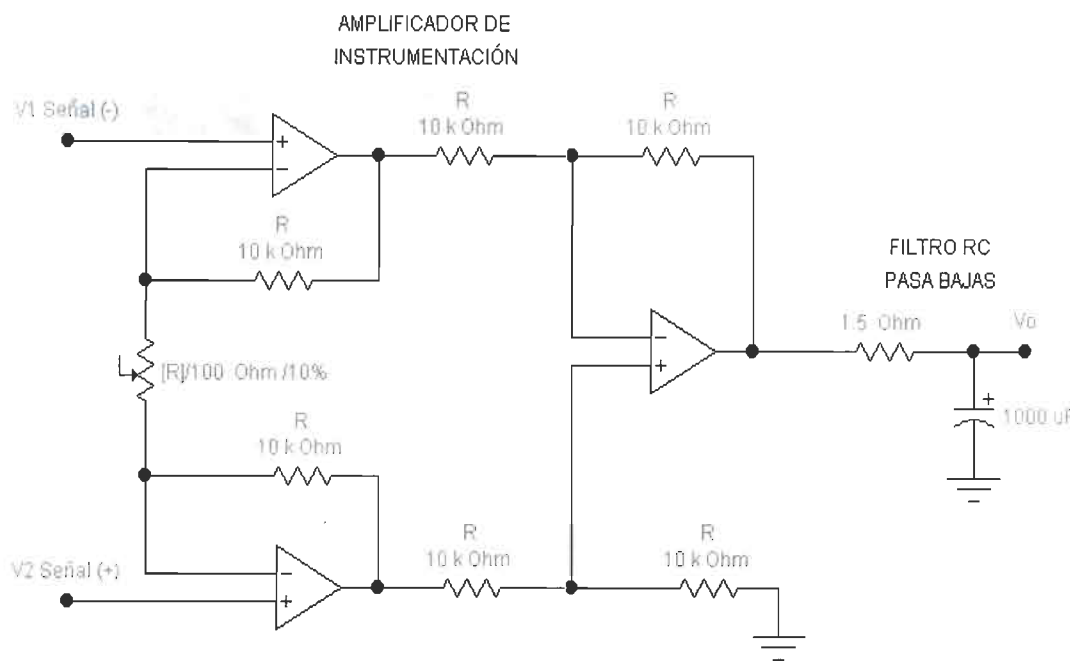


FIGURA 3.10 Circuito final del amplificador de instrumentación.

Por otra parte y para continuar con la experimentación, se ensambló y soldó el circuito final del amplificador de instrumentación para llevar a cabo pruebas reales en conjunto con la celda de carga. Lo anterior para verificar el comportamiento del sistema obtenido en la simulación realizada. Como en los simuladores de cadera se cuenta con cuatro estaciones de prueba de prótesis, cada estación va a tener una celda de carga todas de las mismas características, por lo que se armaron cuatro circuitos de amplificación con los mismos valores para cada uno de éstos, quedando como se muestra en la figura 3.11. Para el circuito amplificador operacional se utilizó el LM324 debido a su bajo costo, existencia en el mercado y fácil manejo.

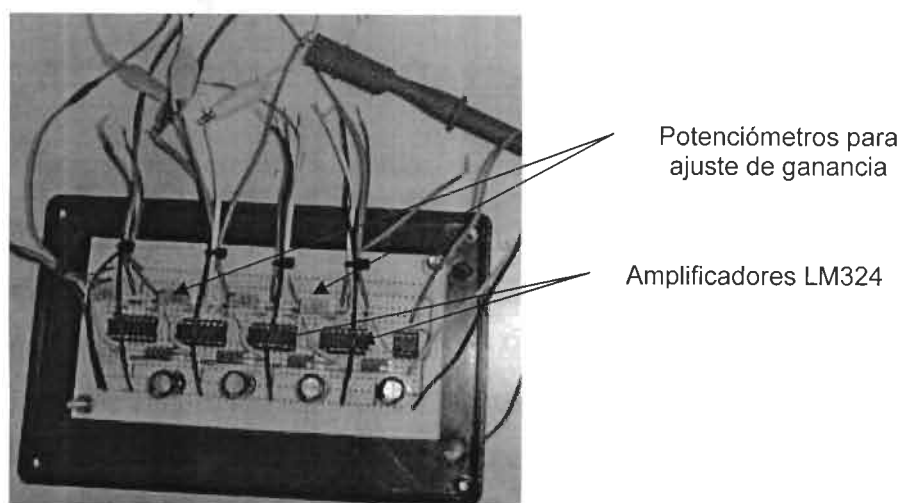


FIGURA 3.11 Circuito ensamblado del amplificador de instrumentación.

Para comprobar el funcionamiento del circuito ensamblado, se conectó la señal de salida de la celda de carga a las entradas del amplificador. La celda tiene cuatro cables, un rojo, un negro, un verde y un blanco. El voltaje manejado para la celda fue de 5 V conectado en los cables rojo (+) y negro (-). Los otros dos cables se conectaron como sigue: el cable color verde de la celda corresponde a la señal de salida (-) y por lo tanto, se conectó a la señal (-) del amplificador de instrumentación. De la misma manera, el cable de color blanco de la celda corresponde a la señal de salida (+) y se conectó a la señal (+) del amplificador de instrumentación. Con la ayuda de un tornillo de banco, se aplicó una fuerza a la celda de carga de tal forma que a la salida de ésta, se obtuviera una señal de 10 mV.



FIGURA 3.12 Generación de salida de 10 mV en celda de carga.

Ésta sería la señal de entrada del amplificador y como se diseñó para una ganancia de 337.6, el voltaje de salida puede ser calculado despejando V_o de la ecuación (5) quedando de la siguiente manera:

$$V_o = GV_i$$

$$V_o = (337.6)(10mV) = 3.376 V$$

Dicho voltaje fue obtenido prácticamente según se muestra en la figura 3.13, lo cual nos indica que el circuito amplificador de instrumentación ensamblado está funcionando como se esperaba.

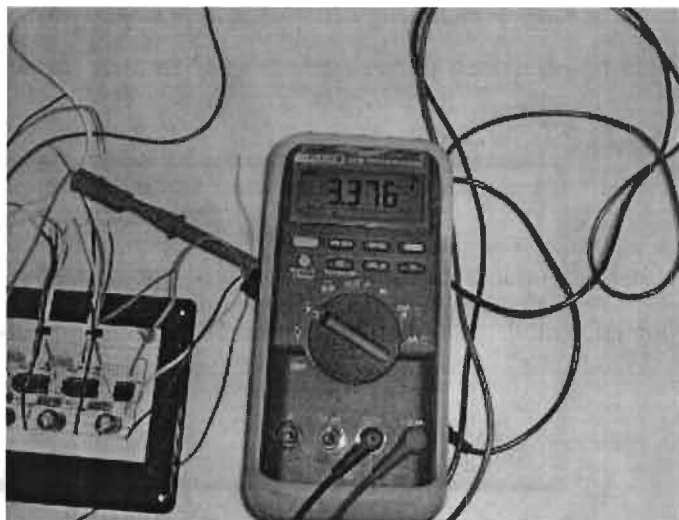


FIGURA 3.13 Señal de salida en amplificador de instrumentación.

3.3.3 CONFIGURACIÓN DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS.

Para esta parte de la experimentación, se seleccionó la tarjeta de adquisición de National Instruments NI USB-6008 (ver apéndice F), la cual tiene como características principales cuatro entradas analógicas de 0 a 5 V, y dos salidas analógicas también de valores entre 0 y 5 V. Cada salida del amplificador de instrumentación se conectó a la entrada de la tarjeta, como se muestra en el diagrama a bloques de la figura 3.14.

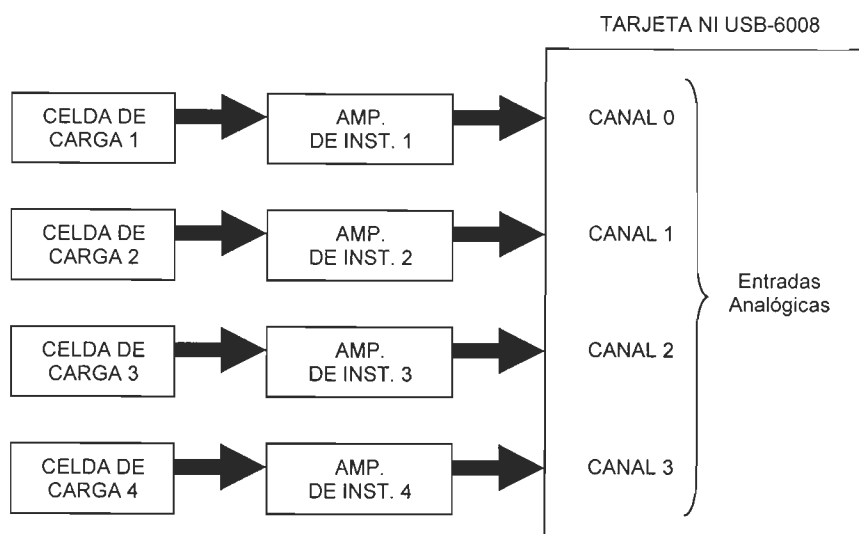


FIGURA 3.14 Conexión de los amplificadores de instrumentación y la tarjeta de adquisición NI USB-6008.

Por otro lado, la programación necesaria para adquirir los datos por los canales de entrada de la tarjeta adquirente requieren de un instrumento virtual, en donde se estén monitoreando las señales en cada canal. Esto se logró construyendo dentro de un ciclo *while* los bloques que se muestran en la figura 3.15.

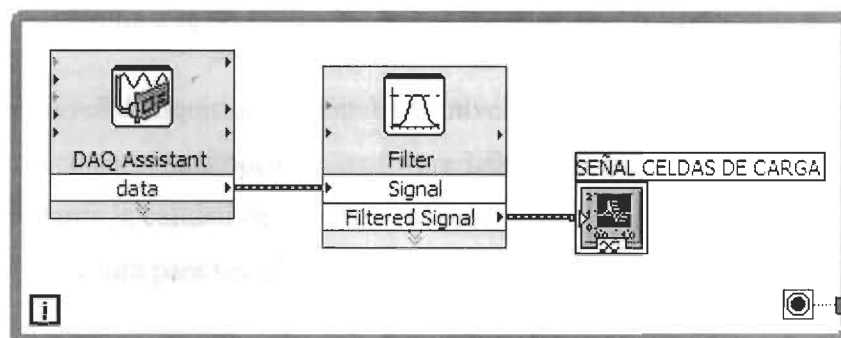


FIGURA 3.15 Rutina para leer datos en LabVIEW.

En la ventana *DAQ Assistant* dentro del software LabVIEW se configuran las características principales de cada uno de los canales de entrada de la tarjeta, para tener una óptima captación de la señal. Esta configuración básicamente consta de cuatro partes: el rango de voltaje de entrada, el modo de adquisición, las muestras a leer y la velocidad de muestreo. Éstos parámetros y sus valores se observan en la figura 3.16, y forman la configuración final usada en la adquisición de datos.

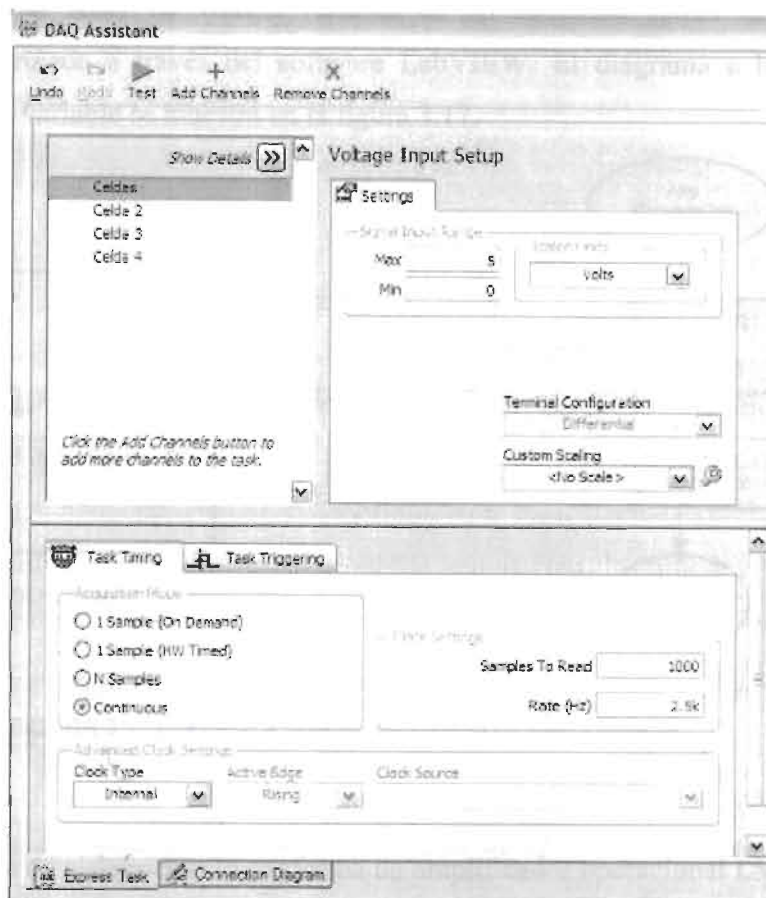


FIGURA 3.16 Configuración de la adquisición de datos en LabVIEW.

Como la señal adquirida presentaba un nivel de ruido se decidió colocar un filtro virtual que ofrece como una opción el software LabVIEW antes de mandarla a graficar, mejorando bastante la calidad de la señal. Por último, un graficador de señales se coloca al final de la estructura para ver el cambio de la señal respecto al tiempo.

3.4 SISTEMA GENERADOR DE FUERZA VARIABLE.

Una vez configurado el sistema de adquisición de datos, el paso siguiente fue diseñar el sistema de control que genere una fuerza variable respecto al tiempo. La idea básica es que a través de un elemento neumático gobernar la fuerza aplicada a cada prótesis a ser evaluada. Se seleccionó el músculo neumático MAS-40 de la compañía Festo, un regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC junto con la generación de una señal de voltaje variable en un canal de salida de la tarjeta adquisitora, controlada a través del software LabVIEW. El diagrama a bloques del sistema de fuerza variable se muestra en la figura 3.17.

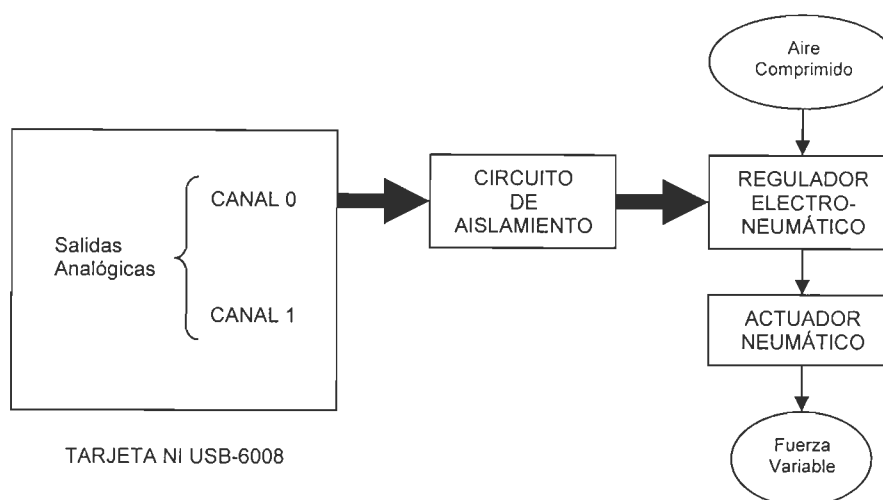


FIGURA 3.17 Diagrama a bloques del sistema de fuerza variable.

El circuito de aislamiento lo conforma un amplificador operacional LM741 en su configuración de seguidor de voltaje. La idea es aislar la tarjeta adquisitora de datos con el regulador electroneumático con la intención de evitar descargas eléctricas no deseadas en éstos dispositivos, que son muy costosos comparados con el LM741. Además el seguidor de voltaje se utiliza ya que su resistencia de entrada es alta (varios megahoms), por lo tanto, extrae una corriente despreciable de la tarjeta de adquisición. En la figura 3.18 se observa la configuración seguidor de voltaje utilizada en la parte de aislamiento.

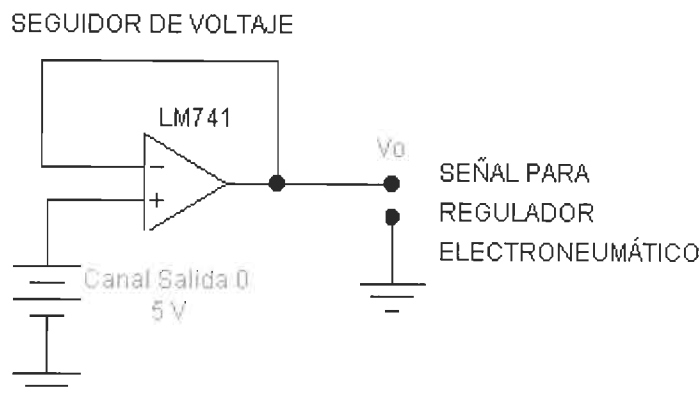


FIGURA 3.18 Circuito de aislamiento en el sistema de fuerza variable.

3.4.1 ESTUDIO DEL REGULADOR ELECTRONEUMÁTICO.

Los avances experimentados en los sistemas de mando electrónicos han permitido en los últimos años, desarrollar el mando proporcional en los sistemas electroneumáticos [39]. Para el mando proporcional se utilizan electroimanes proporcionales, es decir, electroimanes regulables y de corriente continua que transforman una señal eléctrica en una fuerza proporcional a dicha señal. Un aumento de la corriente eléctrica produce una mayor fuerza del electroimán. El utilizar válvulas proporcionales o reguladores electroneumáticos dan como resultado máquinas más flexibles, con velocidades de operación más elevadas y con una repetibilidad excelente.

Bajo este contexto, se seleccionó un regulador electroneumático de la marca SMC (ver figura 3.19) que opera partiendo del principio que presentan las válvulas proporcionales, en este caso, con una señal proporcional de voltaje se controla la salida de aire comprimido.



FIGURA 3.19 Regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4 marca SMC.

Las características principales del regulador se enuncian a continuación:

MODELO:	ITV2050-21N3BL4
VOLTAJE DE ALIMENTACIÓN:	24 VCD
SEÑAL DE CONTROL:	0 a 5 VCD
PRESIÓN DE TRABAJO:	0.05 – 9 bar
CONSUMO DE CORRIENTE:	0.12 A
IMPEDANCIA DE ENTRADA:	6.5 K Ω

Para realizar las pruebas preliminares de este dispositivo se utilizó una presión de trabajo constante de 6 bar, y con una fuente de voltaje variable se generó la señal de control para comprobar el funcionamiento adecuado del regulador. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3.3.

VOLTAJE DE CONTROL (V)	PRESIÓN DE SALIDA (bar)
0	0
1	1.2
2	2.4
3	3.6
4	4.8
5	6.0

TABLA 3.3 Relación voltaje-presión de salida en el regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4.

Si graficamos los datos obtenidos en la tabla anterior, se observa en la figura 3.20 que el elemento presenta un comportamiento lineal y proporcional.

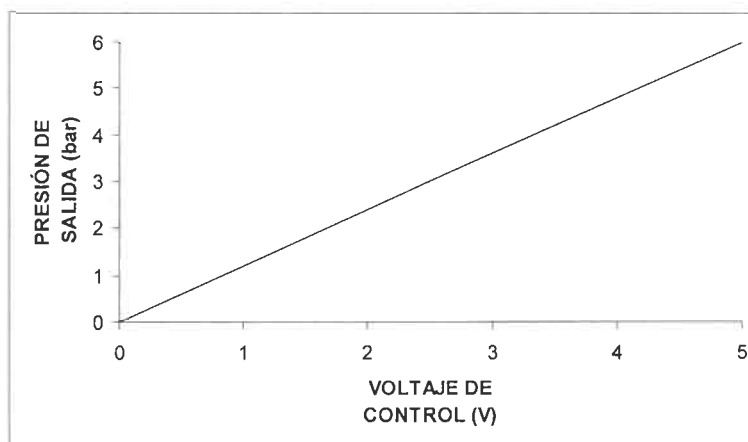


FIGURA 3.20 Gráfica voltaje-presión en regulador electroneumático.

3.4.2 ACTUADOR NEUMÁTICO.

Ahora es necesario seleccionar un elemento neumático el cual genere una fuerza variable en función de una presión de alimentación también variable. Dicho elemento es conocido como músculo neumático y se define como un actuador de tracción que funciona como un músculo humano. En comparación con un cilindro neumático, es capaz de generar una fuerza de tracción inicial más grande, su fuerza disminuye en el transcurso del movimiento de contracción por lo tanto, tiene un gran poder de aceleración y al mismo tiempo es capaz de acercarse a la posición nominal suavemente. [40]. Un músculo neumático no tiene partes mecánicas móviles, con lo que tampoco se produce fricción externa. Aplicando una presión interior, la periferia se dilata, con lo que se obtiene una fuerza de tracción y un movimiento de contracción a lo largo del músculo neumático.

Este es el dispositivo que se uso para generar la fuerza variable, ya que dependiendo de la cantidad de presión que se le aplique es la fuerza de tracción que proporciona. El modelo MAS-40 ofrece una fuerza de tracción máxima de 5700 N a una presión de 6 bar. El circuito electroneumático se observa en la figura 3.21.

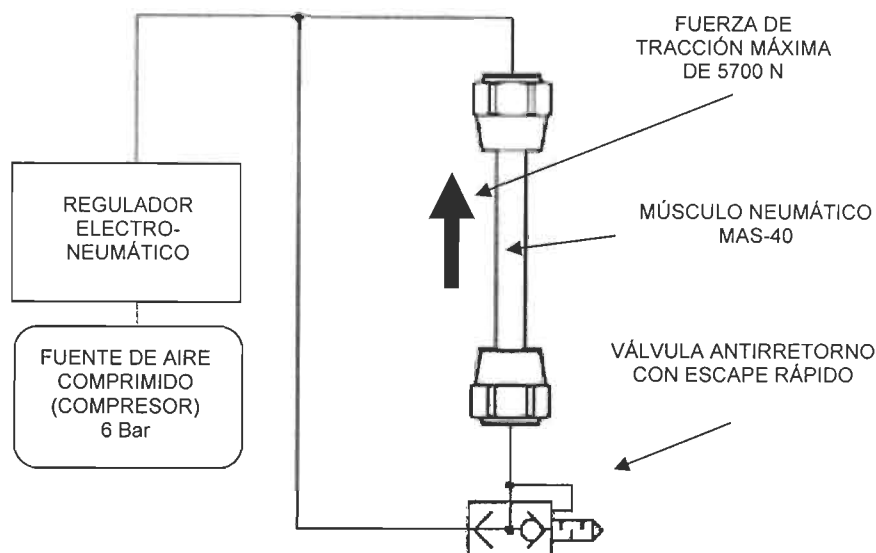


FIGURA 3.21 Circuito electroneumático regulador-músculo.

VOLTAJE DE CONTROL (V)	PRESIÓN DE SALIDA (bar)	FUERZA DE TRACCIÓN (N)
0	0	0
1	1.2	1140
2	2.4	2280
3	3.6	3420
4	4.8	4560
5	6.0	5700

TABLA 3.4 Relación voltaje-fuerza en el sistema electroneumático.

3.4.3 CONFIGURACIÓN DE LA SEÑAL DE CONTROL.

La señal variable en voltaje se obtuvo usando el módulo conocido como generador de señal arbitraria en LabVIEW. Esta señal es configurable a valores que decida el usuario. Una vez obtenida la señal, se mando escribir al canal de salida 0 correspondiente a la señal de control en el regulador electroneumático. El bloque de programación generado se muestra en la figura 3.22.

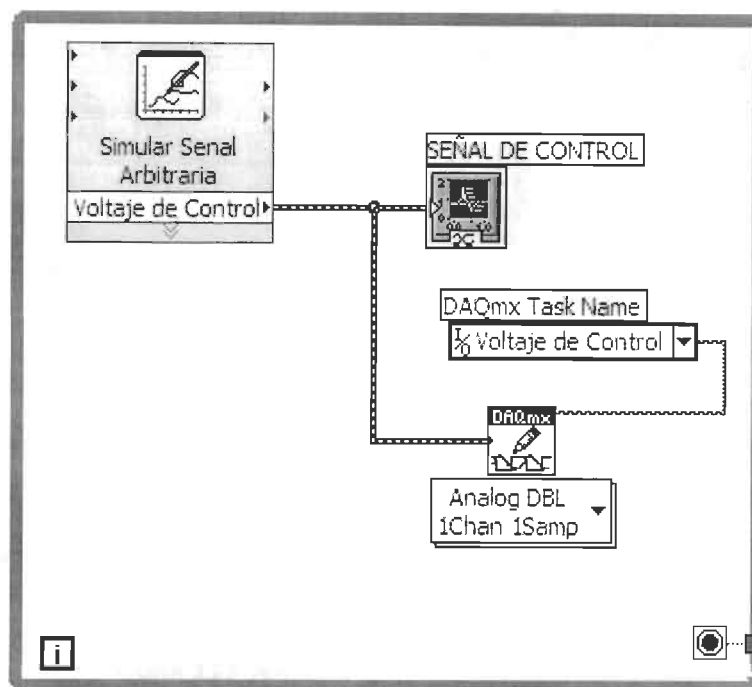


FIGURA 3.22 Rutina para generar la señal de control en LabVIEW.

Para monitorear la señal generada se conecta un graficador a la salida de tal forma de visualizar el valor de la señal de control que alimenta al regulador electroneumático. La señal se genera configurando el módulo *Define Signal* como se explica a continuación. Por ejemplo, para generar una señal periódica tipo escalón de valores 0, 1, y 2 volts, con un periodo de 1.4 segundos es necesario introducir en la parte de Data Points ocho valores, la columna de X representa el tiempo en segundos o milisegundos (m), como la señal es de 1.4 segundos, se dividen en intervalos de 200 *mseg*. Es decir, cada 200 *mseg* debemos especificar el valor del voltaje de salida, esto se escribe en la columna Y. La configuración final para generar la señal deseada se observa en la figura 3.23.

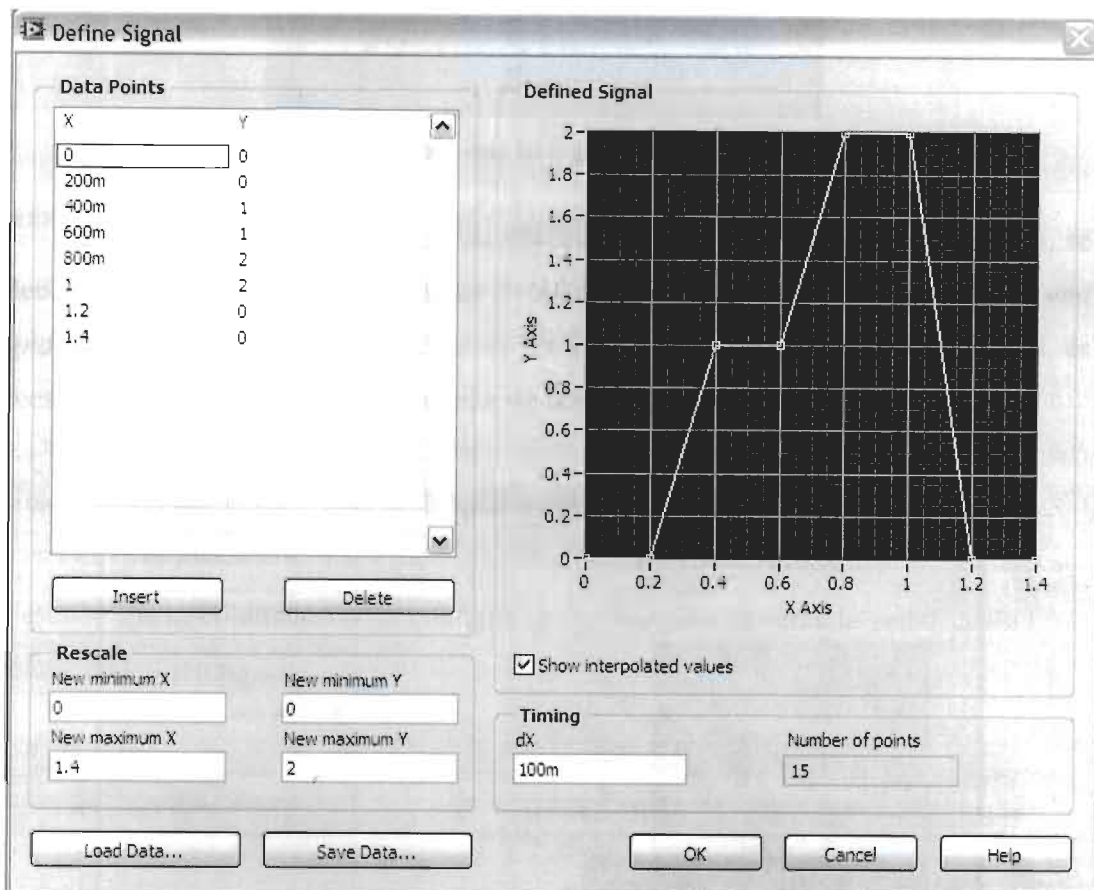


FIGURA 3.23 Definiendo la señal de control en LabVIEW.

Al realizar una corrida del programa se observa en el graficador una señal tipo escalón con valores de 0, 1 y 2 volts, ésta sería la señal de control que se conecta al

regulador electroneumático. De la misma forma, podemos configurar cualquier valor de voltaje entre 0 y 5 V, ya que el canal de salida de la tarjeta adquisitora sólo puede proporcionar como máximo un voltaje de 5 V, logrando generar la señal de control utilizando LabVIEW.

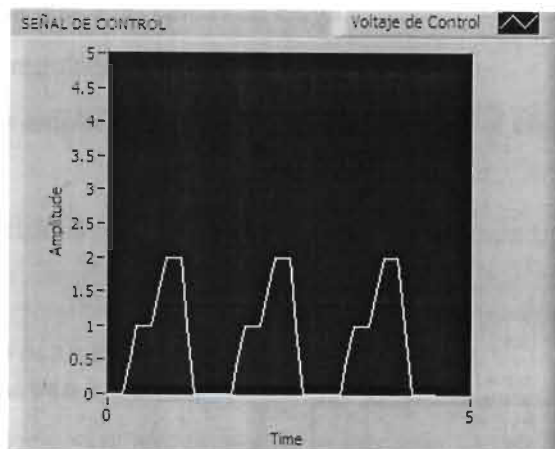


FIGURA 3.24 Señal de control vista en el graficador de señales de LabVIEW.

Para hacer que la señal se repita continuamente, es decir, que sea periódica, se selecciona en la configuración *Simulate Arbitrary Signal*, la opción *Start over when end signal is reached*. Ya que las pruebas en los simuladores de cadera son repetitivas, es necesario que la señal de control presente un comportamiento también repetitivo.

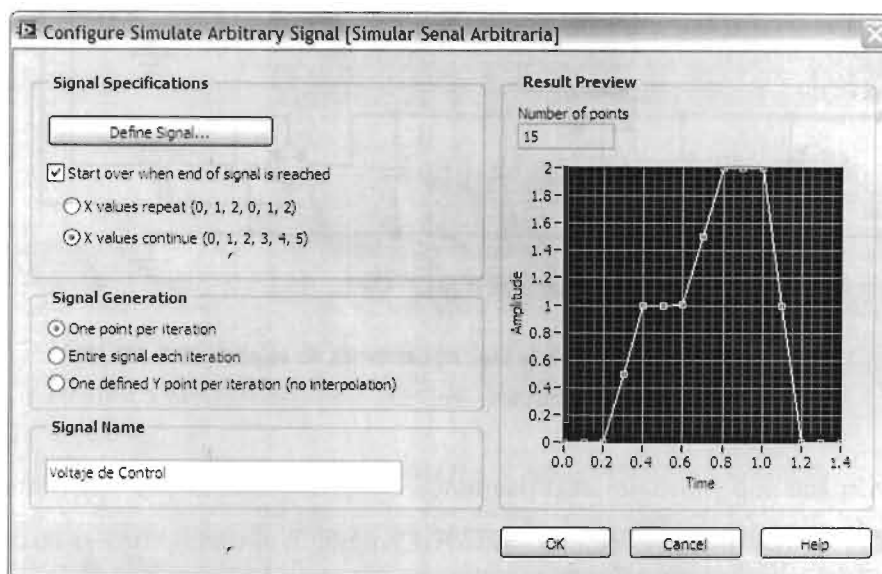


FIGURA 3.25 Especificaciones de la señal de control cíclica.

3.5 VOLTAJES DE ALIMENTACIÓN PARA EL SISTEMA.

Debido a que cada elemento del sistema de instrumentación propuesto demanda un determinado valor de voltaje, se construyó una fuente de voltaje de cd con los valores siguientes:

- ξ + 5 V para alimentar a las celdas de carga.
- ξ + 24 V para el regulador electroneumático.
- ξ \pm 12 V para los amplificadores de instrumentación y el circuito de aislamiento.

Los diagramas eléctricos correspondientes se observan en la figura 3.26.

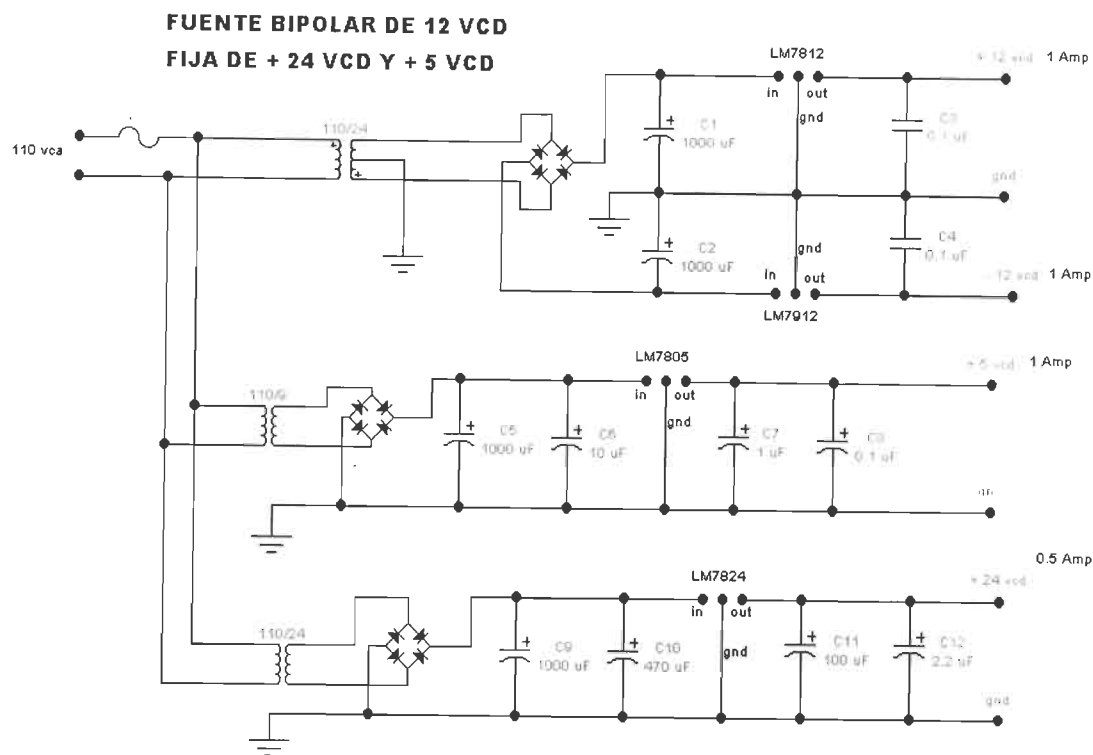


FIGURA 3.26 Voltajes de alimentación para el sistema de instrumentación.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

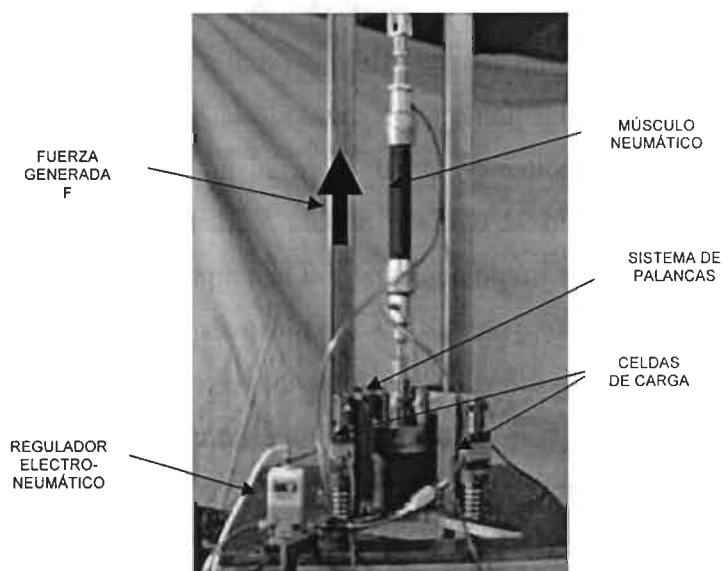
4.1 INTRODUCCIÓN.

El sistema de instrumentación y control propuesto se probó en el simulador de cadera mecánico triaxial que actualmente tiene el grupo de biomateriales de la FIME-UANL. En los albores de la investigación se estudió la posibilidad de utilizar un sistema de adquisición de datos basado en el uso del software de programación C++ [41], diseñando y construyendo una tarjeta adquirenta de datos y realizando pruebas experimentales de adquisición. Los resultados fueron positivos, sin embargo se presentaron limitaciones para graficar en tiempo real los datos obtenidos. Por tal motivo, seleccionamos el software LabVIEW en conjunto con la TAD NI USB-6008, para llevar a cabo el sistema experimental propuesto. En los siguientes párrafos se explica los resultados que se obtuvieron en este mecanismo simulador.

4.2 COMPONENTES DEL MECANISMO SIMULADOR.

Para obtener la fuerza que se aplica a cada prótesis en el simulador se colocó el músculo neumático arriba de una estructura metálica la cual soporta la fuerza de tracción generada por este elemento.

FIGURA 4.1 Vista general del simulador de cadera triaxial.



Cuando mandamos una presión al músculo, este tiende a contraerse lo cual ocasiona una fuerza en dirección y sentido hacia arriba. Cada una de las cuatro celdas de carga se colocaron sobre un resorte, el cual ayuda para generar el fenómeno de la microseparación en la prótesis. El regulador electroneumático se trató de situar lo más cercano al músculo neumático para evitar pérdidas en la transmisión de presión. Por otro lado, las cuatro estaciones donde se colocan cada una de las prótesis están ubicadas sobre el sistema rotatorio según se observa en la figura 4.2.

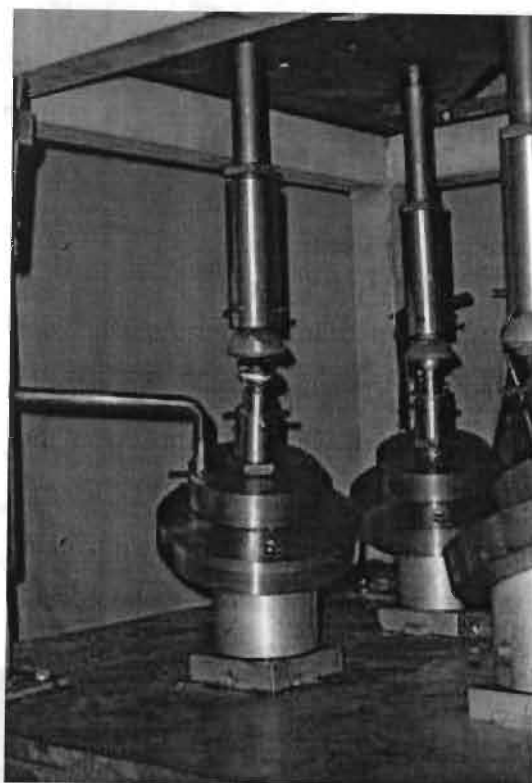


FIGURA 4.2 Sistema rotatorio del simulador triaxial de cuatro estaciones.

La parte de adquisición y control de datos se ubicó en una mesa a un lado del simulador. Es ahí donde se pueden monitorear las señales que son captadas de las celdas de carga, así como también crear las señales de control necesarias para el sistema. En la figura 4.3 se muestra el sistema de instrumentación del simulador el cual cuenta básicamente con una fuente de VCD, los circuitos de amplificación para cada celda, la tarjeta adquirentora de datos NI USB-6008 y una laptop donde se encuentra instalado el paquete LabVIEW 8.0.

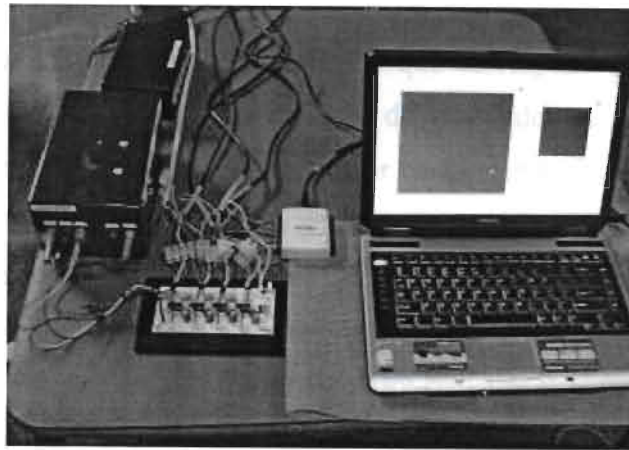


FIGURA 4.3 Sistema de instrumentación del simulador.

4.3 SISTEMA DE PALANCAS.

Para la transmisión de la fuerza a cada estación, el simulador cuenta con un sistema de palancas el cual básicamente transmite y distribuye la fuerza del músculo a cada una de las estaciones. Cabe mencionar que la fuerza que esta presente en cada prótesis tiene el sentido inverso, con respecto a la fuerza de tracción del músculo. Lo anterior, debido al diseño del sistema de palancas. La figura 4.2 muestra el esquema de esta parte del simulador con una escala proporcional a los componentes del mecanismo.

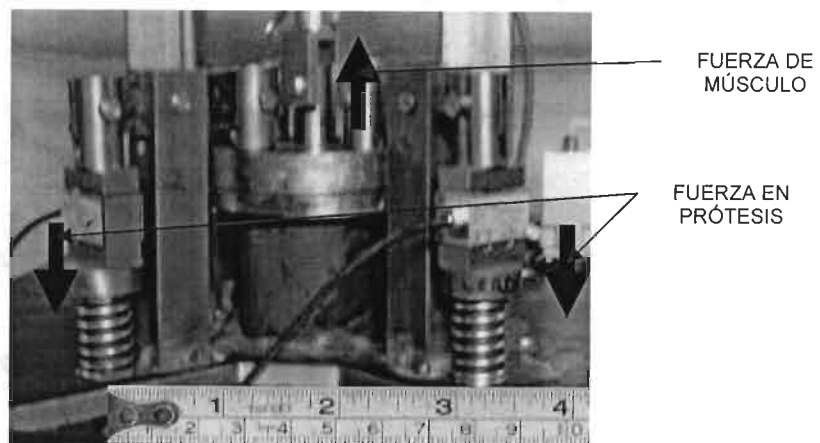


FIGURA 4.4 Sistema de palancas en simulador.

4.4 OBTENCIÓN DE FUERZAS EN EL SIMULADOR.

En esta parte se presentan los resultados que corresponden a las gráficas de fuerza respecto al tiempo en cada celda de carga del simulador. Al inicio se generaron voltajes constantes entre 0 y 5 V para el regulador electroneumático, con el objetivo de conocer la relación voltaje-fuerza, en el sistema operando en conjunto. Para luego obtener una señal del tipo escalón que sea la necesaria para obtener una fuerza variable respecto al tiempo, lo más apegada al ciclo de Paul.

Primeramente se generó una señal de control de valor 0 V (ver figura 4.5) para comprobar la ausencia de fuerza debido a que no existe presión en el músculo, por lo tanto, la fuerza generada por este elemento es nula.

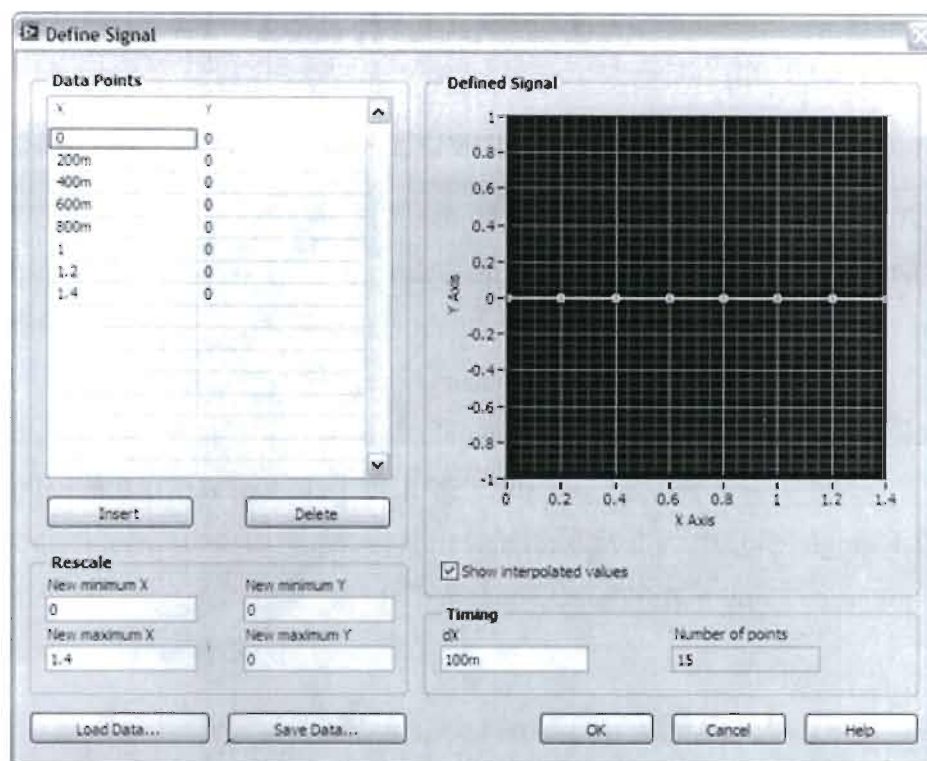


FIGURA 4.5 Definiendo la señal de control de 0 V en LabVIEW.

La señal de control configurada anteriormente se observa en la figura 4.6.

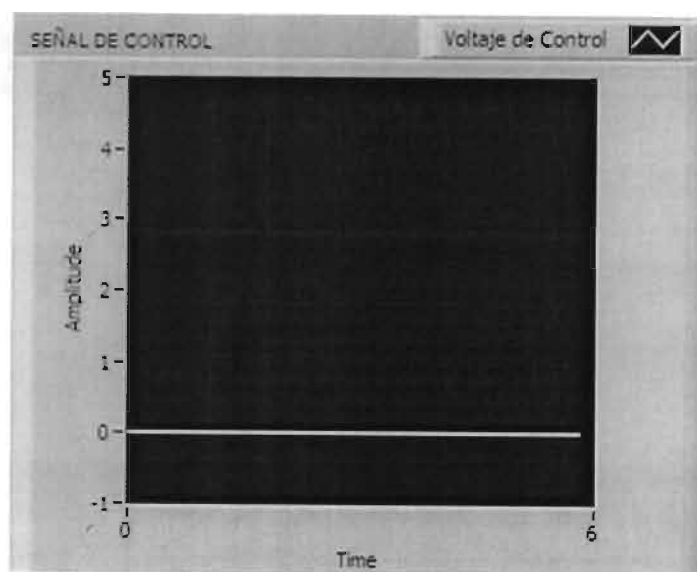


FIGURA 4.6 Señal de control de 0 V.

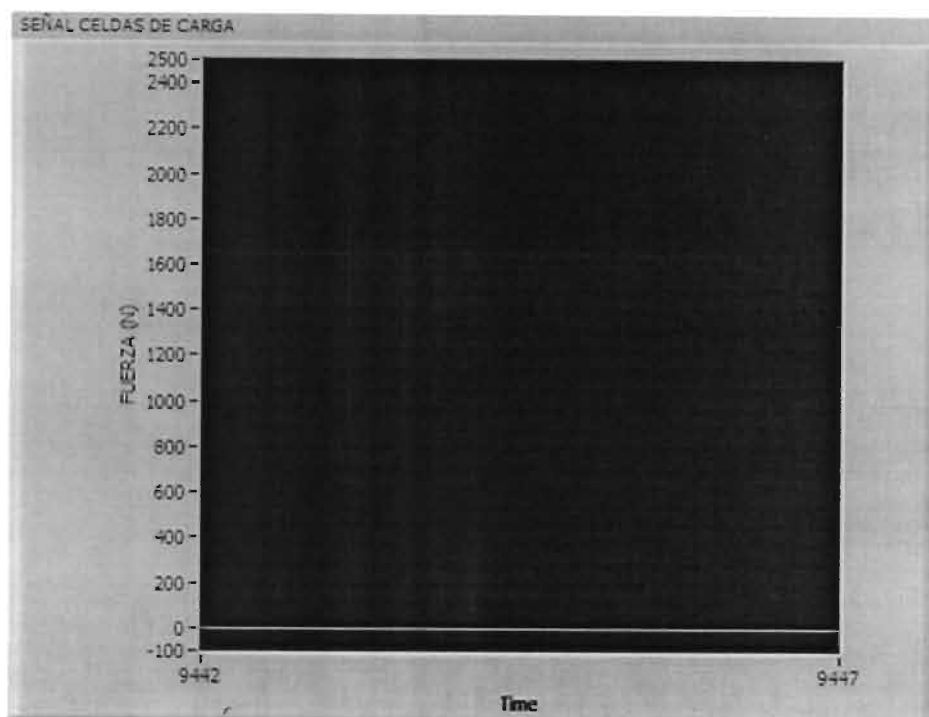


FIGURA 4.7 Fuerza medida en celdas a 0 V.

La fuerza captada en celdas presenta un valor de 0 N como se esperaba (ver figura 4.7). A continuación vemos los resultados con 2.5 y 5 V en la señal de control.

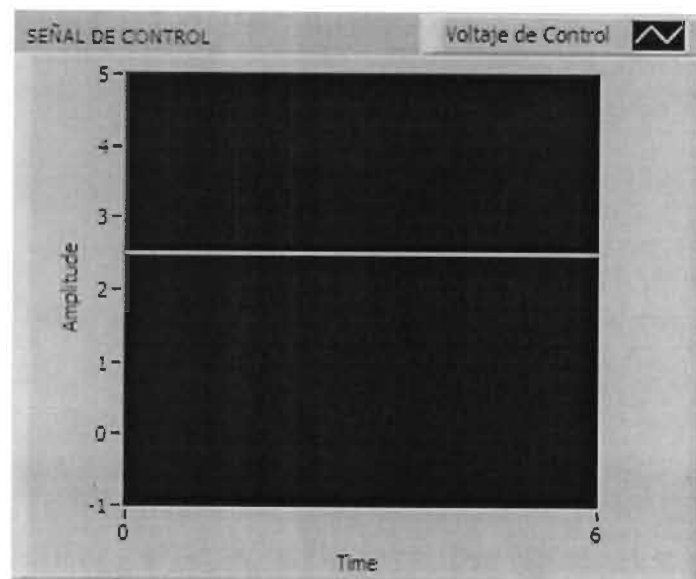


FIGURA 4.8 Señal de control de 2.5 V.

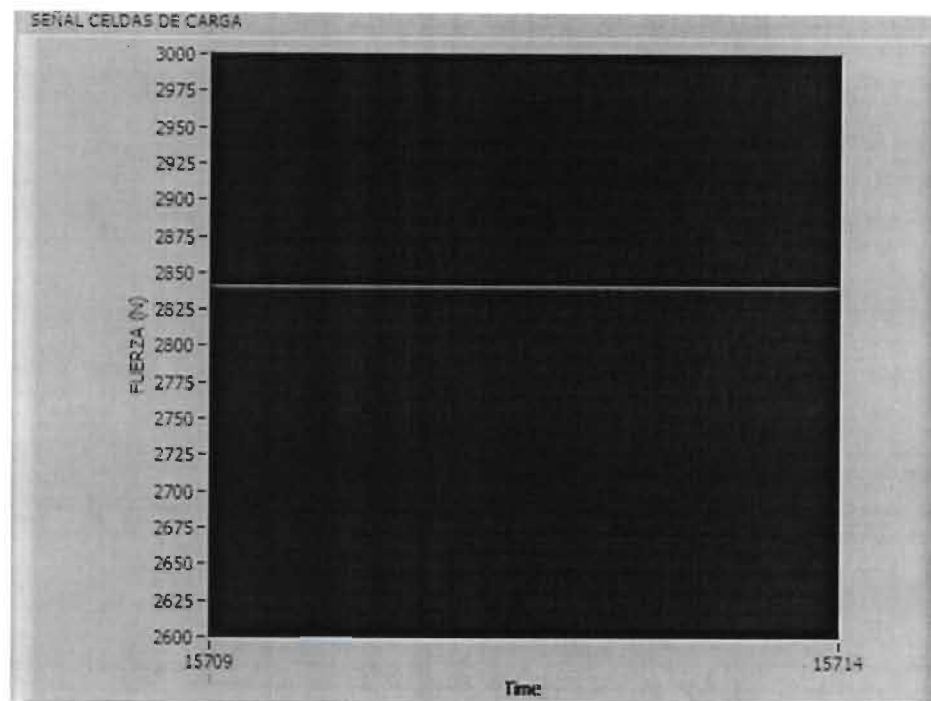


FIGURA 4.9 Fuerza medida en celdas a 2.5 V.

Para una señal de voltaje de 2.5 V la fuerza leída es de aproximadamente 2840 N. Ver figuras 4.8 y 4.9.

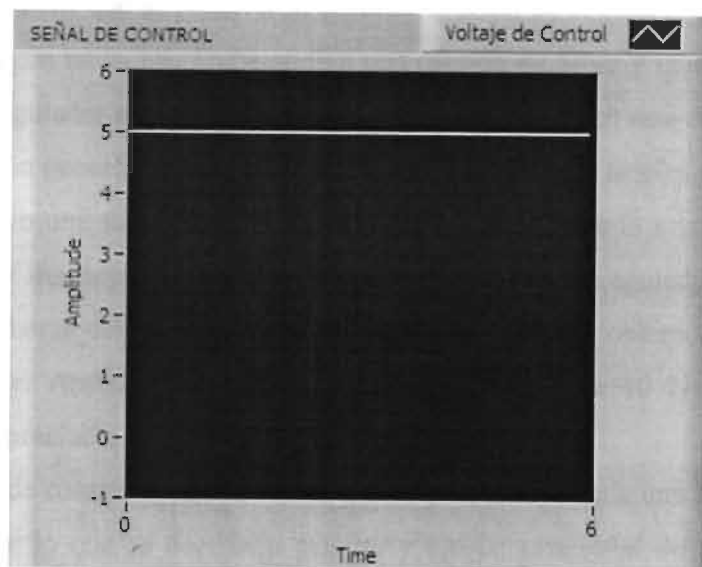


FIGURA 4.10 Señal de control de 5 V.

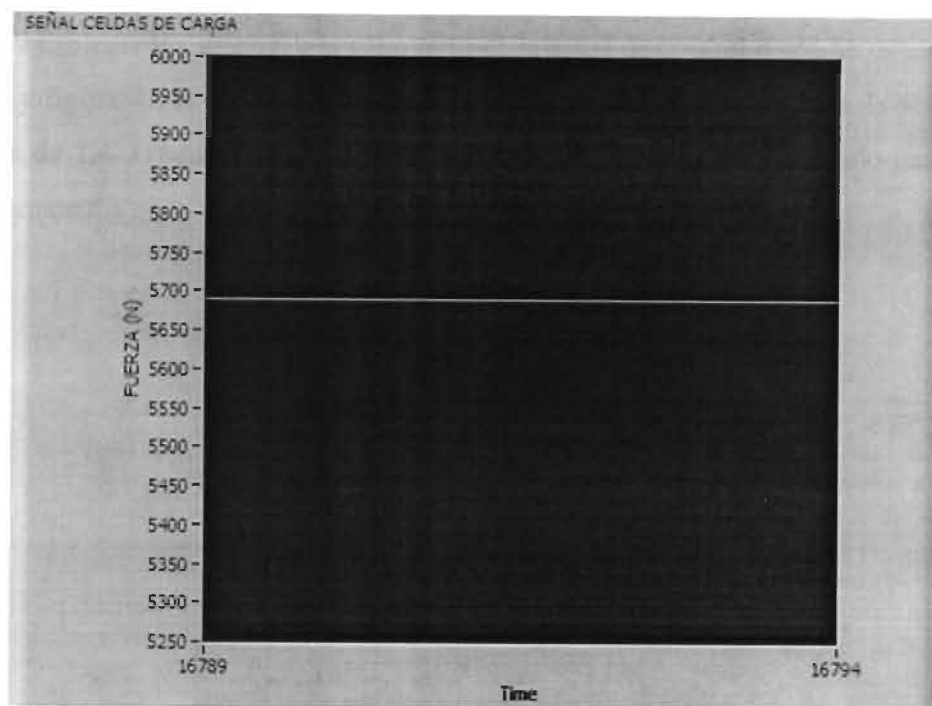


FIGURA 4.11 Fuerza medida en celdas a 5 V.

Ahora con una señal de control de 5 V, genera una fuerza de 5690 N. Lo anterior se puede observar en las figuras 4.10 y 4.11.

Los resultados que se obtuvieron al variar la señal de control son muy cercanos a los esperados según tabla 3.4. Trabajando a una presión de 6 bar y una señal de control de 2.5 V en el regulador electroneumático, la presión de salida en este elemento fue de 3 bares, esta presión generó una fuerza de tracción en el músculo teórica de 2850 N, en la práctica se obtuvo una fuerza de 2840 N aproximadamente. De la misma manera, para una señal de 5 V que representa plena escala, la presión en el regulador fue de 6 bar y por lo tanto, la fuerza del músculo fue de 5700 N. El resultado obtenido fue de 5690 N aproximadamente. Ambos resultados presentaron un error de 10 Ns, lo cual puede considerarse despreciable.

La señal de control define la fuerza que se presenta en cada una de las prótesis en el simulador, por lo que es necesario generar y ajustar una señal de tal forma que la fuerza generada sea lo más cercana posible al ciclo de Paul. El sistema completo del simulador presenta la relación voltaje-fuerza de 1:1140, es decir, por cada volt que se presente en la señal de control se obtiene una fuerza de 1140 N. Bajo este contexto, podemos establecer los valores y la geometría de la señal de control como se muestra en tabla 4.1 y figura 4.12, en donde el tiempo de duración para cada ciclo de la señal de control es de 1.4 s equivalentes a un ciclo de marcha ligeramente acelerado para una persona promedio.

TIEMPO (s)	VOLTAJE (V)
0.0	0.0
0.1	0.0
0.2	0.0
0.3	1.31
0.4	1.31
0.5	1.31
0.6	0.87
0.7	0.87
0.8	0.87
0.9	1.75
1.0	1.75
1.1	1.75
1.2	0.0
1.3	0.0
1.4	0.0

TABLA 4.1 Valores de voltaje en la señal de control para generar el ciclo de Paul.

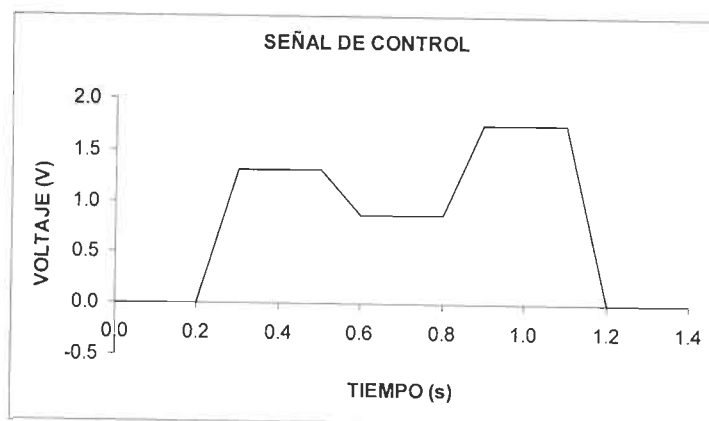


FIGURA 4.12 Forma correspondiente a un ciclo de la señal de control.

Por lo tanto la configuración de los valores para obtener la señal de control en LabVIEW periódicamente cada 1.4 segundos, para obtener la fuerza variable en un ciclo se definió según la señal como se muestra en la figura 4.13.

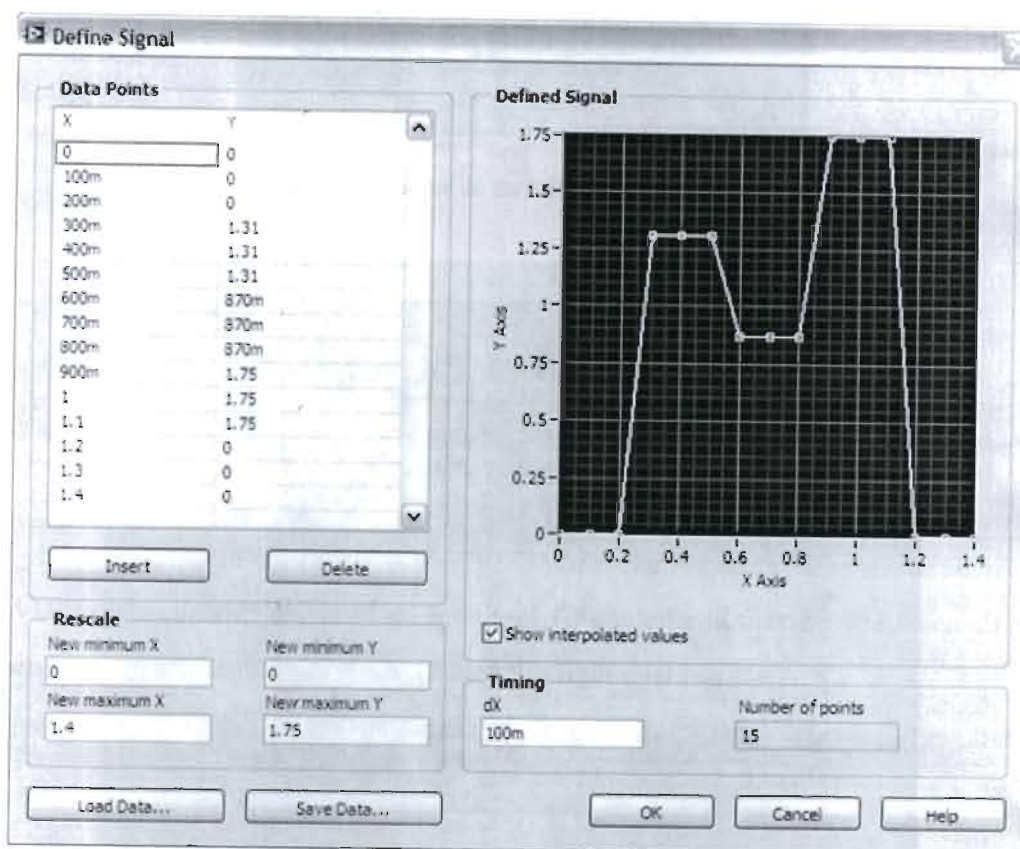


FIGURA 4.13 Configurando la señal de control en LabVIEW.

La señal de control mostrada en la figura 4.13 tiene la misma geometría que se presenta en la figura 4.12 ya que se configuró para obtener éstos valores, y su forma final se muestra en la figura 4.14. Por último, la fuerza que se estaría aplicando a cada prótesis durante un ciclo de prueba en el simulador de cadera mecánico se puede ver en la figura 4.15. La señal presenta un comportamiento variable de fuerza respecto al tiempo con un pico de valor aproximado de 1500 N y otro de 2000 N, en un ciclo de trabajo de 1.4 s tal como se definió anteriormente.

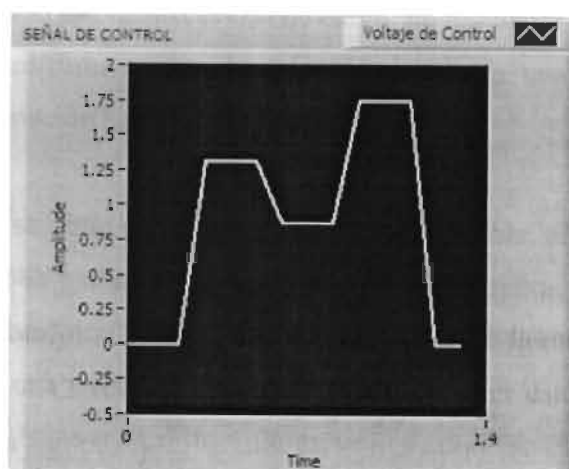


FIGURA 4.14 Señal de control obtenida en LabVIEW.

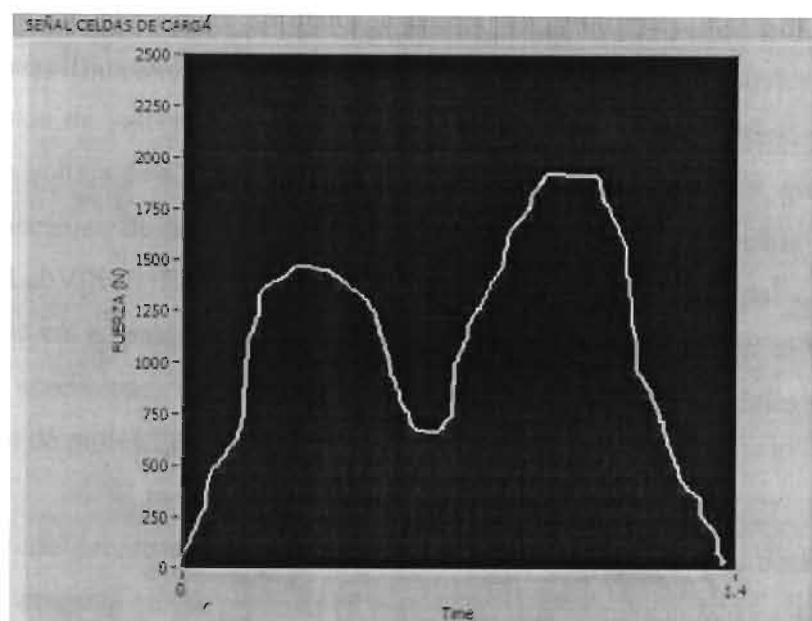


FIGURA 4.15 Fuerza aplicada en el simulador triaxial.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

Son varias las conclusiones obtenidas al realizar el presente trabajo de investigación, las cuales se enuncian a continuación. Primeramente se logró integrar a través de una minuciosa selección y análisis, un sistema de control para un simulador de cadera mecánico conformado por cuatro celdas de carga, un regulador electroneumático, cuatro amplificadores de instrumentación, un músculo neumático, una TAD NI USB-6008 y el software de programación LabVIEW.

Posteriormente se obtuvo un sistema de control flexible, simple y versátil capaz de programar una amplia gama de cargas (caminata, trote, saltos, etc.) para la evaluación del desempeño tribológico en prótesis de cadera de diferentes tipos de materiales. Además se obtuvo una nueva forma en el mundo de controlar un simulador de cadera mecánico.

Todo lo anterior se logró integrando un sistema de control que básicamente consta de un sistema de adquisición de datos a través de una tarjeta diseñada para este fin, circuitos amplificadores de instrumentación, ya que la señal que proviene de las celdas de carga son de valores muy pequeños en el orden de los milivoltios, y una señal de control de voltaje de CD conectada a un regulador electroneumático, que junto con un sistema mecánico de palancas, generó una fuerza variable programable con el uso del software LabVIEW. El sistema que se obtuvo tiene como principal característica la flexibilidad en la programación de los principales parámetros, con el fin de generar diferentes condiciones de prueba al momento de evaluar los materiales usados para la fabricación de prótesis de cadera.

Por último debido a que los simuladores de cadera son equipos desarrollados para estudiar el desgaste que se presenta en materiales usados para la fabricación de prótesis, ahora dentro del laboratorio de biotribología de la FIME en la UANL se cuenta con una

herramienta para evaluar y validar tribológicamente prótesis de cadera construidas de diferentes tipos de materiales, ya que en este simulador las muestras son sometidas a movimientos en tres ejes con parámetros muy cercanos a los de la fisiología humana, apoyando el desarrollo de tecnología para desarrollar productos, y reduciendo el costo de fabricación de este tipo de implantes. También se espera que este equipo marque el inicio para que en futuros trabajos de investigación se desarrollen otros tipos de simuladores como lo son el de rodilla, para hacer más amplio el campo de investigación de nuevos materiales y no sólo se limite a la cadera humana, todo con el fin de incrementar la calidad de vida de muchos pacientes que se ven en la necesidad de ser operados de estas articulaciones.

RECOMENDACIONES

De acuerdo con los resultados del presente estudio, en el siguiente párrafo se citan recomendaciones para hacer más eficiente el sistema de instrumentación y control propuesto.

- Contar con una fuente de alimentación constante del sistema tanto de voltaje como de aire comprimido, de tal suerte que siempre estén presentes debido a la naturaleza de las pruebas tribológicas.
- Agregar al sistema un sensor para que en conjunto con LabVIEW se pueda llevar a cabo el conteo de los ciclos a los cuales se someten las pruebas en el simulador de cadera. Lo anterior para al final de cada prueba se tenga un registro del números de ciclos que se llevaron a cabo.
- Contar con refacciones de respaldo como un músculo, una celda de carga, amplificadores operacionales LM324 y LM741, por si llega a fallar alguno de éstos, el cambio sea inmediato y se continúe la prueba de los implantes.
- Aumentar el número de entradas analógicas de la tarjeta de adquisición de datos sustituyéndola por otra de mayor capacidad, lo anterior con el fin de tener más opciones para sensar alguna otra variable que sea necesaria como la temperatura del lubricante usado en las prótesis de cadera.
- Someter a todo el equipo a un riguroso programa de mantenimiento preventivo, para minimizar los tiempos muertos en los periodos de las pruebas tribológicas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] M. A. L. Hernández Rdz., R. D. Mercado Solís, A. J. Pérez Unzueta, D. I. Martínez Mercado, M. Cantú Sifuentes. Wear of cast metal-metal pairs for total replacement hip prostheses. *Wear*, Vol. 259, Issues 7-12, July-August 2005, p. 958-963.
- [2] Los Biomateriales. [En línea]. Disponible en: <http://canales.laverdad.es/cienciaysalud/6_3_33.html> (Consultado el 12.06.2005).
- [3] M. Vallet Regí. Biomateriales para sustitución y reparación de tejidos. Departamento de Química Inorgánica y Bioinorgánica. Facultad de Farmacia, Universidad de Complutense. Madrid, España. 2004.
- [4] G. A. Abraham, M. F. González, T. R. Cuadrado. La ciencia y la ingeniería de los biomateriales, un desafío interdisciplinario. *Ciencia Hoy Revista de Divulgación Científica y Tecnológica*, Vol. 9 No. 49. Mar del Plata, Argentina. 1998.
- [5] M. C. Piña Barba. La física en la medicina. Fondo de Cultura Económica, México, D.F. 1998.
- [6] M. Comín, R. Dejoz, C. Atienza, J. Prat, J. L. Peris, P. Vera, A. Gil, C. Reig. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España. 1998.
- [7] University of Maryland Medical Center. [En línea]. Disponible en: <http://www.umm.edu/surgeries_spanish/presentations/100006_7015.htm> (Consultado el 20.08.2005).
- [8] J. P. Paul. Approaches to design-force action transmitted by joints in the human body. *Proc. R. Soc. Lond. B.* p. 163-172. 1976.
- [9] O. Calonijs, V. Saikko. Analysis of relative motion between femoral head and acetabular cup and advances in computation of the wear factor for the prosthetic hip joint. Published in *Acta Polytechnica*. Vol. 43, No. 4, p. 43-54. 2003.
- [10] I. M. Hutchings. *Tribology*. Ed. Edward Arnold. 1992.
- [11] Prótesis de cadera. [En línea]. Disponible en: <<http://www.protesiscadera.cl/protesis.htm>> (Consultado el 30.10.2005).
- [12] A. A. Goldsmith, D. Dowson. Development of a ten-station, multi-axis hip joint simulator. *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 213, Issue 4, p. 311-316. 1999.
- [13] J. B. Medley, J. J. Krygier, J. D. Bobyne, F. W. Chan, A. Lippincott, M. Tanzer. Kinematics of the MATCO™ hip simulator and issues related to wear testing of metal-metal implants. *Proc. Instn. Mech. Engrs.* Vol. 211, Part H. 1995.

- [14] M. Viceconti, G. Cavallotti, A. O. Andrisano, A. Toni. Discussion on the design of a hip joint simulator. *Med. Eng. Phys.* Vol. 18, No. 3, p. 234-240. 1996.
- [15] C. Kaddick, M. A. Wimmer. Hip simulator wear testing according to the newly introduced Standard ISO 14242. *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 215, Issue 5, p. 429-442, 2001.
- [16] M. A. L. Hernández. Influencia microestructural y dimensional en el desgaste de prototipos de prótesis de cadera metal-metal fabricados en Co-Cr-Mo-C. Tesis de doctorado en ingeniería de materiales. Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Autónoma de Nuevo León. 2004.
- [17] O. Calonijs, V. Saikko. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, Issue 11, p. 1439-1450, 2002.
- [18] V. Saikko, O. Calonijs. Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and in hip simulators, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, Issue 4, p. 455-464, 2002.
- [19] J. A. Ortega Sáenz, M. A. L. Hdz. Rdz. Diseño de un simulador de cadera con movimiento triaxial, carga variable y microseparación para realizar pruebas de desgaste en implantes quirúrgicos. Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad Autónoma de Nuevo León, 2006.
- [20] J. W. Daly, W. F. Riley, K. G. McConnell. Instrumentation for engineering measurements. John Wiley & Sons, Inc. New York, USA. 1984.
- [21] J. Fraire, P. García. Instrumentación aplicada a la ingeniería. Servicio de publicaciones de la ETS de I. de caminos, canales y puertos. 1995.
- [22] C. D. Johnson. Process control instrumentation technology. Prentice Hall. New Jersey, USA. 1997.
- [23] A. S. Morris. Principles of measurement and instrumentation. Prentice Hall. New York, USA. 1993.
- [24] C. L. Nachtigal. Instrumentation and control; Fundamentals and applications. John Wiley & Sons, Inc. New York, USA. 1990.
- [25] A. Bray, G. Barbato, R. Levi. Theory and practice of force measurements. Academic Press. New York, USA. 1990.
- [26] L. B. Macurdy. Performance tests for balances. *Inst. & Cont. Syst*, p. 127-133. 1965.
- [27] E. E. Doebelin. Sistemas de medición e instrumentación, Diseño y aplicación. Editorial McGraw-Hill. 2005.

- [28] L. Cahn. Electromagnetic weighing. *Instrum. Contr. Syst*, p. 107. 1972.
- [29] Diferentes tipos de balanzas. [En línea]. Disponible en: <<http://dec.fq.edu.uy/ecampos/analitica/analitica1/instrumental.pdf>> (Consultado el 25.02.2006).
- [30] B. Ludewig. Microprocessor balance. *Am. Lab.*, p. 81-83. 1979.
- [31] Emery Winslow Scale Co. [En línea]. Disponible en: <<http://www.emerywinslow.com>> (Consultado el 18.06.2006).
- [32] J. Dorsey. Homegrown strain-gage transducers. *Exp. Mech.*, p. 255-260. Julio 1977.
- [33] National Instruments. Measuring temperature with RTD's. Application Note 046. Junio 1993.
- [34] A. Manuel Lázaro. LabVIEW6i. Programación gráfica para el control de instrumentación. Thomson Editores. Madrid, España. 2001.
- [35] National Instruments. Signal conditioning fundamentals for PC-Based Data Acquisition System. Application Note 048. Julio 1993.
- [36] C. E. Varela Moreno. Programación básica en LabVIEW. Centro Regional de Optimización y Desarrollo de Equipo. Chihuahua, Chih. Agosto 2004.
- [37] J. L. Castro Pérez. Diseño y fabricación de una celda de carga para la máquina de ensayo universal Shenck-Trebel de 200 KN de capacidad. Universidad de Talca. Talca, Chile. 2004.
- [38] R. F. Coughlin, F. F. Driscoll. Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. Cuarta Edición. Editorial Prentice Hall. 1993.
- [39] A. G. Salvador. Introducción a la neumática. Primera Edición. Editorial Alfaomega. 1999.
- [40] N. I. Imani. El músculo neumático. *Revista electrónica industrial Data*. Vol. 5, No. 1. p. 34-43. 2002.
- [41] J. A. Rangel Carrillo, M. A. L. Hernández Rdz., J. Ortega Sáenz, R. Mercado Solís, L. M. Torres Treviño, F. A. Reyes Valdés. Desarrollo de la instrumentación necesaria en un simulador de cadera mecánico. V Congreso Internacional de Metal-Mecánica 2006: Técnica, Ciencia y Tecnología Revolucionando al Mundo, Instituto Tecnológico de Durango, Octubre de 2006.

LISTA DE TABLAS

Tabla	Descripción	Página
2.1	Materiales para implantación [5].	5
3.1	Relación fuerza-voltaje en celda de carga S35-1.5K-20575.	27
3.2	Voltajes de salida obtenidos en amplificador de instrumentación.	32
3.3	Relación voltaje-presión de salida en el regulador electroneumático ITV2050-21N3BL4.	40
3.4	Relación voltaje-fuerza en el sistema electroneumático.	42
4.1	Valores de voltaje en la señal de control para generar el ciclo de Paul.	53

LISTA DE FIGURAS

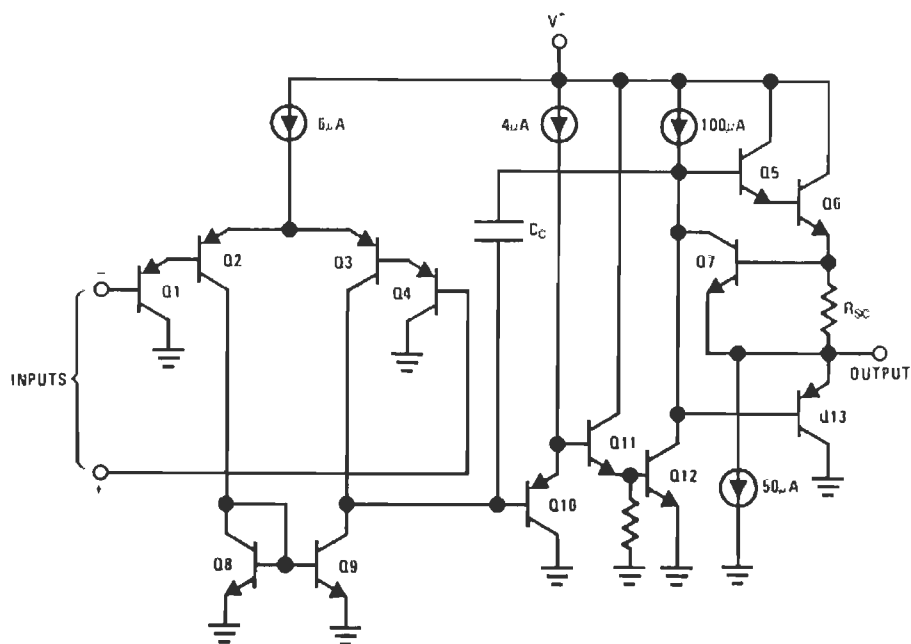
Figura	Descripción	Página
2.1	Piezas que pueden implantarse en el organismo [3].	3
2.2	Articulación de la cadera humana [7].	6
2.3	Planos y ejes de referencia en la articulación de la cadera [6].	7
2.4	Movimientos en la articulación de la cadera: a) FE, b) AA y c) RIE [9].	7
2.5	Fuerza a la que esta sometida la cadera en un ciclo de marcha normal [8].	8
2.6	Prótesis total de cadera [11].	9
2.7	Simulador de cadera uniaxial [16].	10
2.8	Fotografía de una estación del simulador de cadera triaxial [19].	11
2.9	Componentes de un sistema generalizado de medida.	12
2.10	Métodos de medición de fuerza básicos [27].	15
2.11	La balanza electromagnética [29].	16
2.12	Diferentes tipos de celdas de carga [27].	17
2.13	Celdas de carga con extensómetros [27].	18
2.14	Configuración general de un sistema basado en la adquisición de datos [34].	20
2.15	Etapa de entrada general de una TAD.	22
3.1	Esquema del plan experimental.	24
3.2	Panel frontal en LabVIEW.	25
3.3	Diagrama de bloques en LabVIEW.	25
3.4	Gráfica fuerza-voltaje en celda de carga.	27

3.5	Amplificador de instrumentación [38].	28
3.6	Amplificador de instrumentación simulado en Electronics Workbench.	30
3.7	Señal de salida con un voltaje de entrada de 0 V.	31
3.8	Señal de salida con un voltaje de entrada de 7.4052 mV.	31
3.9	Señal de salida con un voltaje de entrada de 14.8105 mV.	32
3.10	Circuito final del amplificador de instrumentación.	33
3.11	Circuito ensamblado del amplificador de instrumentación.	34
3.12	Generación de salida de 10 mV en celda de carga.	35
3.13	Señal de salida en amplificador de instrumentación.	35
3.14	Conexión de los amplificadores de instrumentación y la tarjeta de adquisición NI USB-6008.	36
3.15	Rutina para leer datos en LabVIEW.	36
3.16	Configuración de la adquisición de datos en LabVIEW.	37
3.17	Diagrama a bloques del sistema de fuerza variable.	38
3.18	Circuito de aislamiento en el sistema de fuerza variable.	39
3.19	Regulador electroneumático ITV2050-21NBL4 marca SMC.	39
3.20	Gráfica voltaje-presión en regulador electroneumático.	40
3.21	Circuito electroneumático regulador-músculo.	41
3.22	Rutina para generar la señal de control en LabVIEW.	42
3.23	Definiendo la señal de control en LabVIEW.	43
3.24	Señal de control vista en el graficador de señales de LabVIEW.	44
3.25	Especificaciones de la señal de control cíclica.	44
3.26	Voltajes de alimentación para el sistema de instrumentación.	45
4.1	Vista general del simulador de cadera triaxial.	46

4.2	Sistema rotatorio del simulador triaxial de cuatro estaciones.	47
4.3	Sistema de instrumentación del simulador.	48
4.4	Sistema de palancas en simulador.	48
4.5	Definiendo la señal de control de 0 V en LabVIEW.	49
4.6	Señal de control de 0 V.	50
4.7	Fuerza medida en celdas a 0 V.	50
4.8	Señal de control de 2.5 V.	51
4.9	Fuerza medida en celdas a 2.5 V.	51
4.10	Señal de control de 5 V.	52
4.11	Fuerza medida en celdas a 5 V.	52
4.12	Forma correspondiente a un ciclo de la señal de control.	54
4.13	Configurando la señal de control en LabVIEW.	54
4.14	Señal de control obtenida en LabVIEW.	55
4.15	Fuerza aplicada en el simulador triaxial.	55

APÉNDICE A: Especificaciones del CI LM324

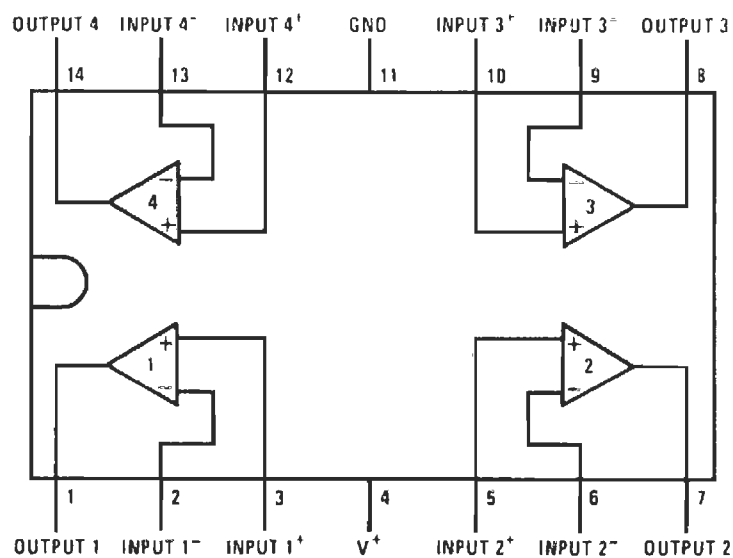
DIAGRAMA ESQUEMÁTICO



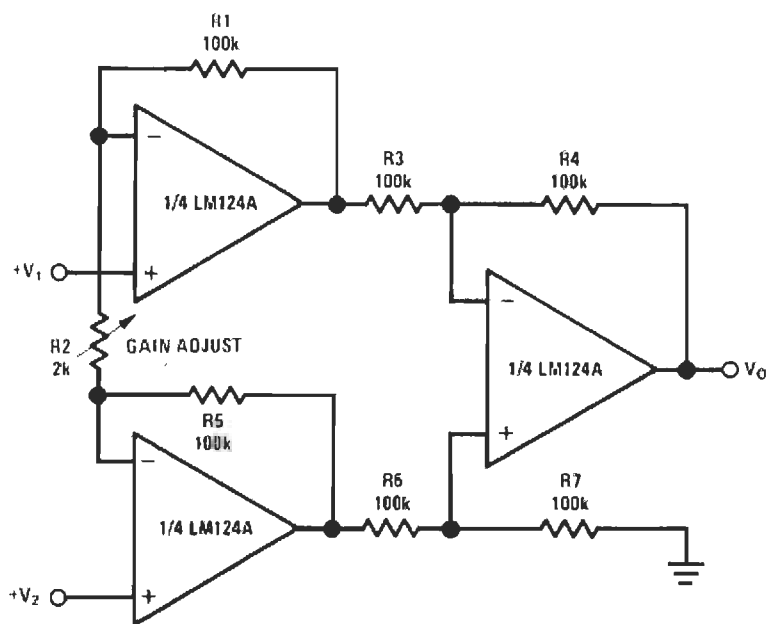
VALORES MÁXIMOS ABSOLUTOS

Supply Voltage, V^+	32V
Differential Input Voltage	32V
Input Voltage	-0.3V to +32V
Input Current ($V_{IN} < -0.3V$)	50 mA
Power Dissipation	
Molded DIP	1130 mW
Cavity DIP	1260 mW
Small Outline Package	800 mW
Output: Short-Circuit to GND (One Amplifier)	
$V^+ \leq 15V$ and $T_A = 25^\circ C$	Continuous
Operating Temperature Range	
LM324/LM324A	$0^\circ C$ to $+70^\circ C$
LM224/LM224A	$-25^\circ C$ to $+85^\circ C$
LM124/LM124A	$-55^\circ C$ to $+125^\circ C$
Storage Temperature Range	$-65^\circ C$ to $+150^\circ C$
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	$260^\circ C$
Soldering Information	
Dual-In-Line Package	
Soldering (10 seconds)	$260^\circ C$
Small Outline Package	
Vapor Phase (60 seconds)	$215^\circ C$
Infrared (15 seconds)	$220^\circ C$

DIAGRAMA DE CONEXIONES

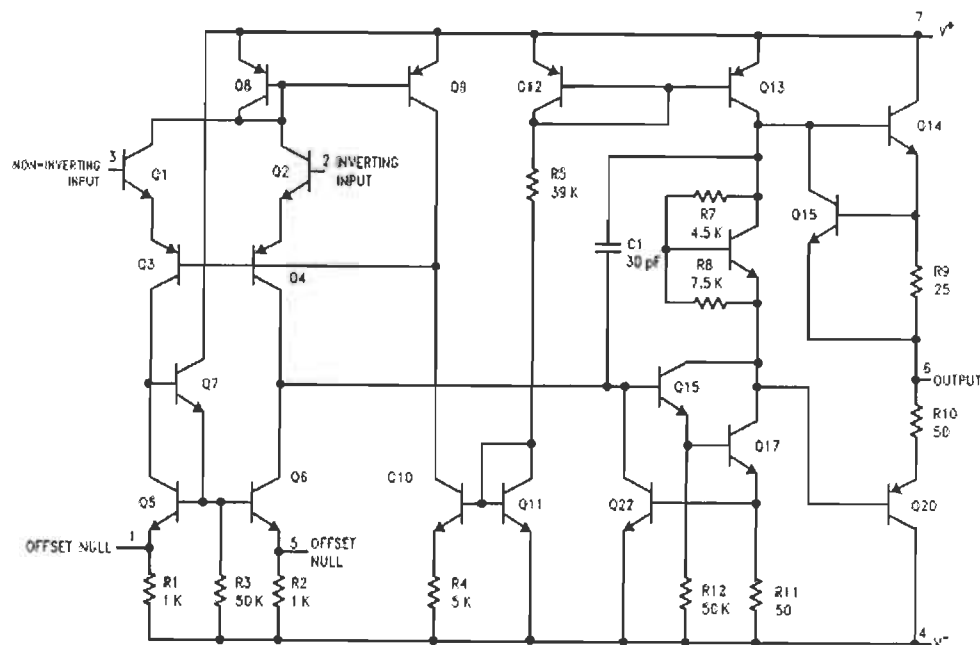


CONFIGURACIÓN COMO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN



APÉNDICE B: Especificaciones del CI LM741

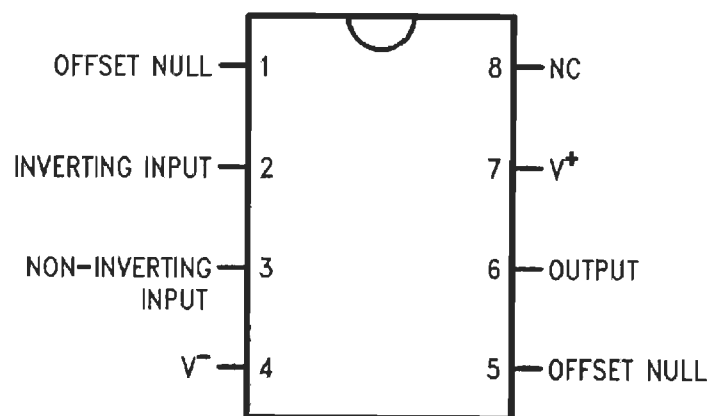
DIAGRAMA ESQUEMÁTICO



VALORES MÁXIMOS ABSOLUTOS

	LM741A	LM741E	LM741	LM741C
Supply Voltage	$\pm 22\text{V}$	$\pm 22\text{V}$	$\pm 22\text{V}$	$\pm 18\text{V}$
Power Dissipation	500 mW	500 mW	500 mW	500 mW
Differential Input Voltage	$\pm 30\text{V}$	$\pm 30\text{V}$	$\pm 30\text{V}$	$\pm 30\text{V}$
Input Voltage	$\pm 15\text{V}$	$\pm 15\text{V}$	$\pm 15\text{V}$	$\pm 15\text{V}$
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	Continuous	Continuous
Operating Temperature Range	-55°C to $+125^\circ\text{C}$	0°C to $+70^\circ\text{C}$	-55°C to $+125^\circ\text{C}$	0°C to $+70^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	-65°C to $+150^\circ\text{C}$	-65°C to $+150^\circ\text{C}$	-65°C to $+150^\circ\text{C}$	-65°C to $+150^\circ\text{C}$
Junction Temperature	150°C	100°C	150°C	100°C
Soldering Information				
N-Package (10 seconds)	260°C	260°C	260°C	260°C
J- or H-Package (10 seconds)	300°C	300°C	300°C	300°C
M-Package				
Vapor Phase (60 seconds)	215°C	215°C	215°C	215°C
Infrared (15 seconds)	215°C	215°C	215°C	215°C

DIAGRAMA DE CONEXIONES



APÉNDICE C: Datos Técnicos Celdas de Carga Serie S35

ESPECIFICACIONES

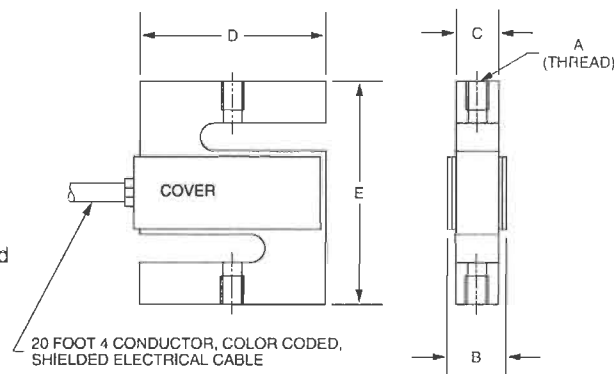
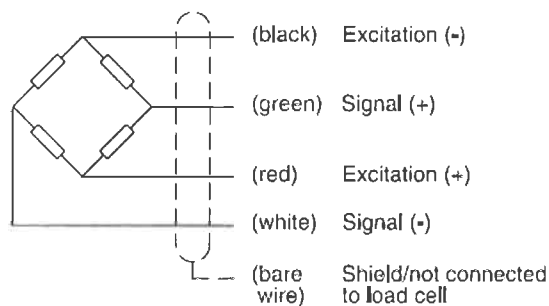
Model Type		S35																			
Accuracy class		NTEP CLASS III																			
Maximum number of load cell intervals (n_{LC})		3000 DIVISIONS SINGLE																			
Maximum capacity (E_{max})	lb	50	100	200	250	300	500	750	1000	1500	2000	2500	3000	5000	10,000	15,000	20,000				
	Minimum load cell verification interval (V_{min})	lb	0.004	0.008	0.016	0.020	0.024	0.040	0.060	0.080	0.120	0.160	0.200	0.240	0.400	0.800	1.200	1.600			
Sensitivity (C_n)	mV/V	3 ± 0.3																			
Zero balance	mV/V	0 ± 0.03																			
Temperature effect on zero balance (TK_0)		± 0.018																			
Temperature effect on sensitivity (TK_0) ¹⁾	% of C_n / 10°C	± 0.021																			
Temperature range +20...+40°C [+70...+105°F] -10...+20°C [+15...+70°F]		± 0.014																			
Hysteresis error (d_{hy}) ²⁾	% of C_n	± 0.030																			
Non-linearity (d_{lin}) ³⁾	% of C_n	± 0.020																			
Creep (d_{cr}) over 30 min.		0.025																			
Input resistance (R_{LC})	Ω	>3E3																			
Output resistance (R_O)		250 ± 3																			
Reference excitation voltage (U_{ref})	V	5																			
Maximum excitation voltage (U_{max})		15																			
Insulation resistance (R_{is})	GΩ	10																			
Nominal temperature range (B_T)	°C [°F]	-10...40 [14...104]																			
Service temperature range (B_{tu})		-15...70 [5...158]																			
Storage temperature range (B_{tl})		-15...85 [5...195]																			
Safe load limit (E_L)	% of E_{max}	120																			
Ultimate load limit (E_d)		200																			
Lateral load limit (E_{lq})		100																			
Permissible dynamic load (F_{sre}) (vibration amplitude according to DIN 50100)		70																			
Deflection at E_{max} (S_{nom}), approx.	in	<0.015																			
Weight, approx.	lb	1				2				4				11				22			
Protection class to EN60529 (IEC529)		IP65																			
Material: Measuring element		Stainless Steel																			
Cable Fitting Gland		Stainless Steel																			
Cable Sheath		PVC																			
Coating/Plating		-																			

GEOMETRÍA



MEDIDAS pulg (mm) Y CÓDIGO DE CONEXIONES

CAPACITY	A	B	C	D	E
50 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
100 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
200 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
250 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
300 LB	1/4-28 UNF 2B	0.65 (16.5)	0.46 (11.7)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
500 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
750 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
1000 LB	1/2-20 UNF 2B	0.90 (22.9)	0.71 (18.0)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
1500 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
2000 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
2500 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	2.00 (50.8)	2.40 (61.0)
3000 LB	1/2-20 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
5000 LB	3/4-16 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
10000 LB	3/4-16 UNF 2B	1.15 (29.2)	0.96 (24.3)	3.00 (76.2)	3.90 (99.1)
15000 LB	1-14 UNS 2B	1.69 (42.9)	1.50 (38.1)	4.00 (101.6)	5.50 (139.7)
20000 LB	1 1/4-12 UNF 2B	2.19 (55.6)	2.00 (50.8)	5.00 (127.0)	7.00 (177.8)



APÉNDICE D: Datos Técnicos Reguladores Electroneumáticos Serie ITV

■ Specifications

Supply pressure	From set pressure +0.1MPa to Max.1MPa, Note1)	
Output pressure	0.005~0.1MPa (ITV101*-#1, ITV201*-#1, ITV301*-#1) 0.005~0.5MPa (ITV103*-#1, ITV203*-#1, ITV303*-#1) 0.005~0.9MPa (ITV105*-#1, ITV205*-#1, ITV305*-#1)	
Max. flow rate	Approx. 200l/min (ANR){ITV1000} (SUP:at 0.7MPa)	
	Approx. 1500l/min (ANR){ITV2000} (SUP:at 0.7MPa)	
	Approx. 5000l/min (ANR){ITV3000} (SUP:at 0.7MPa)	
Power voltage Note2)	24VDC±10% (ITV10*0-#1, ITV20*0-#1, ITV30*0-#1)	
	12~15VDC (ITV10*1-#1, ITV20*1-#1, ITV30*1-#1)	
Current consumption	Supply Voltage 24VDC type:0.12A or less Supply Voltage 12~15VDC type:0.18A or less	
Input signal Note2)	Current type	4~20mADC (ITV10**-01, ITV20**-01, ITV30**-01) 0~20mADC (ITV10**-11, ITV20**-11, ITV30**-11)
	Voltage type	0~5VDC (ITV10**-21, ITV20**-21, ITV30**-21) 0~16VDC (ITV10**-31, ITV20**-31, ITV30**-31)
Input impedance	Current type	250Ω or less
	Voltage type	Approx. 6.5KΩ
Linearity	±1.0% F.S. or less	
Hysteresis	0.5% F.S. or less	
Repeatability	±0.5% F.S. or less	
Additional functions	Min. pressure adjustment: Adjusting range 0-50% of rated value Max. pressure adjustment: Adjusting range 10-100% of rated value Key locking function: It is possible to lock the keys by pushing UP key for 2 sec. or more and push SET key.	
Display Accuracy	±3% F.S. or less	
Monitor output	Analog output 1-5VDC (Load impedance: 1kΩ or more) Output Accuracy: ±6% F.S. or less	
Temperature characteristics	±0.12% F.S. or less / °C	
Operating temperature	0~50°C (without condensation)	
Protective function for input signal	When a signal exceeding 150% of rated value is input, an error (E- A) is indicated on LED and functions are stopped. In the case of current input type, protective circuit is operated at 40mADC or more.	
Withstand voltage	Between a batch of external terminals and case: 1500VAC 50/60Hz For 1 minute	
Insulation resistance	Between a batch of external terminals and case: 100MΩ or more (by 500VDC mega-meter)	
Vibration proof	10-500Hz at either of smaller value of amplitude of 1.5mm or acceleration of 10G in X, Y and Z directions for 2 hours each.	
Impact resistance	30G in X, Y and Z directions for 3 times each	
Enclosure	Main unit: Equivalent to IP65 Cable connector: IP67	
Weight	Approx. 258g (No accessory){ITV1000} Approx. 350g (No accessory){ITV2000} Approx. 628g (No accessory){ITV3000}	

Note1) Up to 0.2MPa for the specification of 0.1MPa output pressure.

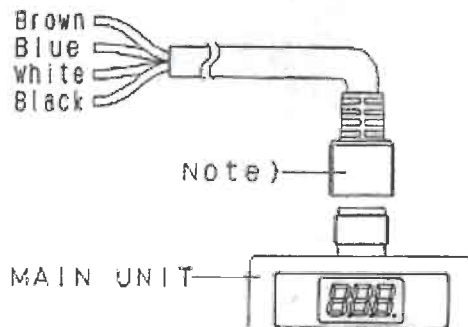
Note2) Take care that operation out of the specification range may cause damage.

■ Wiring method

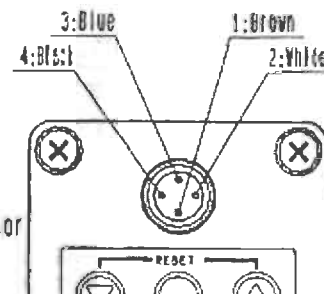
Connect cables to the connector on the main unit and wire them as shown below.

Take care that incorrect wiring may cause damage.

Use DC power supply with sufficient capacity and minimal ripples.



1	Brown	Supply power
2	White	Input signal
3	Blue	GND(COMMON)
4	Black	Monitor output



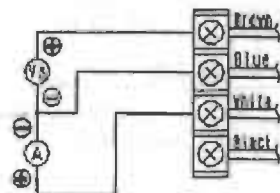
Note: Right angle type cables are available as well.

The electrical entry of right angle type connector extends to the left side, (SUP port side)

Do not turn the connector to avoid breakage of connector pins.

Wiring diagram

Current type (ITV*0** -01, ITV*0** -11)



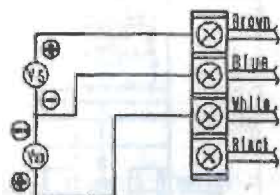
VS: Supply power 24VDC (ITV*0*0-*1)

12~15VDC (ITV*0*1-*1)

A: Input signal 4~20mADC (ITV*0** -01)

0~20mADC (ITV*0** -11)

Voltage type (ITV*0** -21, ITV*0** -31)



VS: Supply power 24VDC (ITV*0*0-*1)

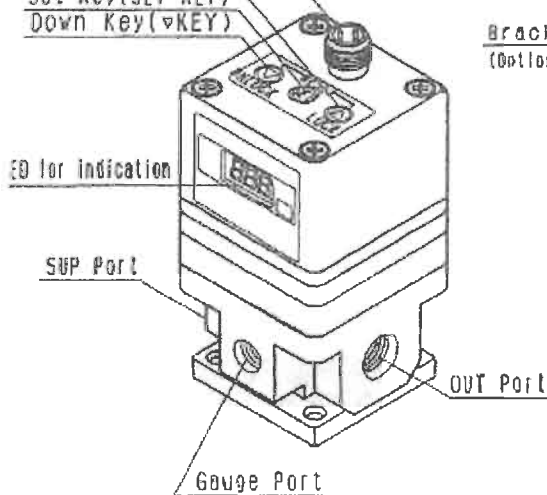
12~15VDC (ITV*0*1-*1)

VIN: Input signal 0~5VDC (ITV*0** -21)

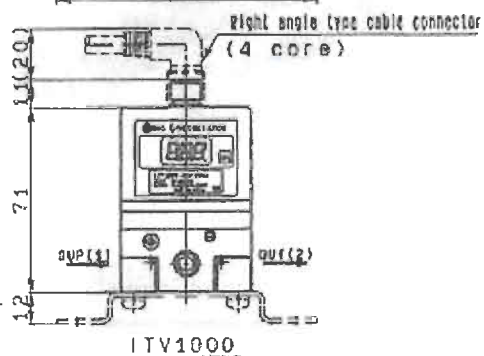
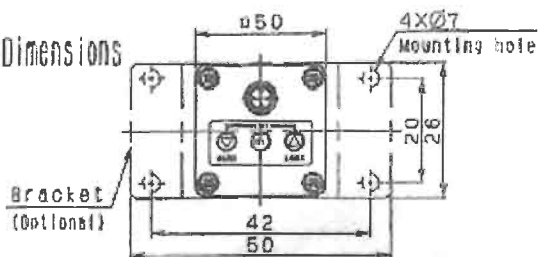
0~10VDC (ITV*0** -31)

■ Description of Each Part

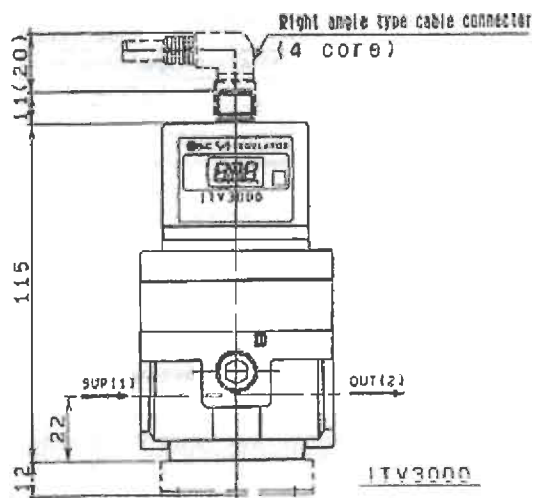
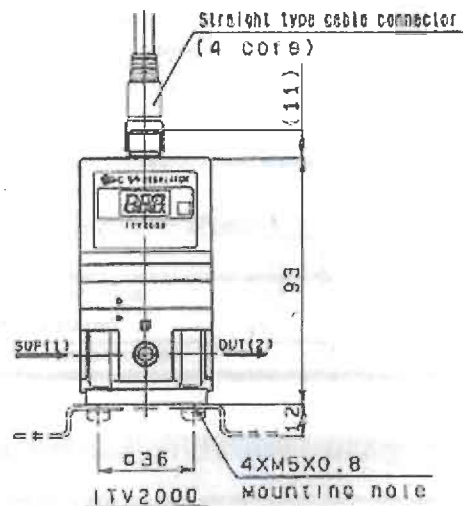
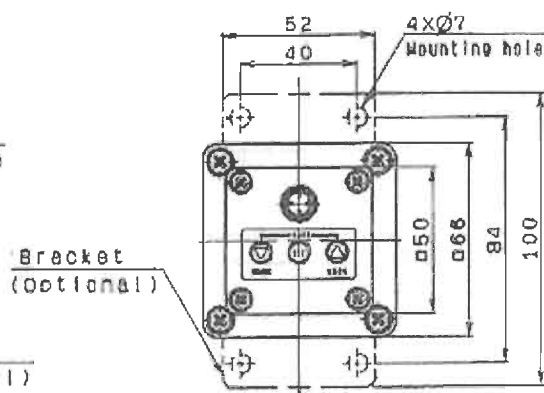
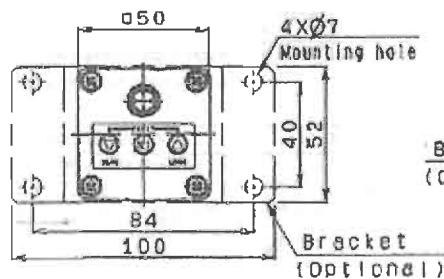
- Connector for wiring cable
- UP Key(ΔKEY)
- Set Key(SET KEY)
- Down Key(▽KEY)



■ Dimensions



■ Dimensions



APÉNDICE E: Datos Técnicos Músculos Neumáticos MAS

Músculo neumático MAS

FESTO

Hoja de datos



Diámetro
10 ... 40 mm



Longitud nominal
40 ... 9 000 mm



Fuerza
0 ... 5 700 N



Datos técnicos generales			
Tamaño	10	20	40
Conexión neumática	→ Adaptador MXAD... ver a partir de la página 1 / 5.6-18		
Fluido	Alre comprimido filtrado, lubricado o sin lubricar (otros medios bajo consulta)		
Construcción	Membrana contráctil, reforzada con fibra		
Funcionamiento	De simple efecto, tracción		
Diámetro interior [mm]	10	20	40
Longitud nominal [mm]	40 ... 9 000	60 ... 9 000	120 ... 9 000
Carga adicional máxima, colgante [kg]	30	80	250
Carga adicional máxima a elevar desde el suelo; posición inicial con el músculo no pretensado [kg]	68	160	570
Contracción máxima admisible	20% de la longitud nominal		25% de la longitud nominal
Relajación a temperatura ambiente	3% de la longitud del tubo flexible		
Precisión de repetición	±1% de la longitud nominal		
Estiramiento inicial máximo admisible ¹⁾	3% de la longitud nominal		
Aumento del diámetro ²⁾ en estado de contracción máxima [mm]	23	40	75
Histeresis sin/ con carga	±5%/±2,5% de la longitud nominal		±4%/±2% de la longitud nominal
Error angular máximo	±1° entre los ejes de dos conexiones fijas		
Error máximo de paralelismo	2 mm por cada 100 mm de longitud entre dos puntos de fijación		
Velocidad sin carga adicional y con 6 bar [m/s]	0,001 ... 1,5	0,001 ... 2	
Tipo de fijación	Con accesorios		
Posición de montaje	Indistinta (si surgen fuerzas laterales, es necesario utilizar una guía externa)		

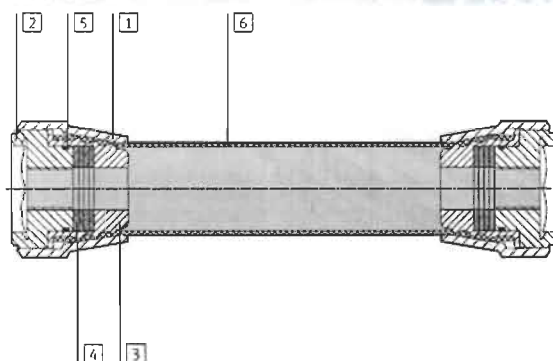
Condiciones de funcionamiento y del entorno			
Tamaño	10	20	40
Presión de funcionamiento [bar]	0 ... 8	0 ... 6	
Temperatura ambiente [°C]	5 ... 60		
Clase de resistencia a la corrosión CRC ³⁾	2		

Fuerzas [N] con la presión de funcionamiento máxima admisible			
Tamaño	10	20	40
Fuerza teórica	650	1 600	5 700
Fuerza necesaria para el estiramiento inicial	300	800	2 500
Limitación de fuerza	400	1 200	4 000

Pesos [g]			
Tamaño	10	20	40
Peso del producto con longitud de 0 m	76	235	673
Peso adicional por cada metro de longitud	93	160	360
Conexiones	abierto en un lado (MC)	112	331
	abierto en ambos lados (MO)	38	123

Materiales

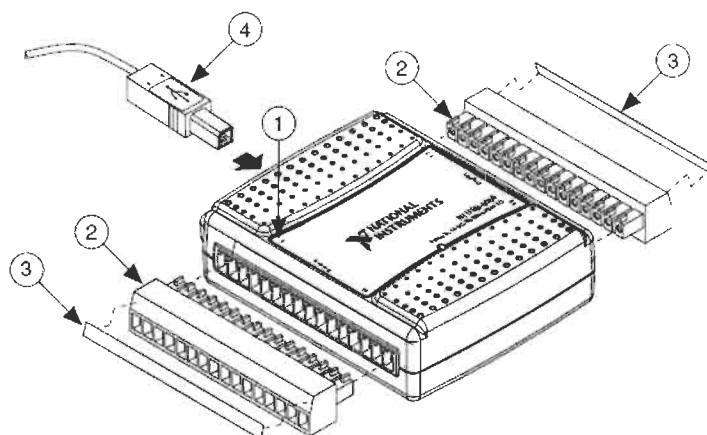
Vista en sección



Cilindro		
1	Tuerca de racor	Aleación forjada de aluminio anodizado incoloro
2	Brida	Aleación forjada de aluminio anodizado azul
3	Cono interior	Aleación forjada de aluminio anodizado incoloro
4	Resortes de disco	Acero
5	Junta	NBR
6	Membrana	Aramida, CR
-	Pegamento	Loctite 243 (aplicación en la rosca)
-	Lubricante	Klüberplex BE 31-222

APÉNDICE F: Especificaciones de la TAD NI USB-6008

PARTES PRINCIPALES



- 1 Overlay Label with Pin Orientation Guides 3 Signal Labels
2 Combicon Jack 4 USB Cable

ESPECIFICACIONES

Analog Input

Absolute accuracy, single-ended

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±10	14.7	138

Absolute accuracy at full scale, differential¹

Range	Typical at 25 °C (mV)	Maximum (0 to 55 °C) (mV)
±20	14.7	138
±10	7.73	84.8
±5	4.28	58.4
±4	3.59	53.1
±2.5	2.56	45.1
±2	2.21	42.5
±1.25	1.70	38.9
±1	1.53	37.5

¹ Input voltages may not exceed the working voltage range

Number of channels..... 8 single-ended / 4 differential
Type of ADC..... Successive approximation

ADC resolution (bits)

Device	Differential	Single-Ended
USB-6008	12	11
USB-6009	14	13

Maximum sampling rate (system dependent)

Device	Maximum Sampling Rate (kS/s)
USB-6008	10
USB-6009	48

Digital I/O

Number of channels.....	12 total 8 (P0.<0..7>) 4 (P1.<0..3>)
Direction control.....	Each channel individually programmable as input or output
Output driver type	
USB-6008.....	Open-drain
USB-6009.....	Each channel individually programmable as push-pull or open-drain.
Compatibility.....	CMOS, TTL, LVTTTL
Internal pull-up resistor.....	4.7 k Ω to +5 V
Power-on state.....	Input (high impedance)
Absolute maximum voltage range.....	-0.5 to +5.8 V

Digital logic levels

Level	Min	Max	Units
Input low voltage	-0.3	0.8	V
Input high voltage	2.0	5.8	V
Input leakage current	-	50	μ A
Output low voltage (I = 8.5 mA)	-	0.8	V
Output high voltage (Push-pull, I = -8.5 mA)	2.0	3.5	V
Output high voltage (Open-drain, I = -0.6 mA, nominal)	2.0	5.0	V
Output high voltage (Open-drain, I = -8.5 mA, with external pull-up resistor)	2.0	-	V

Product	Bus	Analog Inputs ¹	Input Resolution		Input Range (V)	Analog Outputs	Output Resolution		Output Rate (Hz)	Output Range (V)	Digital I/O		Trigger
			(bits)	Max Sampling Rate (kS/s)			(bits)	Output Rate			Lines	32-bit Counter	
USB-6009	USB	8 SE/4 DI	14	48	± 1 to ± 20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital	
USB-6008	USB	8 SE/4 DI	12	10	± 1 to ± 20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital	

¹SE = single ended, DI = differential

APÉNDICE G: Manual de Operación del Sistema de Control.

REQUERIMIENTOS DE ENERGÍA.

Voltaje de Alimentación: 110 VCA
Presión de Aire Comprimido: 6 bar mínimo

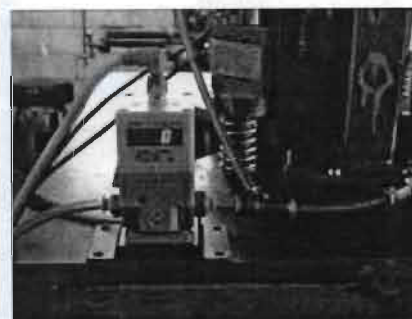
PASO 1: Conecta la salida del **compresor** a la entrada de la **unidad de mantenimiento**. Verifica que la presión que indica el manómetro de la **unidad de mantenimiento** sea de valor mínimo 6 bar.



PASO 2: Conecta la salida de la unidad de mantenimiento a la entrada de la **válvula proporcional**.



PASO 3: A la salida de la válvula proporcional coloca una conexión tipo "T". Una salida de ésta conexión conéctala a la parte superior del músculo neumático.



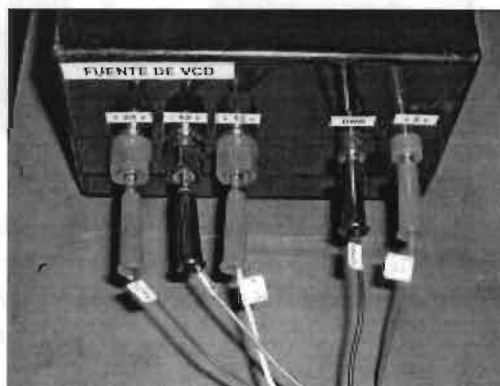
PASO 4: La otra salida de la conexión "T" conéctala a la parte inferior del músculo neumático.



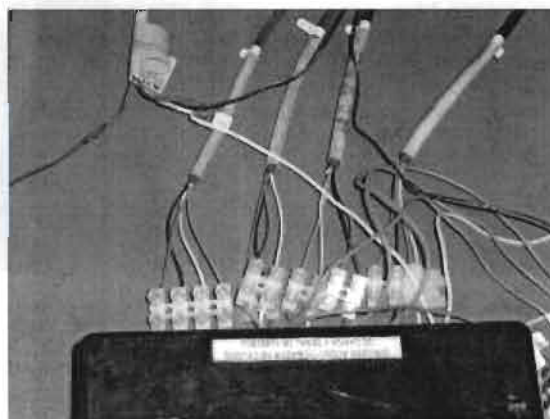
PASO 5: Conecta la **fuentes de VCD** a la red eléctrica de 110 VCA. Verifica los voltajes en cada terminal de la **fuentes de VCD** tomando como referencia la terminal GND utilizando un multímetro. Los valores que se deben leer son +5 vcd, -12 vcd, +12 vcd y +24 vcd.



PASO 6: Usando los conectores tipo banana que se encuentran en el **circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control**, conecta en cada una de las terminales de salida de la **fuentes de VCD**, respetando las etiquetas de cada conector.



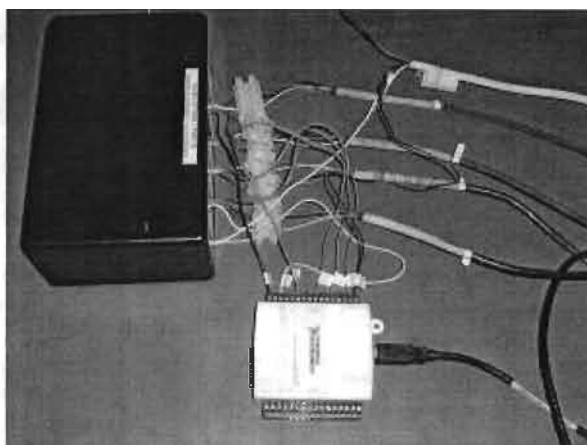
PASO 7: Conecta los cables de cada una de las celdas a los conectores del **circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control**, de tal forma que sean respetados los colores (ROJO-ROJO, NEGRO-NEGRO, BLANCO-BLANCO, VERDE-VERDE).



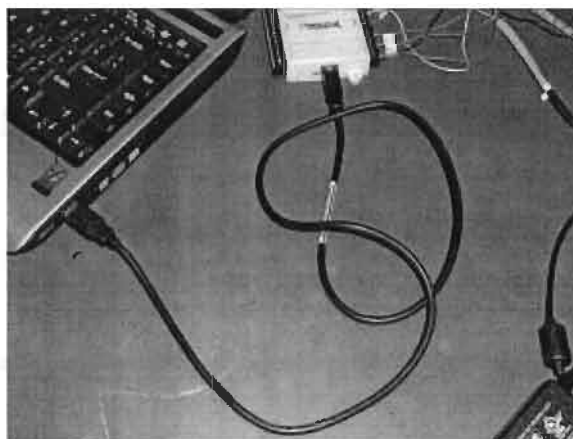
PASO 8: Conecta el cable de la válvula proporcional. El cable café que tiene un conector tipo banana marcado como + 24 V conéctalo a la terminal de + 24 V de la **fuentes de VCD**. Une eléctricamente los cables de color blanco marcados con la etiqueta SC tanto del cable de la **válvula proporcional** como del **circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control**. Por último, atornilla el cable negro etiquetado como GND del cable de la **válvula proporcional** a una terminal GND de la **tarjeta NI USB-6008**.



PASO 9: En el **circuito acondicionador de celdas de carga y señal de control**, identifica el cable de color negro etiquetado como GND, cuatro cables de color azul marcados como AI0, AI1, AI2, AI3, y un cable color amarillo etiquetado como AO0. Atorníllalos a la **tarjeta NI USB-6008** respetando las identificaciones correspondientes.



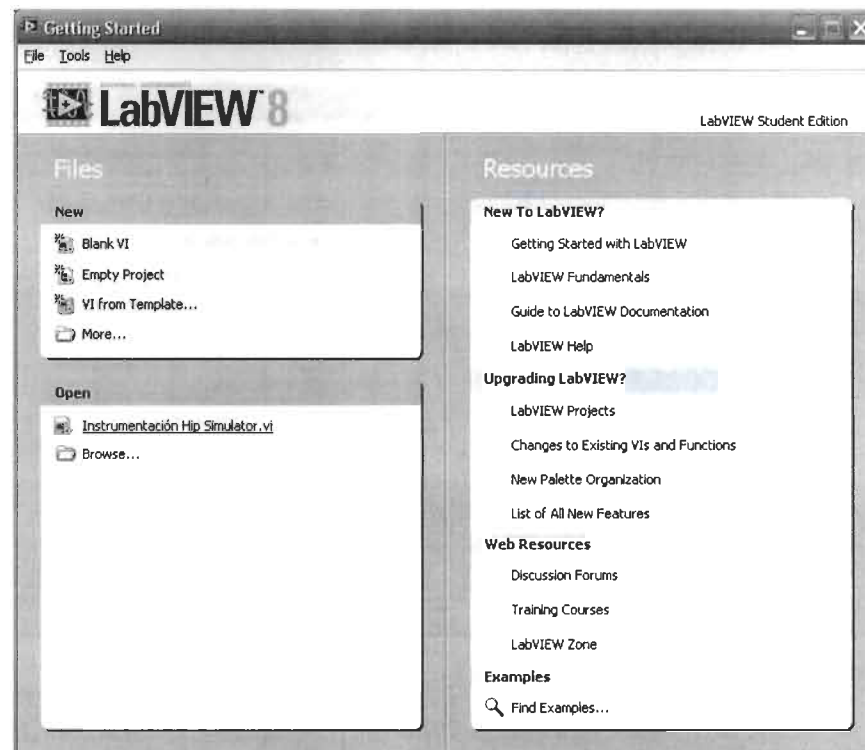
PASO 10: Conecta el cable negro de la tarjeta NI USB-6008 a un puerto USB de la laptop.



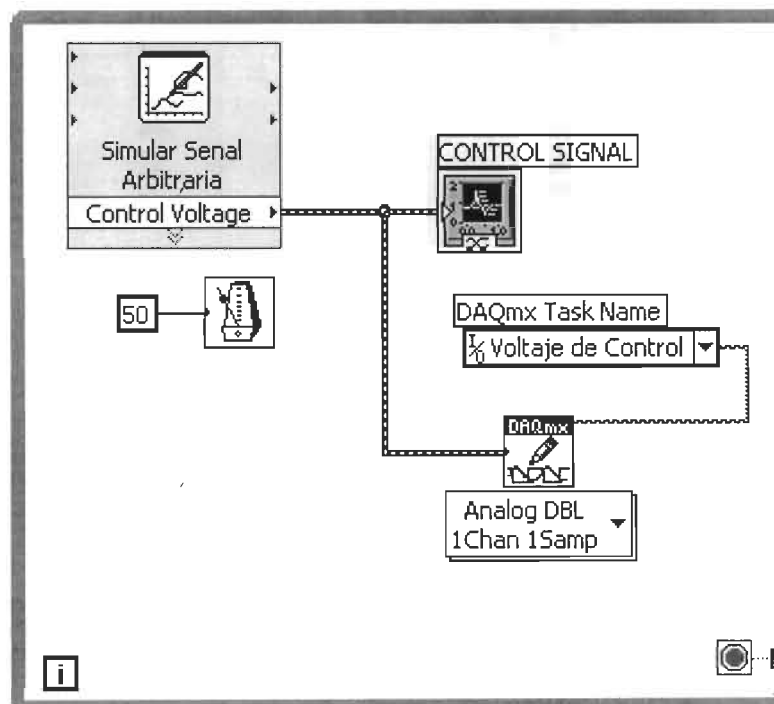
PASO 11: Ejecuta el software de instrumentación LabVIEW 8.0, dando doble clic al siguiente ícono.



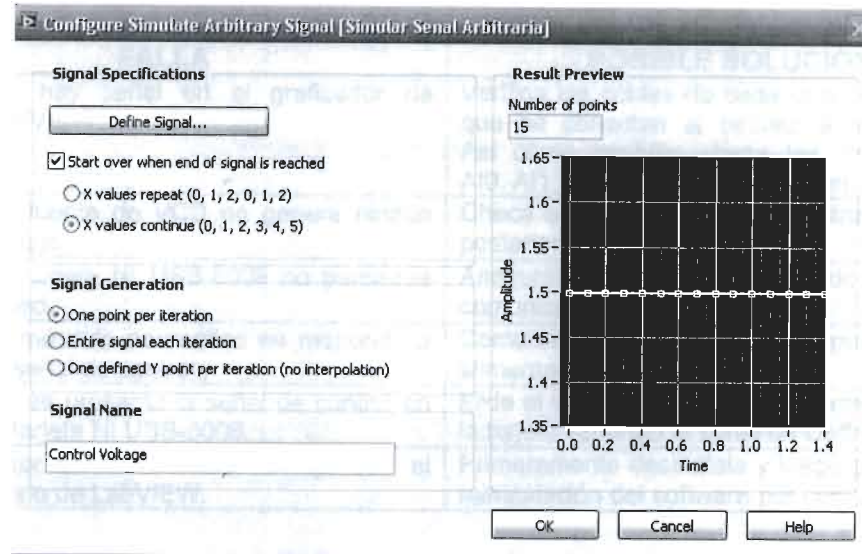
PASO 12: Selecciona la aplicación Instrumentación Hip Simulator.vi, tal como se observa en la figura siguiente:



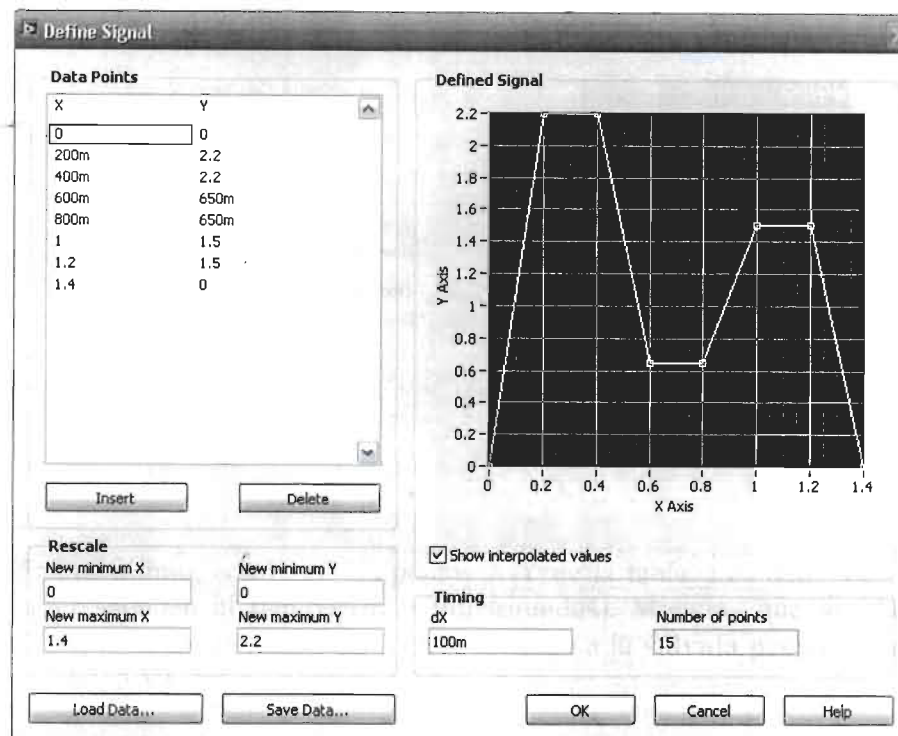
PASO 13: En el *Block Diagram* (para verlo presiona CTRL+E) dale doble clic al ícono de Simular Señal Arbitraria, para configurar la señal a la cual va a trabajar el simulador de cadera mecánico.



PASO 14: Selecciona el botón *Define Signal*.



PASO 15: Por último, configura los puntos X-Y de la tabla. Los datos de la primera columna corresponden al tiempo ($m =$ milisegundos). Mientras que los datos de la columna Y representan el voltaje de control aplicado a la **válvula proporcional** (puede oscilar entre 0 y 5 V).



SOLUCIONANDO FALLAS TÍPICAS

FALLA	POSIBLE SOLUCIÓN
ξ No hay señal en el graficador de LabVIEW.	Verifica los cables de cada una de las celdas que se conectan al circuito acondicionador. Así como también checa los cables azules AI0, AI1, AI2 y AI3 que estén bien
ξ La fuente de VCD no genera ningún voltaje.	Checa el fusible que se encuentra en la parte posterior de la fuente de VCD.
ξ La tarjeta NI USB-6008 no parpadea el led.	Asegura que este bien conectado el cable de comunicación con la laptop.
ξ El músculo neumático no responde a la señal de control.	Comprueba que la válvula proporcional este alimentada con presión de aire.
ξ No se presenta la señal de control en la tarjeta NI USB-6008.	Mide el voltaje de salida en la terminal AO0 de la tarjeta variando la señal en <i>Define Signal</i> .
ξ Error en la aplicación al ejecutar el ícono de LabVIEW.	Primeramente desinstala y luego procede a la reinstalación del software por completo.

GLOSARIO

Amplificador: Dispositivo que mediante el uso de energía externa, magnifica la amplitud o intensidad de un fenómeno físico.

Articulación: Es el punto de contacto entre dos huesos del cuerpo humano. Es importante clasificar los diferentes tipos de articulaciones según el tejido que la une, en fibrosas, cartilaginosas, sinoviales o diartrodias.

Articulación de Cadera: Es la unión entre el fémur y el acetábulo de la pelvis. Su función principal es la de soportar el peso del cuerpo en posturas tanto estáticas como dinámicas.

Biomaterial: Es un compuesto farmacológicamente inerte, diseñado para ser implantado o incorporado dentro del sistema vivo, con el objeto de sustituir y/o regenerar tejidos vivientes y sus funciones.

Bus: Se relaciona con la idea de las transferencias internas de datos que se dan en un sistema computacional en funcionamiento.

C ++: Lenguaje que abarca la programación estructurada, la programación genérica y la programación orientada a objetos.

Celda de Carga: Trozo de aluminio o acero de muy buena calidad que se utiliza como sensor de fuerza.

Cinemática: Parte de la mecánica que estudia el movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas que lo producen, limitándose al estudio de la trayectoria en función del tiempo.

Conversión Analógico-Digital: Consiste en la transcripción de señales analógicas en señales digitales, con el propósito de facilitar su procesamiento, y hacer la señal resultante más inmune al ruido y otras interferencias a las que son más sensibles las señales analógicas.

Conversión Digital-Analógico: Transforma señales digitales que pueden ser cantidades binarias, a su correspondiente voltaje que es una señales analógicas.

DAQ: Data Acquisition.

Dinámica: Rama de la mecánica que estudia las causas que hacen cambiar un movimiento.

Fémur: Nombre de un hueso del muslo en el cuerpo humano.

GPIB: General Purpose Instrumentation Bus.

Implante: Material sintético o natural que es introducido en el cuerpo con la intención de sanar, curar o corregir algún problema de salud.

Inerte: Inactivo, ineficaz, incapaz de reacción. Sin vida.

Instrumentación electrónica: Se aplica en el sentido y procesamiento de la información que proviene de variables físicas, a partir de las cuales realiza el monitoreo y control de procesos, empleando dispositivos y tecnologías electrónicas.

LabVIEW: Herramienta gráfica de test, control y diseño mediante una programación específica.

Pelvis: Región anatómica más inferior del tronco humano.

Potenciómetro: Es un resistor al que le puede variar el valor de su resistencia. Esta formado por una delgada pista de carbón de cuyos extremos salen dos terminales; a dicha pista la recorre un cursor que está vinculado a una tercera terminal.

Prótesis: Es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que falta. Son típicamente utilizadas para reemplazar partes perdidas por heridas (traumáticas) o que faltan de nacimiento (congénitas).

RS-232: Interfaz que designa una norma para el intercambio serie de datos binarios.

Sensor: Tipo de transductor que transforma la magnitud que se quiere medir, en otra que facilita su medida.

Señal Analógica: Aquella función matemática continua en la que es variable su amplitud y periodo en función del tiempo.

Señal Digital: Representación de magnitudes mediante valores discretos.

Transductor: Dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente de salida.

RESUMEN AUTOBIOGRÁFICO

Jorge Antonio Rangel Carrillo

TESIS

**Desarrollo de un Sistema de Control
para un Simulador de Cadera Mecánico**

**PARA OBTENER EL GRADO DE
Maestro en Ciencia y Tecnología con Opción Terminal en
Diseño y Desarrollo de Sistemas Mecánicos**

Jorge Antonio Rangel Carrillo nació en la ciudad de Torreón, Coahuila, México, el 24 de Mayo de 1973. Es hijo del Sr. Tomás Rangel García y la Sra. Hortensia Carrillo Solís. Tiene el título de Ingeniero en Electrónica obtenido en el Instituto Tecnológico de la Laguna, habiendo terminado sus estudios profesionales en Junio de 1996. Tiene cuatro años y medio de experiencia en la industria, laborando como Ingeniero de Producción y Mantenimiento Electrónico en la empresa Productos Electrónicos de la Laguna, S.A. Ingreso al programa de posgrado en el Instituto Tecnológico de la Laguna obteniendo el grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Industrial en Enero de 2005. Posteriormente ingreso al programa de posgrado en el Instituto Tecnológico de Saltillo obteniendo una Especialidad en Automatización de Procesos Industriales en Diciembre de 2005. Actualmente pertenece a la Asociación Mexicana de Robótica (AmRob) y desde hace seis años a la fecha labora como profesor investigador en la Universidad Tecnológica de Torreón donde imparte docencia, tutorías y a su vez participa en proyectos de desarrollo tecnológico.