



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Diseño y desarrollo de un dispositivo para inducción motriz en extremidad inferior humana afectada por hemiparesia o hemiplejia

Tesis que presenta

Ing. Gonzalo Eduardo Domínguez Dyck

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez

México, D.F.

Diciembre 2012



Dedicatorias

A Dios.

Por haberme permitido llegar hasta este punto, por concederme salud y por todo su infinito amor que me tiene.

A la memoria de mi madre.

Gracias por todo lo que he aprendido de ti y aún sigo aprendiendo. Te amo mamá.

A mis familiares.

Por apoyarme en todo, por creer en mí y por todo el amor que me tienen, a mi papá, Cristy, Castellín y Castillo.

A mi novia Ana Laura.

Por tenerme tanta paciencia y amor en los momentos que más los necesitaba, por ser mi brazo derecho y la mujer que más quiero.

A mis compañeros y amigos.

Por estar conmigo en esas situaciones especiales durante mi estancia en el cinves, a Sandy y Toño, a Brian, a Gabbo, Yuyu, Jenn, Aurora, Tala, Nestor, Emma, Aldo, y los que me faltan.

A mis profesores y maestros.

Por compartir su conocimiento y por instruirme en el camino de la investigación

Gonzalo Domínguez

Autor



Agradecimientos

A mi director de tesis, Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez, por brindarme su confianza y la oportunidad de desarrollar mis estudios de maestría en su laboratorio, por el apoyo, la orientación y los consejos que me dio a lo largo de mi estancia.

Al Ing. Eladio Cardiel, por ser mas que un maestro, un amigo y por todos los buenos momentos a lo largo de la maestría.

A mis sinodales, el Dr. Carlos Alvarado Serrano y al M. en C. Ricardo Horta, por sus aportes, sugerencias y tiempo dedicados a este trabajo.

A los investigadores de la Sección de Bioelectrónica que me brindaron sus conocimientos a través de diferentes materias.

Al pueblo de México, que a través del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) me proporcionó una beca para realizar mis estudios de Maestría en el CINVESTAV-IPN.





CONTENIDO

Lista de figuras	i
Lista de tablas	iii
Lista de ecuaciones.....	iii
RESUMEN	v
ABSTRACT	vi
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Planteamiento del problema.....	3
1.2. Objetivos	4
1.2.1. Objetivo	4
1.2.2. Objetivos específicos.....	4
1.3. Estructura de la Tesis	5
Capítulo 2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	8
2.1. Cerebro	8
2.1.1. Funcionamiento del cerebro.....	8
2.1.2. Partes del cerebro.....	9
2.2. Accidentes cerebro vascular	11
2.2.1. Estadísticas de ACV	11
2.2.2. Tipos de ACV.....	11
2.3. Tipos de parálisis	13
2.3.1. Hemiplejia y Hemiparesia	13
2.3.2. Rehabilitación del hemipléjico.....	14
2.4. Locomoción.....	14
2.4.1. Marcha patológica del hemipléjico	15
2.5. Procedimientos de rehabilitación y dispositivos de ayuda	16



Capítulo 3. DESARROLLO	20
3.1. Diagrama general y descripción.....	20
3.1.1. Mecanismos actuadores.....	21
3.1.2. Motores	23
3.1.3. Configuración del mecanismo.....	24
3.1.4. Control y potencia de los motores	25
3.1.4.1. Puente H.....	26
3.1.4.2. Contador de vueltas	27
3.2. Adquisición de posición angular.....	27
3.2.1. Encoder Absoluto.....	27
3.2.2. Microcontrolador (PIC).....	29
3.2.3. Memoria EEPROM.....	30
3.2.4. Sistema integrador	31
Capítulo 4. PRUEBAS Y RESULTADOS	34
4.1. Análisis cinemático de los mecanismos	34
4.2.1. Obtención de la relación de posición angular y la carrera del tornillo mediante el método analítico	34
4.2. Análisis dinámico para obtener la relación del torque del mecanismo	37
4.2.1. Simulación del mecanismo mediante CATIA	40
4.2.2. Obtención de la relación de posición angular y la carrera del tornillo mediante el programa CATIA.....	42
4.3. Prototipo Físico del mecanismo	45
4.3.1. Caracterización del mecanismo.....	45
4.4. Sensor magnético	47
4.4.1. Caracterización del sensor magnético.....	47
4.4.2. Comparación del Sensor magnético con un Sistema óptico	50
4.4.3. Análisis del ciclo de marcha con el sensor magnético	53
4.4.4. Comparación de la simetría entre los ángulos de flexión de ambas rodillas...	55
4.5. Discusión	56



Capítulo 5. CONCLUSIONES	58
REFERENCIAS.....	62
Apéndice 1: Medidas (mm) y descripción general de las piezas	66
Apéndice 2: Escala de Barthel	72
Apéndice 3: Especificaciones de los componentes.....	73
Apéndice 4: Diagramas electrónicos.....	75
Apéndice 5: Programa en MikroC	79
Apéndice 6: Programas en Matlab	84



Lista de figuras

Capítulo 2

Fig. 2.1. Partes del cerebro.....	9
Fig. 2.2. Marcha del “Segador”	15
Fig. 2.3. Bicicleta para rehabilitación.....	16
Fig. 2.4. Tibion bionic leg	17
Fig. 2.5. Diferentes vistas de la órtesis mimética	18

Capítulo 3

Fig. 3.1. Diferentes vistas de OMEI con actuadores y sensores	21
Fig. 3.2. Barras de duraluminio especiales para órtesis.....	22
Fig. 3.3. Mecanismo actuador de rodilla en <i>SolidWorks</i>	22
Fig. 3.4. Motor DC reductor modelo S330142.....	23
Fig. 3.5. Tornillo de bolas PRM0401	23
Fig. 3.6. Vista del montaje del motor en <i>SolidWorks</i>	24
Fig. 3.7. Vista de la parte central del mecanismo.....	24
Fig. 3.8. Vista seccionada del mecanismo de la articulación	25
Fig. 3.9. Conexiones de los opto acopladores	26
Fig. 3.10. Configuración del puente H	26
Fig. 3.11. Contador de vueltas efecto Hall	27
Fig. 3.12. Articulación con el encoder	28
Fig. 3.13. Esquema de la articulación con el encoder.....	29
Fig. 3.14. Configuración de Hardware del modo Daisy Chain.....	29
Fig. 3.15. Diagrama de conexiones del Sistema.....	30
Fig. 3.16. Tarjeta principal del sistema Integrador.....	31
Fig. 3.17. Diagrama de flujo del sistema.....	32

Capítulo 4

Fig. 4.1. Lazo vectorial del mecanismo manivela-biela-corredera.....	34
Fig. 4.2. Configuración del mecanismo siendo a, b, c, d los eslabones principales.	35
Fig. 4.3. Relación de la distancia de la carrera de la tuerca en función del ángulo de apertura del mecanismo.....	36
Fig. 4.4. Mecanismo de la articulación de rodilla con acotaciones.....	37
Fig. 4.5. Especificaciones de los parámetros para la conversión de torque a fuerza en la tuerca del tornillo de bolas.....	38
Fig. 4.6. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de estudio simplificado donde se observan las fuerzas y los momentos.....	39



Fig. 4.7. Relación del torque de salida del mecanismo entre el torque de entrada del motor con respecto al ángulo de la junta principal del mecanismo.	40
Fig. 4.8. Juntas cinemáticas de los mecanismos permitidas en CATIA.	41
Fig. 4.9. Diferentes vistas del mecanismo simulado en CATIA.	41
Fig. 4.10. Editor de Fórmula para la simulación por leyes en CATIA.	42
Fig. 4.11. Relación del movimiento angular entre las 2 barras principales del mecanismo con respecto al tiempo CATIA.	43
Fig. 4.12. Relación de la distancia de la carrera de la tuerca en función del ángulo de apertura del mecanismo arrojados por CATIA.	43
Fig. 4.13. Comparación de los datos arrojados por CATIA y los obtenidos mediante el método analítico y su regresión lineal.	44
Fig. 4.14. Mecanismo actuador con goniómetro colocado en la articulación.	45
Fig. 4.15. Promedio de los barridos de las muestras de colocación del prototipo físico para su caracterización.	46
Fig. 4.16. Sensor AS5040 con goniómetro comercial.	47
Fig. 4.17. Comparación de 6 registros diferentes de ángulos.	48
Fig. 4.18. Promedio de las 6 mediciones del sensor y su aproximación lineal.	49
Fig. 4.19. Sujeto de pruebas efectuando una flexión de rodilla.	50
Fig. 4.20. Ángulos de flexión de rodilla Sistema estereoscópico APAS con respecto al tiempo.	51
Fig. 4.21. Referencia del intervalo de flexo-extensión de la articulación de rodilla.	52
Fig. 4.22. Comparación de las señales en APAS y el sensor AS5040.	52
Fig. 4.23. Ciclo de marcha obtenidos en las pruebas a 3 sujetos diferentes.	54
Fig. 4. 24. Comparación del ciclo de marcha en ambas rodillas.	55

Apéndice 1

Fig. A1. 1, Cubo de Nylamid con soporte para el balero de aguja	66
Fig. A1. 2, Pieza circular donde va introducido el balero de bolas.	66
Fig. A1. 3, Diagrama y fotografía del tornillo sujetador balero y cubo	67
Fig. A1. 4, Balero de bolas 8x22x7	67
Fig. A1. 5, Soporte de la placa del sensor AS5040.	68
Fig. A1. 6, Ángulo de aluminio para conectar la tuerca con los eslabones	68
Fig. A1. 7, Eslabones de aluminio	69
Fig. A1. 8, Barra de aluminio de soporte	69
Fig. A1. 9, Soporte del balero de agujas	70
Fig. A1. 10, Balero de agujas	70
Fig. A1. 11, Placa del circuito del Puente H	71
Fig. A1. 12, Placa del arreglo de interruptores de efecto HALL	71



Apéndice 3

Fig. A3.1. Especificaciones del USB-1208FS de <i>Measurement Computing</i>	73
Fig. A3.2. Conexiones y puertos del USB-1208FS de <i>Measurement Computing</i>	73
Fig. A3.3. Características del Pic16f877a.	74
Fig. A3.4. Conexiones y puertos del Pic16f877a.....	74

Lista de tablas

Tabla 4.1. Tabla de correlaciones lineales por registro de caracterización del sensor .	48
Tabla 4.2. Características de los sujetos de estudio para el análisis de la marcha.....	53
Tabla 4.3. Tabla de flexo-extensión en las 2 fases de la marcha.....	54

Lista de ecuaciones

Ecuación 4. 1: Lazo vectorial del mecanismo	35
Ecuación 4. 2: Lazo vectorial en forma de euler	35
Ecuación 4. 3: Ecuación del ángulo θ_3 despejada	35
Ecuación 4. 4: Ecuación de la distancia d	36
Ecuación 4. 5: Ecuación de la distancia recorrida por la tuerca en el tornillo.....	36
Ecuación 4. 6: Fórmula para la fuerza axial que ejerce la tuerca en un tornillo	38
Ecuación 4. 7: Sustitución de los parámetros de la fuerza	38
Ecuación 4. 8: Momento final en función de la fuerza del tornillo.....	39
Ecuación 4. 9: Factor de comparación entre dos señales.....	53





RESUMEN

El tema de discapacidad ha cobrado importancia como un fenómeno que tiene impacto en diferentes ámbitos de la sociedad. Esto es debido a que las personas con alguna alteración física o mental son en muchos casos excluidos o rechazados por la sociedad. Las personas que sufren algún tipo de accidente cerebrovascular (ACV) suelen presentar secuelas que van desde pérdida de conocimiento hasta parálisis total o parcial como es el caso de la hemiplejía. Los sujetos con este padecimiento sufren alteraciones de movilidad corporal del lado contrario a donde se localiza el daño cerebral. Las terapias para este tipo de casos requieren ser inmediatas debido a que el cerebro tiene la capacidad de realizar un reaprendizaje motriz, es decir, aprender a realizar movimientos que antes del ACV se realizaban. Existe la hipótesis de que el aprendizaje se puede lograr a través de movimientos inducidos en estructuras corporales del lado afectado. La aproximación puede ser mayor si se practican los movimientos parecidos a los naturales, es decir, aplicar patrones de movimiento de estructuras sin afección a las del lado afectado. La propuesta que se presenta en este trabajo es el diseño y desarrollo de un dispositivo para inducción motriz en extremidad inferior humana afectada por hemiparesia o hemiplejía, Órtesis Mimética para Extremidades Inferiores (OMEI), este dispositivo es actuado mediante un sistema de adquisición angular que sensa y registra los movimientos de la extremidad sana y los reproduce en su contralateral. Los resultados observados a través de las diferentes pruebas realizadas, muestran que el patrón de la marcha se reproduce con regularidad sin sufrir pérdida significativa de información.



ABSTRACT

The issue of disability has gained importance as a phenomenon that has an impact on different areas of society. This is because people with a physical or mental impairment are often excluded or rejected by society. People who suffer from some kind of cerebrovascular accident (CVA) often presented after-effects since loss of consciousness to full or partial paralysis like in the case of hemiplegia. People with this suffering presented impaired physical mobility of the opposite side where brain damage is localized. Therapies for these cases require being immediate because the brain has the ability to perform a motor relearning, it means to learn to perform movements that were made before the stroke CVA. It is hypothesized that learning can be achieved through body structures induced motions in the affected side. The accuracy may be high-closer if those similar movements are practiced as the natural, in example, when movement patterns are applied on structures without complaint in the affected side. This work proposes the design and development of a motion inductive device for human lower limbs affected by hemiparesis or hemiplegia, also known as Lower-Limb Mimetic Orthoses. This device is actuated via an angular acquisition system which senses and records the functional-limb movements and then replicates them on its contralateral. The results observed through different tests show that the walking pattern is replicated regularly without a significative information loss.





Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Todo ser humano que presenta temporal o permanentemente una limitación, pérdida o disminución de sus facultades físicas, intelectuales o sensoriales, para realizar sus actividades connaturales [1], se dice que presenta una discapacidad.

El término discapacidad se refiere, en su sentido más amplio, a toda restricción o ausencia de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para un ser humano, como consecuencia de una deficiencia anatómica, fisiológica o psicológica [2].

La discapacidad es un problema que aqueja a los seres humanos desde la antigüedad. Se tienen registros históricos de personas con discapacidad que datan desde hace más de 4500 años, como es el caso de una imagen tallada en Egipto en la tumba de Hirkouf del año 2.830 A.C, donde se muestra un joven con poliomielitis apoyado sobre un báculo [3].

Aproximadamente mil millones de personas en el mundo padecen de algún tipo de disfunción [4]. Los datos, de acuerdo al censo del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en México, revelan que en el año 2000 aproximadamente el 1.8% de la población total del país sufría de algún tipo de discapacidad, mientras que en el 2010 las cifras ascendían al 5.1%, con un total de 5 millones 739 mil 270 personas. De dicha cantidad, el 58.3% son sujetos con discapacidad motriz mientras que el 41.7% restante se distribuye entre discapacidad visual, auditiva, mental y de comunicación [5].

Dentro del grupo de discapacidad motriz están incluidas las personas que presentan problemas para caminar, manipular objetos y de coordinación de movimientos para realizar actividades de la vida cotidiana. Este grupo a su vez se puede dividir, dependiendo del origen del problema. Así tenemos los casos de la hemiplejía y



hemiparesia, en donde el primero es causado generalmente por un accidente cerebro vascular (ACV) que ocasiona parálisis de la mitad sagital del cuerpo, mientras que la hemiparesia, al igual que la hemiplejia, presenta parálisis de la mitad del cuerpo pero debida a una debilidad motora, a su vez generada por una afectación en el sistema piramidal [6].

Por cada millón de personas en el mundo, 1250 sufren un ACV por primera vez y 350 sufren un segundo ACV, de las cuales aproximadamente el 45% fallecen. De las personas que sobreviven a los 6 meses después del ACV, el 25% requiere de un apoyo institucional (clínica, hospital, centro médico, etc.) mientras que el 25% restante regresa a su domicilio y de éstos poco más del 60% se recuperan pero con secuelas [7].

La hemiplejia, como se mencionó anteriormente, está relacionada con las secuelas de un ACV. El pronóstico rehabilitador del hemipléjico depende de diversas condiciones del mismo proceso patológico y del enfermo. Una terapia oportuna y bien dirigida supone para aproximadamente un 85% de los pacientes, la posibilidad de caminar de manera independiente por lo menos dentro del hogar ya sea con la ayuda de un bastón o de una órtesis en el pie [8].

Las personas con hemiplejia presentan un patrón característico en la marcha, denominado marcha de segador: la extremidad inferior indemne sigue los movimientos de una persona sana, mientras que la extremidad afectada se inmoviliza y se genera rotación del tronco y la pelvis mientras avanza.

El presente trabajo tiene como objetivo principal el diseño y desarrollo de un sistema de inducción motriz que imita y sigue el movimiento de la extremidad inferior, sin afectación en su fisiología, para aplicarse a la extremidad cuya función ha sido afectada y que requiere acciones de rehabilitación. El dispositivo que se genere en este proyecto deberá tener las siguientes características: reducir los efectos de la espasticidad, inducir, como entrenamiento, un movimiento en la extremidad afectada,



muy parecido al perdido, para producir patrones de marcha cercanos a los que tenía. A estas características deberá agregarse que sea accesible económicamente y fácil de usar para propiciar que sea utilizado el mayor tiempo posible y en los espacios comúnmente utilizados.

1.1. Planteamiento del problema

La base decisiva para obtener un mejor resultado en la recuperación del movimiento en pacientes hemipléjicos radica en la atención temprana y apropiada. En un estudio realizado a 51 personas con este padecimiento, con dificultades para caminar, aún después de haber recibido 3 meses de rehabilitación, se registró que al final de un tratamiento prolongado de 2 años, el 74% de los sujetos pudo hacerlo sin ayuda externa y el 79% sobrepasó el 70% de la escala de Barthel, comúnmente utilizado para evaluar el grado de dependencia de una persona con respecto a las tareas de la vida cotidiana. (Ver Apéndice 2) [8].

A pesar de que un alto porcentaje de personas con hemiplejia puede llegar a desplazarse cuando reciben terapia oportuna, la mayoría desarrolla la marcha de manera deficiente y sin una recuperación importante en la movilidad del resto de los miembros afectados. Aunado a una marcha deficiente, pueden surgir alteraciones posturales y por ende daños colaterales en músculos y articulaciones.

Otro importante problema que sufre una persona con hemiplejia es su desplazamiento en espacios inadecuados para ellas, ya que requieren radios de acción mayores en los movimientos de sus extremidades y que no tienen la posibilidad de flexionar la rodilla para subir escaleras.

Dentro del proceso de rehabilitación de los pacientes con hemiplejia, se presenta un reto importante, reducir la marcha patológica, es decir, reeducar los movimientos con objeto de que la marcha sea lo más normal posible. Por lo general el paciente con este



tipo de problemas tiene alteración en el tono muscular que se puede catalogar como espasticidad o flacidez.

Como un elemento importante para la rehabilitación de estos pacientes se han propuesto en los últimos años, diversas estructuras tipo órtesis para corregir la marcha patológica, desafortunadamente se presenta un problema, el paciente tiene que ejercer una fuerza mucho mayor a la normal debido al peso de las mismas con el consabido gasto energético excesivo, provocando fatiga y dolor .

Por lo mencionado anteriormente se requiere de un sistema ligero, para uso doméstico y autónomo capaz de proporcionar movimiento a la extremidad inferior afectada copiando los patrones de la extremidad indemne para un reaprendizaje motriz en personas con problemas de hemiplejia.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo

Diseñar y construir un sistema auxiliar para la rehabilitación de pacientes con problemas de hemiplejia denominado órtesis mimética (OM) el cual se basa en copiar movimientos de la extremidad inferior indemne e inducirlos a la estructura de la extremidad afectada. La inducción motriz se realizará haciendo un registro con sensores en la extremidad sana y motores actuando sobre mecanismos de barras. El dispositivo tiene que ser ligero, independiente y autónomo capaz de proporcionar seguridad al paciente.

1.2.2. Objetivos específicos

- Diseñar y simular una OM para extremidades inferiores en un paquete de computadora CAD.



- Diseñar un sistema de adquisición de ángulos de las articulaciones rodilla y cadera.
- Diseñar y construir un mecanismo de apertura y cierre para la flexión-extensión de las articulaciones de rodilla y cadera.
- Diseñar y construir un sistema de control para los mecanismos de apertura y cierre de la flexión-extensión de las articulaciones.
- Realizar pruebas de laboratorio para la evaluación de la OM.

1.3. Estructura de la Tesis

Ésta se divide en 5 capítulos. El primero plantea la gravedad que representa el problema de la discapacidad motriz, para efectos de este trabajo, la hemiparesia y la hemiplejía. Se plantea la necesidad de desarrollar un sistema de rehabilitación para aquellos sujetos afectados por este padecimiento. Se mencionan los objetivos generales y específicos, tales como: el diseño y simulación de una órtesis mimética virtual para extremidades inferiores para analizar rangos de movimientos y selección de materiales, el diseño de un sistema de inducción motriz para articulaciones de miembro inferior, el diseño de un sistema de control para los mecanismos y la realización de pruebas para la evaluación del sistema.

En el capítulo 2 se presentan los antecedentes anatómicos y fisiológicos necesarios para comprender el tema de los desordenes de locomoción en personas con discapacidad motriz. Igualmente se presenta el estado del arte de que tiene que ver con procedimientos de rehabilitación y dispositivos de ayuda para sujetos con este problema.

El capítulo 3 presenta el desarrollo de la solución propuesta, describiendo de manera detallada cada una de las partes del sistema diseñado. Se describen las partes y su integración mediante un software de diseño, CAD, para llegar a un mecanismo óptimo. En este capítulo también se muestran los diagramas electrónicos y la conexión entre ellos.

El capítulo 4 describe las diferentes pruebas realizadas al sistema OMEI, los resultados obtenidos y una discusión. Se documentan las pruebas de caracterización de cada una



de las etapas del sistema, tanto como las pruebas de análisis cinemático y dinámico de los mecanismos para definir su comportamiento, como las pruebas en el prototipo físico. Se muestran también diferentes pruebas de evaluación del prototipo en personas sin desordenes aparentes de locomoción y se presenta la discusión de los resultados obtenidos. Finalmente en el capítulo 5 se presentan las conclusiones del trabajo desarrollado.





Capítulo 2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se documentan algunos temas que se han considerado pertinentes como fundamentos para la realización de este trabajo. Se inicia con una descripción del cerebro, su funcionamiento y las partes en las que está constituido, en seguida se describen los accidentes cerebro-vasculares y las parálisis causadas por estos como la hemiplejia, para así pasar a la rehabilitación de un paciente hemipléjico su locomoción y los diversos aparatos que ayudan a disminuir el desorden en la marcha.

2.1. Cerebro

El cerebro es un órgano del sistema nervioso con miles de millones de células (neuronas) conectadas entre sí con funciones especializadas constituyendo, la parte más grande del encéfalo. Se divide en dos hemisferios o mitades llamadas hemisferios cerebrales. Las áreas dentro del cerebro controlan las funciones musculares y también controlan el habla, el pensamiento, las emociones, la lectura, la redacción y el aprendizaje [9].

2.1.1. Funcionamiento del cerebro

El cerebro desempeña funciones sensoriales, funciones motoras y funciones de integración menos definidas asociadas con diversas actividades mentales. Algunos procesos que están controlados por el cerebro son la memoria, el lenguaje, la escritura y la respuesta emocional.



El funcionamiento del cerebro se basa en el concepto de que la neurona es una unidad anatómica y funcional independiente, integrada por un cuerpo celular del que salen numerosas ramificaciones llamadas dendritas, capaces de recibir información procedente de otras células nerviosas, y de una prolongación principal, el axón, que conduce la información hacia las otras neuronas en forma de corriente eléctrica.

Pero las neuronas no se conectan entre sí por una red continua formada por sus prolongaciones, sino que lo hacen por contactos funcionales separados por unos estrechos espacios denominados sinapsis. La transmisión de las señales a través de la sinapsis se realiza mediante unas sustancias químicas conocidas como neurotransmisores, de los cuales hoy se conocen más de veinte clases diferentes.

2.1.2. Partes del cerebro

El cerebro tiene a su cargo las funciones motoras, sensitivas y de integración (Fig.2.1).

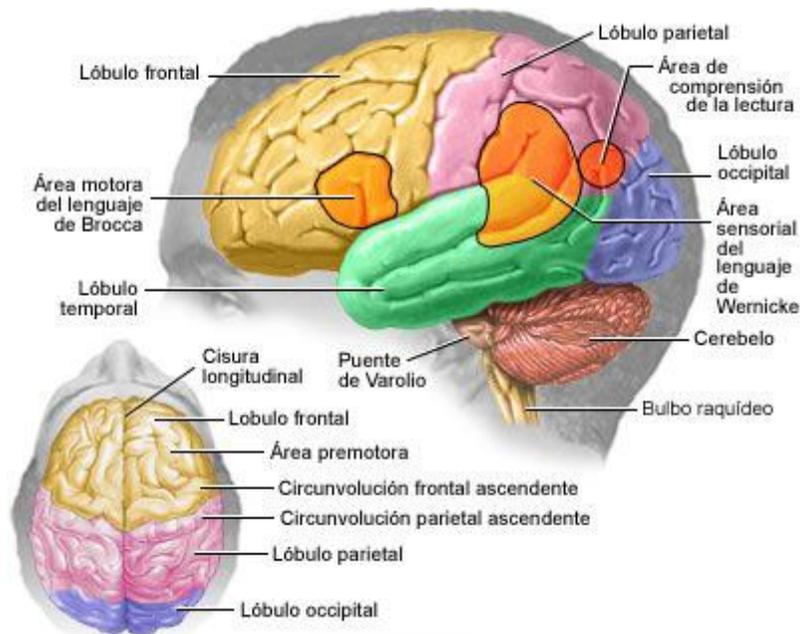


Fig. 2.1. Partes del cerebro [9].



- Hemisferio cerebral izquierdo: Está especializado en producir y comprender los sonidos del lenguaje, el control de los movimientos hábiles y los gestos con la mano derecha.
- Hemisferio derecho: Está especializado en la percepción de los sonidos no relacionados con el lenguaje (música, llanto, etc.), en la percepción táctil y en la localización espacial de los objetos.
- Lóbulo occipital: En él se reciben y analizan las informaciones visuales.
- Lóbulos temporales: En ellos se gobiernan ciertas sensaciones visuales y auditivas.
- Lóbulos frontales: Los movimientos voluntarios de los músculos están regidos por las neuronas localizadas en esta parte, en la llamada corteza motora. Los lóbulos frontales están relacionados también con el lenguaje, la inteligencia y la personalidad, si bien, se desconocen funciones específicas en esta área.
- Lóbulos parietales: Se asocian con los sentidos del tacto y el equilibrio.
- Tronco cerebral: Se ubica en la base del encéfalo, gobierna la respiración, la tos y el latido cardíaco.
- Cerebelo: Localizado detrás del tronco cerebral, coordina el movimiento corporal manteniendo la postura y el equilibrio.
- Las áreas cerebrales que gobiernan las funciones como la memoria, el pensamiento, las emociones, la conciencia y la personalidad, resultan bastante más difíciles de localizar.
- Sistema límbico: Está vinculada a la memoria, situado en el centro del encéfalo.
- Hipocampo: Controla la sed, el hambre, la agresión y las emociones en general.
- Hipotálamo: Se postula que los impulsos procedentes de los lóbulos frontales se integran en el sistema límbico, llegando a este sector, donde se regula el funcionamiento de la glándula hipofisaria, productora de varias hormonas.



- **Córtex:** Se integran las capacidades cognitivas, donde se encuentra nuestra capacidad de ser conscientes, de establecer relaciones y de hacer razonamientos complejos.
- **Sustancia gris:** Es una pequeña capa que recubre el resto del cerebro [9].

2.2. Accidentes cerebro vascular

El accidente cerebro vascular agudo (ACV) o ictus es una enfermedad aguda producida por una interrupción brusca del flujo sanguíneo a una parte del cerebro, lo que da lugar a la muerte de células cerebrales y la pérdida o deterioro de funciones controladas por dicha parte del cerebro. El ACV es lo que vulgarmente se conoce como "trombosis" o "derrame cerebral" [10].

2.2.1. Estadísticas de ACV

Los accidentes vasculares cerebrales o ACV representan un problema cotidiano, médico, social y económico. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), 15 millones de personas sufren un infarto alrededor del mundo cada año y de las cuales 5 millones mueren y otros 5 millones queda con alguna discapacidad.

En México las estadísticas de mortalidad del INEGI en el año 2010, revelan que de todas las muertes ocurridas en ese año 32,306 fueron a causa de enfermedades cerebro-vasculares lo cual representa el 5.45% de las muertes totales[11]. Sólo en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN), atiende de entre los 240 y 360 pacientes con ACV cada año [12].

2.2.2. Tipos de ACV

El ACV puede ser Isquémico, cuando un émbolo o trombo obstruye una arteria cerebral, impidiendo el paso de sangre hacia el cerebro; en cambio, el ACV Hemorrágico aparece cuando se rompe bruscamente un vaso cerebral, con lo que la sangre penetra en el tejido cerebral, y la circulación queda interrumpida.



La mayoría de los ictus son isquémicos (más del 85-90%); los demás son hemorrágicos.

El ACV isquémico puede dividirse en dos subtipos, embólico y trombótico.

Un ACV embólico se produce por el paso de un émbolo (pequeño coágulo desprendido), procedente de una zona distante (generalmente desde el corazón o el cuello), hacia una arteria cerebral; a menudo la causa subyacente es una arritmia cardíaca como la fibrilación auricular que hace que la sangre se estanque en las aurículas del corazón. Cuando el émbolo llega a una arteria cerebral demasiado estrecha como para que pueda pasar, queda estancado allí y obstruye el paso de sangre a una parte del cerebro. El ACV embólico produce un déficit brusco (en cuestión de segundos o minutos) y habitualmente aparece a últimas horas del día cuando la persona está activa.

El ACV trombótico se debe a un proceso gradual; la aterosclerosis (proceso de formación de unas placas amarillentas en la pared de los vasos sanguíneos, que contienen colesterol, tejido fibroso, productos de la sangre,...) es el principal factor de riesgo. A medida que se va formando lentamente la placa aterosclerótica en una arteria cerebral, va aumentando el riesgo de ictus trombótico. Si no se trata la placa, puede formarse un trombo o coágulo que obstruye aún más la arteria y provoca un déficit neurológico que aparece en cuestión de horas o días. La sintomatología aparece habitualmente cuando la presión arterial del paciente es relativamente baja, a primeras horas de la mañana o durante el reposo.

La Hemorragia Subaracnoidea constituye un grupo aparte de ACV, representando aproximadamente el 5-10% del total; esta hemorragia se produce por rotura de arterias de la base del cerebro, con paso de sangre al espacio subaracnoideo (espacio entre el cerebro y las meninges, ocupado por el Líquido Cefalorraquideo);



en la mayoría de los casos es secundaria a la rotura de un aneurisma cerebral (malformación vascular en forma de dilatación sacular) [10].

2.3. Tipos de parálisis

Según las extremidades afectadas en la parálisis cerebral, podemos clasificarla de la siguiente manera:

- Monoplejía: Parálisis de un solo miembro o grupo muscular.
- Diplejía: Parálisis que afecta las partes simétricas del cuerpo. Puede haber alteraciones en la manipulación fina.
- Hemiplejía: Se denomina a la parálisis de la mitad del organismo, por lesión del Sistema Piramidal.
- Triplejía: Llamada de ésta forma a la parálisis de tres miembros.
- Paraplejía: Parálisis de las dos extremidades inferiores.
- Tetraplejía: Parálisis conjunta de los miembros inferiores y miembros superiores. No hay control del tronco. En algunos casos puede o no tener un buen control cefálico [13].

2.3.1. Hemiplejia y Hemiparesia

La hemiplejia es un trastorno motor, donde la mitad del cuerpo queda paralizada. Generalmente este problema es resultado de un accidente cerebro-vascular, pero también puede estar ocasionado por patologías en los hemisferios cerebrales o en la espina dorsal.

Según la parte del cerebro que sea afectada, las lesiones anulan el movimiento y la sensibilidad de la mitad opuesta del cuerpo. Dependiendo del hemisferio cerebral afectado, además de la parálisis, se ven disminuidas otras funciones, como la



audición, visión, el habla y también la capacidad de razonamiento. Esta enfermedad puede afectar a personas de ambos sexos, a cualquier edad, pero es más frecuente en los ancianos.

La causa más común es el accidente cerebro-vascular (trombosis arterial, o hemorragia cerebral), que interrumpe el flujo sanguíneo en una región del cerebro, lo cual produce la necrosis o muerte del tejido cerebral correspondiente a la zona afectada [14].

2.3.2. Rehabilitación del hemipléjico

Los programas de rehabilitación consisten fundamentalmente en la aplicación de determinadas técnicas de terapia física, terapia ocupacional y de terapia de lenguaje, según el tipo y grado de discapacidad, se pueden utilizar aisladamente o en combinación técnicas convencionales, técnicas de facilitación neuromuscular, técnicas de *biofeedback*, etc. Lo que no hay ninguna evidencia científica que técnicas fisioterápicas sean mejores que otras [15].

La recuperación funcional es mayor en el primer mes, se mantiene hasta el tercer mes, es menor entre el tercer y sexto mes y experimenta cambios progresivamente menores entre el sexto y decimosegundo mes. Por regla general, se establece que a partir del 6^o mes se produce la estabilización del cuadro. El lenguaje y el equilibrio pueden seguir mejorando hasta transcurridos dos años e inclusive más[16].

2.4. Locomoción

Uno de los principales problemas de los pacientes con hemiplejia es el movimiento *per se*. Se han realizado estudios de locomoción en pacientes con este tipo de padecimiento y la mayoría sugieren patrones similares en la marcha.



2.4.1. Marcha patológica del hemipléjico

La marcha puede alterarse por diferentes causas como: disminución de la fuerza muscular, desordenes de la coordinación entre músculos agonistas y antagonistas y por causas funcionales, provocando la ruptura del patrón normal, dando lugar a que aparezcan diferentes tipos de marchas, a estas se le llaman Patológicas, una de ellas es la marcha hemipléjica, provocada por la pérdida de los movimientos voluntarios en una mitad del cuerpo, además de alteraciones en el tono postural, que puede estar aumentado (espasticidad) o disminuido (flacidez), o ambos elementos a la vez, rompiendo de esta forma con la estructura del patrón normal [17].

La marcha hemipléjica es también llamada marcha del segador (Fig. 2.2). El paciente lleva el brazo del lado afectado colgado, duro, inerte. La pierna no puede moverse con sus propios músculos, se mueve con la cadera dándole un giro externo, arrastrando la punta del pie (gasta la punta y el borde externo de la suela del zapato). El paso es similar en los pacientes con anquilosis de la rodilla.



Fig. 2.2. Marcha del “Segador”[18].



2.5. Procedimientos de rehabilitación y dispositivos de ayuda

La rehabilitación de las personas hemipléjicas depende fundamentalmente de la persona misma y de sus familiares mediante diferentes ejercicios de estimulación y de movimiento. Los pacientes con hemiplejia deben de ser atendidos en un principio por instituciones especializadas en la rehabilitación donde a los familiares se les pueda dar una asesoría de cómo hacerle las terapias en casa. Por lo general en estas instituciones suelen proporcionar a las personas una terapia ocupacional que incluyen actividades de la vida cotidiana para que los pacientes puedan familiarizarse con dichas actividades.

Una parte fundamental en la rehabilitación del hemipléjico son los movimientos cíclicos. Se ha demostrado que los aparatos que generan movimientos circulares como las bicicletas (Fig. 2.3), reducen en gran parte la espasticidad y pueden ayudar a recuperar el movimiento en la extremidad afectada.



Fig. 2.3. Bicicleta para rehabilitación [19].



En cuanto a la rehabilitación de la marcha se han desarrollados diversos dispositivos para la corrección de ésta. Tal es el caso del sistema *Tibion bionic leg (TBL)* [20], éste es un dispositivo robótico de apoyo a pacientes que han sufrido un ACV para recuperar los patrones de la marcha normal. El objetivo del TBL es ayudar al paciente a moverse durante los ejercicios de fisioterapia, no se trata de una órtesis para llevar puesta durante el día, sino de un aparato que ayuda durante la rehabilitación (Fig. 2.4).



Fig. 2.4. Tibion bionic leg [21].

El TBL le otorga al paciente una ayuda para realizar movimientos sin gastar tanta energía debido a sus actuadores internos. Aun se encuentra en etapa de pruebas en Estados Unidos.

Los dispositivos de ayuda que existen en el mercado para la corrección de la marcha se basan en generar patrones estándares ya establecidos. El problema de estos equipos es que siempre son los mismos para todas las personas y desgraciadamente cada persona tiene una manera diferente de caminar.



Una órtesis u ortesis según la definición de la *ISO* es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético [22].

En la Sección de Bioelectrónica del Depto. de Ing. Eléctrica del CINVESTAV-IPN, se realizó en el 2003 una propuesta de una órtesis mimética de extremidades inferiores para reeducación motora (Fig. 2.5), con el principio de llevar una terapia de rehabilitación oportuna y continua a personas con desordenes de locomoción [24].



Fig. 2.5. Diferentes vistas de la órtesis mimética [24].

Esta órtesis mimética tiene como actuadores unos músculos neumáticos pero debido a la necesidad de aire comprimido para actuar, se requiere de un sistema que proporcione aire.

El dispositivo de nuestra propuesta, va mas allá de tener una fuente de alimentación estática, ya sea por aire comprimido o mediante energía directa de la línea, ya que cuenta con una batería recargable que proporciona la potencia necesaria para mover los actuadores eléctricos. Con la batería se garantiza libertad de movimiento en un margen mayor y autonomía de nuestro dispositivo.





Capítulo 3. DESARROLLO

En el presente capítulo se propone el diseño y desarrollo de un dispositivo terapéutico, para utilizarse en personas con desórdenes en el movimiento de extremidades inferiores del cuerpo humano, debidos a una parálisis corporal en sentido sagital.

Al sistema se le ha dado el nombre de “OMEI” debido a que se compone de una Órtesis Mimética para Extremidades Inferiores. Este sistema es una herramienta de reproducción de movimientos basada en la toma de registros de posiciones angulares de las articulaciones de rodilla y cadera de una extremidad para reproducirlos en la extremidad contra-lateral por medio de mecanismos con motores. Los mecanismos actuadores constan de una configuración simple de manivela-biela-corredera invertida y un sistema de tornillo de bolas para convertir el movimiento angular en lineal y aprovechar el torque del motor para después transmitirlo amplificado a la articulación misma.

3.1. Diagrama general y descripción

Este dispositivo es un sistema de reproducción de movimientos angulares mediante sensores, los cuales capturan las posiciones angulares de las articulaciones con movimiento natural y sin afección y los transmite a su contraparte en el hemicuerpo contrario mediante mecanismos con motores.

El prototipo se divide en 2 partes fundamentales: la adquisición de la posición angular (Fig, 3.1-B) y la reproducción de los movimientos de dicha adquisición mediante los mecanismos actuadores (Fig, 3.1-A).

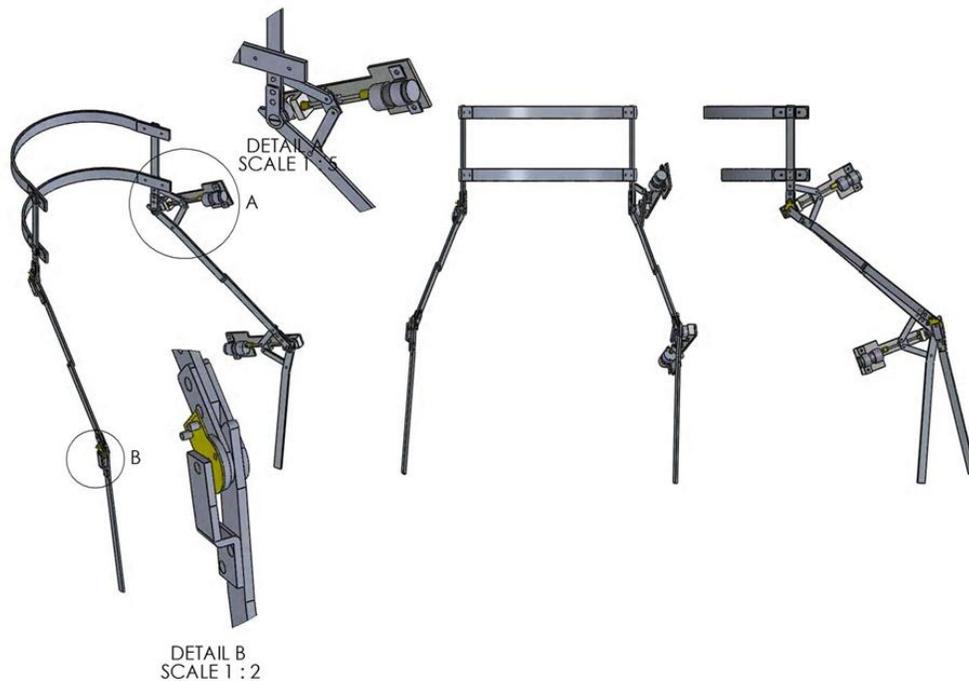


Fig. 3.1. Diferentes vistas de OMEI con actuadores y sensores; A. Mecanismo, B. Sensor [25].

3.1.1. Mecanismos actuadores

El sistema OMEI consta de una estructura hecha de barras de una aleación de aluminio-cobre denominada duraluminio (Fig. 3.2), debido a su elevada resistencia mecánica, su maleabilidad y ligereza es utilizada en la fabricación de órtesis de extremidades inferiores. Aunado a la estructura, OMEI tiene 2 mecanismos con motores que son los encargados de inducir al paciente los movimientos adquiridos por un par de *encoders* magnéticos absolutos.



Fig. 3.2. Barras de duraluminio especiales para órtesis.

El mecanismo consiste en una configuración tipo manivela – biela – corredera con 4 barras y un tornillo de bolas que fijado en la flecha de un motor convierte el giro en desplazamiento lineal (Fig. 3.3). Este desplazamiento a su vez es transformado a un movimiento angular entre las barras de duraluminio.

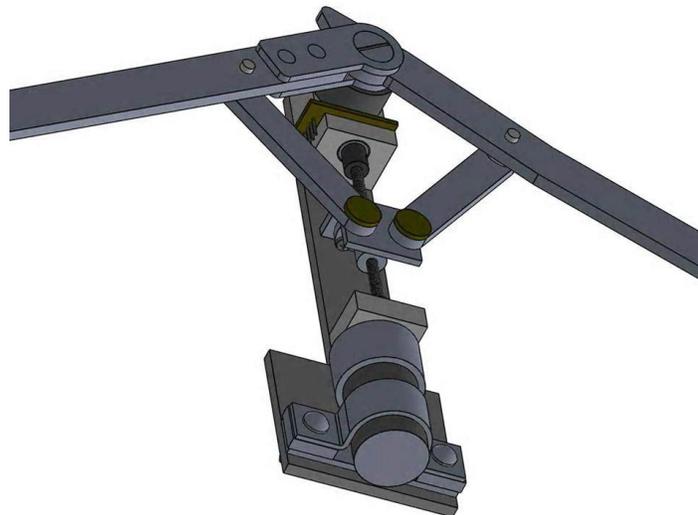


Fig. 3.3. Mecanismo actuador de rodilla en *SolidWorks* [25].



3.1.2. Motores

El motor es centro del mecanismo y se encarga de aplicarle el giro al tornillo para que éste a su vez se desplace linealmente. El motor DC reductor (modelo S360214) (Fig. 3.4) es de corriente continua a 12 V que proporciona un torque de 10 kg-cm y una velocidad de 253 revoluciones por minuto debido a su acoplamiento con el sistema de engranes. Para velocidades más altas en el movimiento de la extremidad se recomienda utilizar un motor con el torque similar pero con mayor velocidad.

Este modelo trae integrado un juego de engranes que proporcionan las características antes mencionadas de torque y de velocidad.



Fig. 3.4. Motor DC reductor modelo S330142 [26].

La flecha del motor está acoplada con un tornillo de bolas de acero inoxidable de baja fricción (marca Thomson [27], modelo PRM0401) con un paso de rosca de 1 mm y un diámetro exterior de 4 mm (Fig. 3.5), mediante un cople de acero inoxidable y sujeta por un par de tornillos opresores estándar de 1/8". El motor a su vez está sujeto a una base mediante una abrazadera de aluminio de 1 pulgada de diámetro y unos tornillos de 1/4" de diámetro (Fig. 3.6).



Fig. 3.5. Tornillo de bolas PRM0401 [27].



3.1.3. Configuración del mecanismo

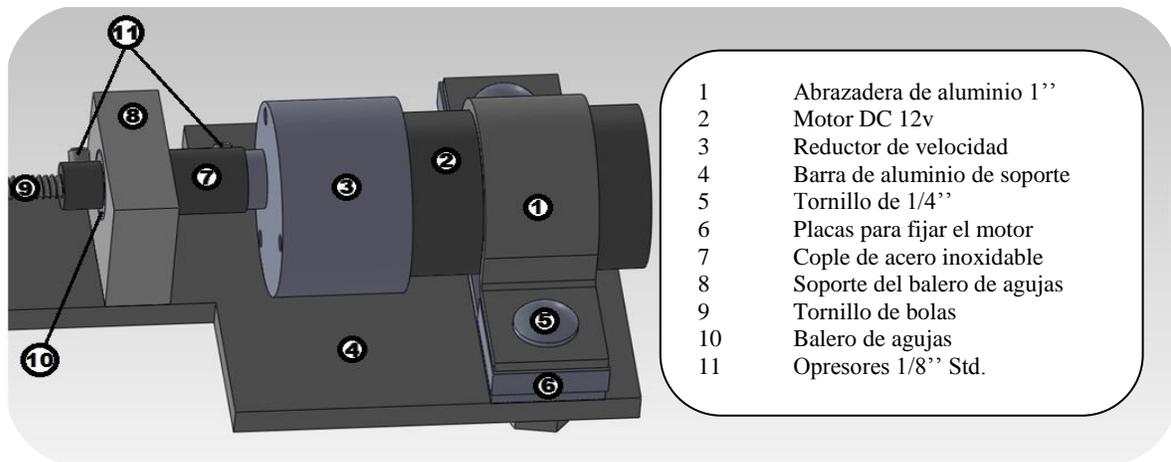


Fig. 3.6. Vista del montaje del motor en *SolidWorks* [25].

Sobre la tuerca del tornillo de bolas va montada una pieza (ángulo de aluminio) que mantiene unidas 2 barras de aluminio como eslabones por medio de pasadores que permite el libre movimiento; este mecanismo proporciona la apertura y cierre de las barras en la junta articulada (Fig. 3.7).

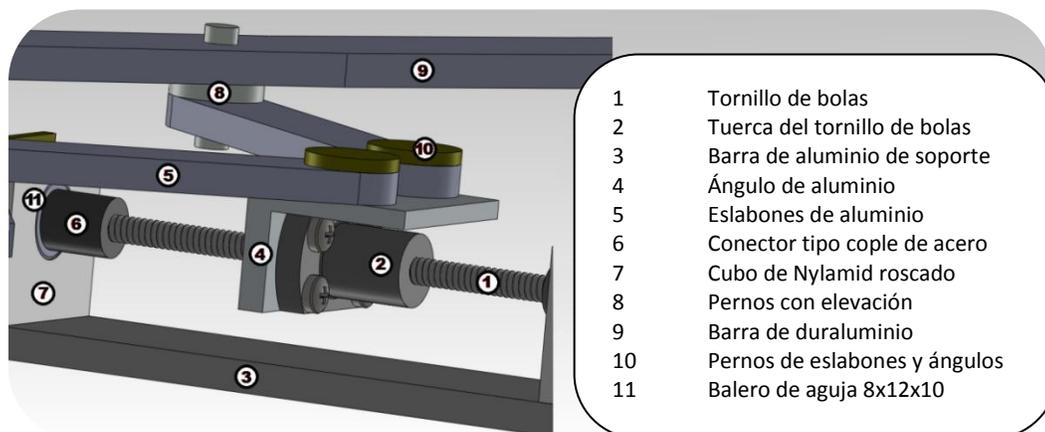


Fig. 3.7. Vista de la parte central del mecanismo [25].

Las piezas que permiten el giro libre de la articulación con respecto al tornillo de bolas y a los eslabones se diseñaron de manera que se alterara lo menos posible a



la estructura. Utilizando el tornillo que trae de fábrica las barras de duraluminio, se elaboró una tuerca con tal forma que contenga un balero. Dentro del balero se colocó un tornillo sujetador que se enrosca a un cubo de Nylamid donde, mediante soportes de balero de aguja y una serie de piezas, se conecta con el tornillo de bolas (Fig. 3.8).

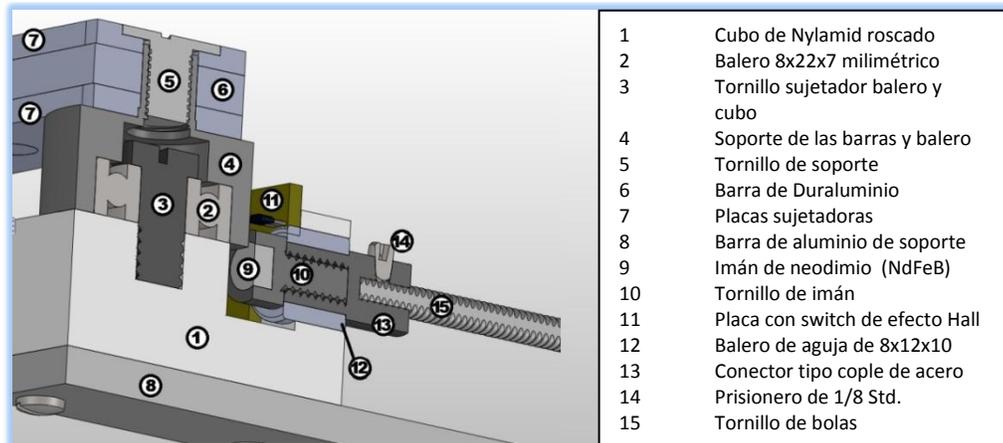


Fig. 3.8. Vista seccionada del mecanismo de la articulación [25].

3.1.4. Control y potencia de los motores

Los motores que actúan sobre los mecanismos de las articulaciones necesitan tener un sistema de control y una etapa de potencia la cual proporcionará la corriente necesaria para que el motor pueda lograr el par deseado aislando la etapa de potencia del circuito principal. También el sistema requiere de una retroalimentación para el control.

El sistema de control está a cargo de los módulos de PWM de un Microcontrolador PIC16f877A [28] a su vez conectados mediante opto-acopladores [29] al puente H para desacoplar la etapa de potencia de la de control (Fig. 3.9).

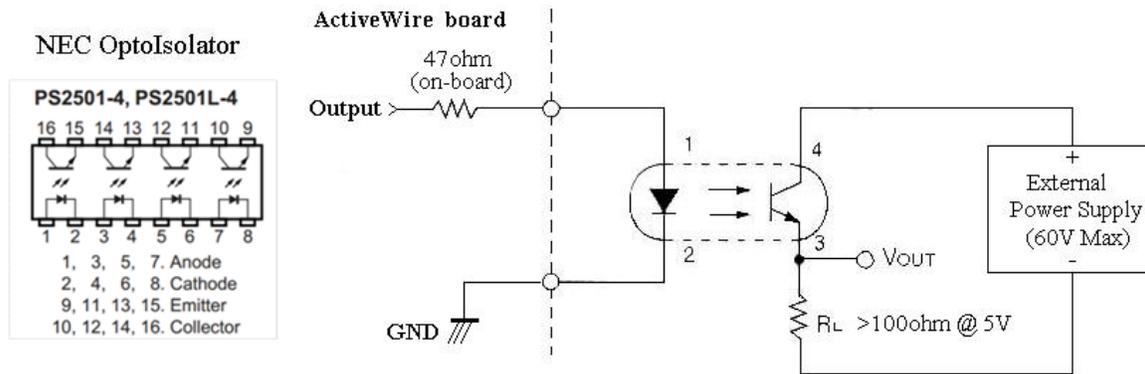


Fig. 3.9. Conexiones de los opto acopladores [29].

3.1.4.1. Puente H

Esta etapa de potencia se logra utilizando transistores del tipo TIP32 y TIP31 (*Fairchild semiconductor* y Estados Unidos) con una configuración tipo puente H para hacer la inversión del giro (Fig. 3.10). Los transistores, divididos en parejas, funcionan como interruptores permitiendo dejar pasar a la corriente en un sentido cuando una pareja está activada y la otra no, y en el sentido opuesto cuando las parejas cambian de estado [30].

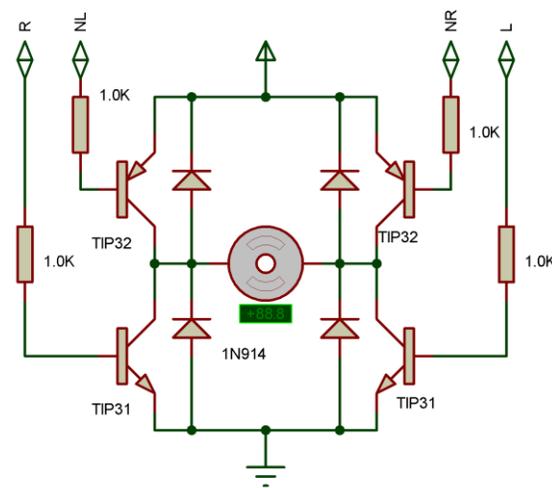


Fig. 3.10. Configuración del puente H.



3.1.4.2. Contador de vueltas

La retroalimentación del sistema es un imán acoplado a la flecha del motor aunado a 2 sensores de efecto Hall (UGN3503, Allegro MicroSystems, Inc. USA) [31] tipo interruptor encargados de contar las vueltas con una resolución de $\frac{1}{4}$ de vuelta que corresponde a una distancia lineal en el tornillo de bolas de .25 mm.

Mediante el arreglo de sensores Hall se puede conocer en que cuadrante se encuentra el imán, teniendo 4 combinaciones binarias posibles como se muestra en la Fig. 3.11. Conociendo una posición inicial en la carrera del tornillo mediante un interruptor mecánico de final de carrera es posible obtener en todo momento la posición real de la tuerca del tornillo de bolas.

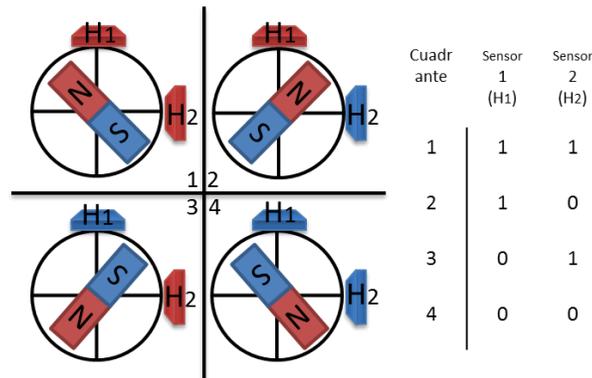


Fig. 3.11. Contador de vueltas efecto Hall [31].

3.2. Adquisición de posición angular

3.2.1. Encoder Absoluto

En la extremidad sana o de referencia van colocados los sensores para adquirir las posiciones angulares. En la Fig. 3.12 observamos el sensor montado en la articulación de las barras de duraluminio. Las posiciones deben ser adquiridas de manera absoluta y para eso, nuestra propuesta utiliza *encoders* magnéticos absolutos.



Fig. 3.12. Articulación con el *encoder*.

El *encoder* absoluto es un dispositivo capaz de convertir las posiciones angulares en código binario. Se seleccionó el *encoder* AS5040 (*austriamicrosystems*, Austria) [32] por tener internamente sensores de efecto Hall que detectan los cambios del campo magnético y una resolución de 10 bits, lo que nos entrega 0.35° por cambio de bit. Otra característica importante del AS5040 es que cuenta con una interfaz serial para comunicarse fácilmente con el microcontrolador.

La contraparte del sensor es un imán circular permanente de Neodimio, 6 mm de diámetro, el cual está montado sobre una barra de aluminio que se mueve a la par con una de las barras de la estructura, mientras que el sensor se mantiene fijo a otra barra para poder registrar el ángulo entre ellas (Fig. 3.13).

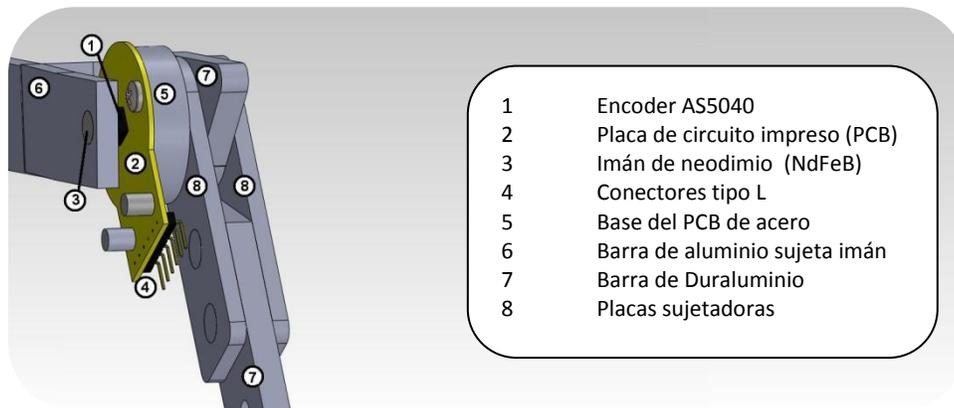


Fig. 3.13. Esquema de la articulación con el *encoder*.

El AS5040 también tiene la ventaja de poder conectar más de un sensor al mismo bus del microcontrolador utilizando la configuración “*Daisy Chain Mode*”, la cual consiste en colocar en la entrada de datos del primer *encoder* (Prog) la salida de datos de un segundo *encoder* (Do) y así mismo para un tercer *encoder* como se muestra en la Fig. 3.14.

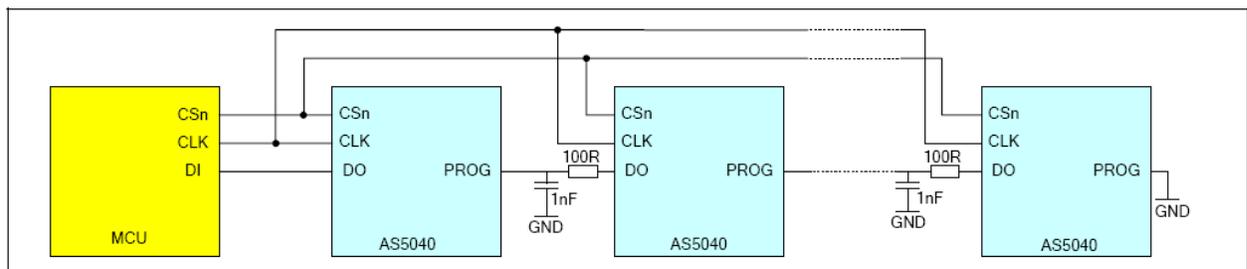


Fig. 3.14. Configuración de Hardware del modo Daisy Chain [32].

3.2.2. Microcontrolador (PIC)

El protocolo de comunicación o interfaz serial síncrona (SSI) del AS5040 se programó utilizando el microcontrolador de Microchip PIC16F877a [28] por su puerto dedicado a este tipo de comunicación serial. El microcontrolador toma los 16 bits (10 de posición y 6 de estado) del AS5040 de forma serial, los convierte y los almacena



en una memoria externa para posteriormente ser leídos y transmitidos a la extremidad afectada mediante un control PWM para los motores de los mecanismos actuadores. La Fig. 3.15 muestra el diagrama de conexiones del sistema.

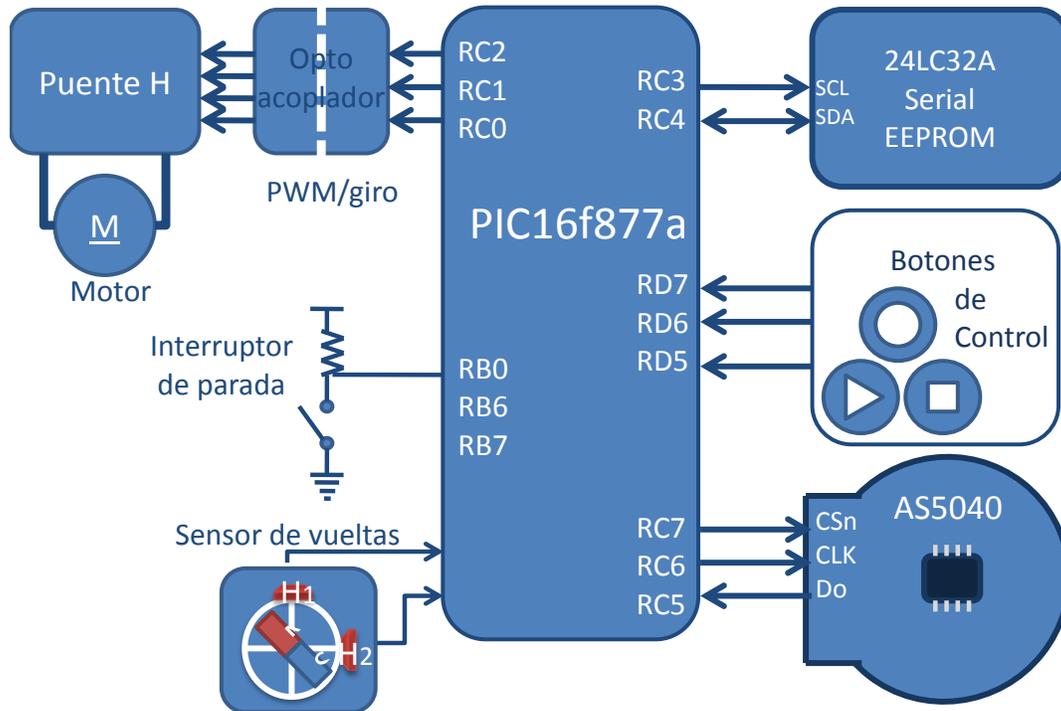


Fig. 3.15. Diagrama de conexiones del Sistema.

3.2.3. Memoria EEPROM

Debido a que la memoria interna EEPROM del microcontrolador [28] está limitada en tamaño (255 bytes) se optó por colocar una memoria serial externa EEPROM (24LC32A de Microchip [28]) de 32k. Esto nos da un total de 2048 registros de 16 bits para almacenamiento que dependiendo de la velocidad de muestreo tendríamos desde 20 segundos aproximadamente, para un periodo de muestreo de 10 ms, hasta 68 segundos para una frecuencia de muestreo de 30 Hz . La memoria 24LC32A trabaja bajo un protocolo de comunicación serial I²C, el cual es un bus diseñado por Philips [33], que permite una conexión de múltiples circuitos integrados mediante un par de cables, reloj y tierra (SDA y SCL).



3.2.4. Sistema integrador

Para realizar la tarea de copiar el movimiento se requiere de un circuito principal que es el encargado de integrar todas las partes del OMEI (Fig. 3.16). Esto es llevado a cabo por medio de un dispositivo programable (Microcontrolador) en el cual por medio de lenguaje C se programan las operaciones de adquisición de los datos y control de los motores.

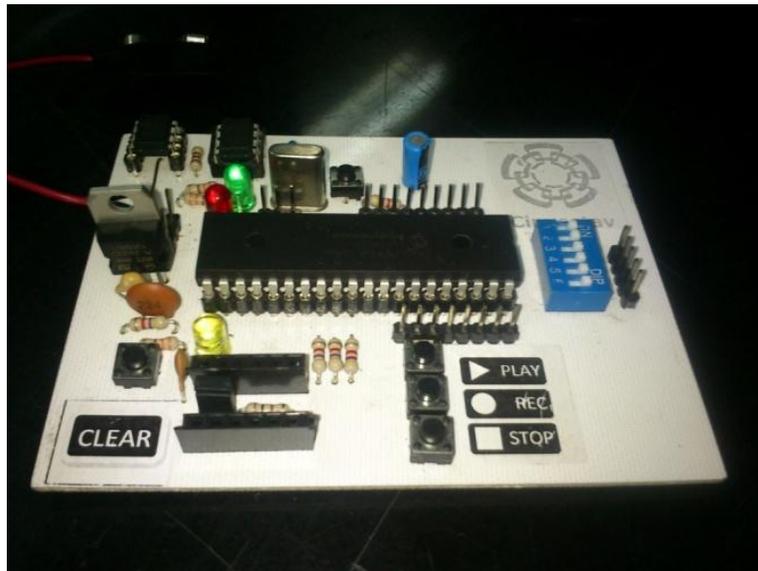


Fig. 3.16. Tarjeta principal del sistema Integrador.

El sistema integrador (fig. 3.17) se divide en 3 fases principalmente: primero se encarga de colocar los mecanismos en una posición anatómica estándar (0°). Inmediatamente después espera a que el botón de inicio sea presionado para así tomar los datos del sensor AS5040 cada determinado tiempo y procesarlos para posteriormente guardarlos en la memoria EEPROM. Ya que se tienen capturados todos los datos de un paso de la extremidad sin afección, el circuito manda la posición en términos de los pulsos generados por los interruptores de efecto Hall, que a su vez tienen que ver con el número de vueltas del tornillo de bolas, esto es, para facilitar el control y la posición de la tuerca del tornillo de bolas.

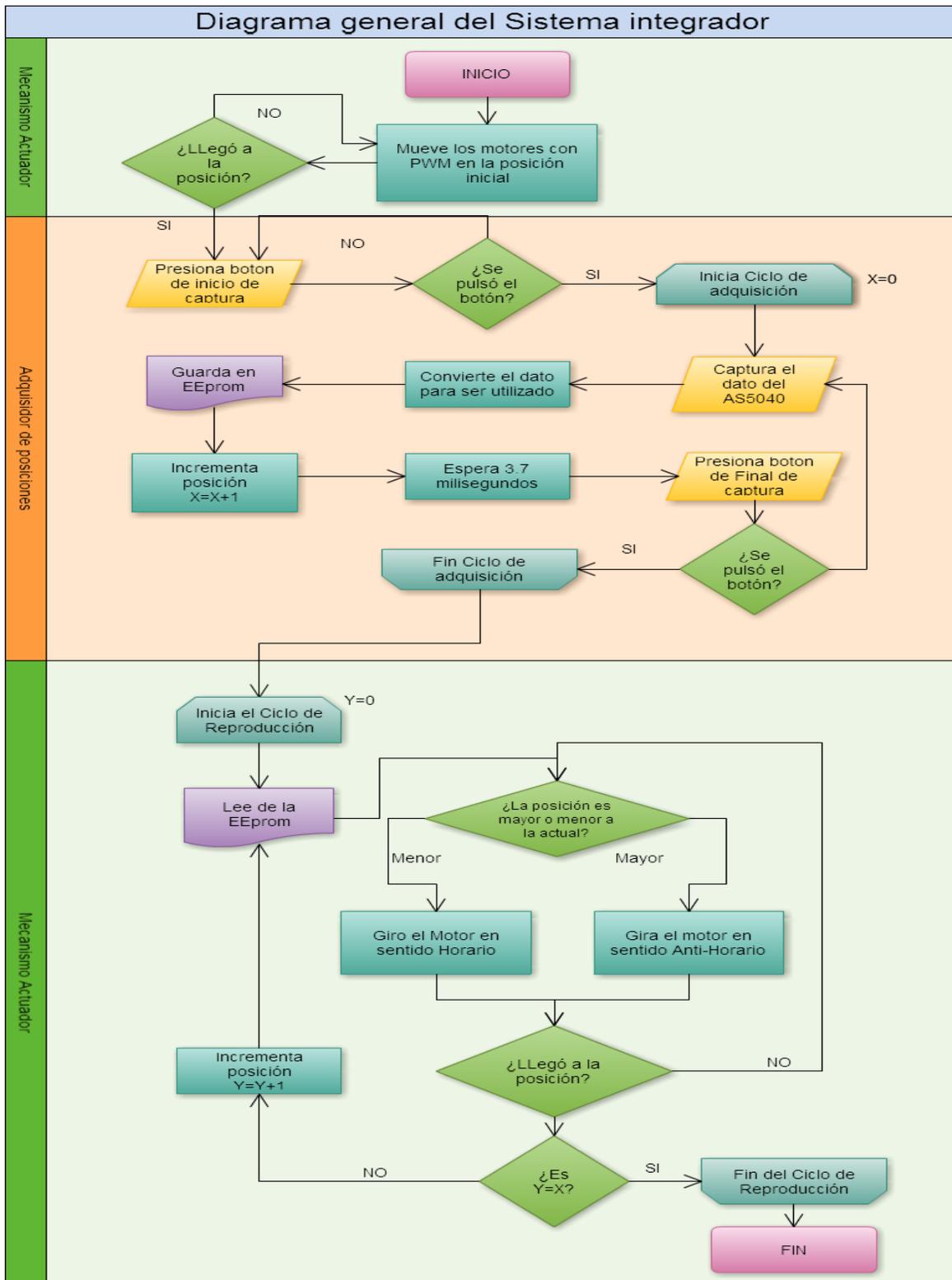


Fig. 3.17. Diagrama de flujo del sistema.





Capítulo 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se muestran las pruebas realizadas a cada etapa de la OMEI, así como los resultados obtenidos y la discusión de cada una de las etapas.

4.1. Análisis cinemático de los mecanismos

4.2.1. Obtención de la relación de posición angular y la carrera del tornillo mediante el método analítico

La configuración del mecanismo empleado en el sistema OMEI, es un mecanismo de 4 barras manivela-biela-corredera invertido, ésto quiere decir que el movimiento proviene de la corredera y no de la manivela. Para que el movimiento sea efectuado al mecanismo, es necesario aplicarle un giro al tornillo de bolas para que éste a su vez mueva la tuerca y que mediante los eslabones aplica un movimiento angular al mecanismo.

La función de transferencia o relación de distancia con respecto a un ángulo de giro del mecanismo parte de un análisis cinemático [34]; por medio de vectores se puede conocer en todo momento la posición del mecanismo (Fig. 4.1).

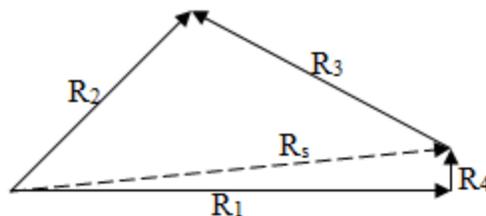


Fig. 4.1. Lazo vectorial del mecanismo manivela-biela-corredera.



Utilizando los vectores de la Fig. 4.1, se obtiene la ecuación del lazo vectorial expresada en la ecuación 4.1.

$$\mathbf{R}_2 - \mathbf{R}_3 - \mathbf{R}_4 - \mathbf{R}_1 = \mathbf{0} \quad (4.1)$$

Representando de una manera diferente la ecuación 4.1 pero en términos de ecuaciones de Euler, tomando en cuenta la distancia y el ángulo de los vectores como se muestra en la Fig. 4.2, obtenemos la siguiente ecuación:

$$ae^{j\theta_2} - be^{j\theta_3} - ce^{j\theta_4} - de^{j\theta_1} = \mathbf{0} \quad (4.2)$$

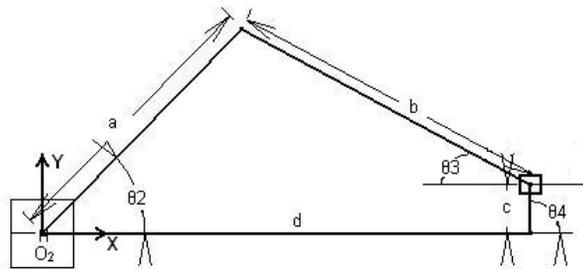


Fig. 4.2. Configuración del mecanismo siendo a, b, c, d los eslabones principales.

Tomando la ecuación 4.2 se puede transformar en senos y cosenos y separar en real e imaginario; haciendo un despeje obtenemos el ángulo entre el eslabón b y el c (θ_3) (4.3) y la distancia recorrida por la tuerca del tornillo “d” en función del ángulo de apertura del mecanismo (4.4).

$$\theta_3 = \text{asin} \left(- \frac{a \sin \theta_2 - c}{b} \right) \quad (4.3)$$



$$d = a \cos \theta_2 - b \cos \left(a \sin \left(-\frac{a \sin \theta_2 - c}{b} \right) + \pi \right) \quad (4.4)$$

Dándole valores a los eslabones y utilizando la ecuación 4.4 se puede obtener la relación entre la distancia de la tuerca y el ángulo de apertura del mecanismo (Fig. 4.3).

$$d = a \cos \frac{\theta_2}{2} - b \cos \left(a \sin \left(-\frac{a \sin \frac{\theta_2}{2} - c}{b} \right) + \pi \right) \quad (4.5)$$

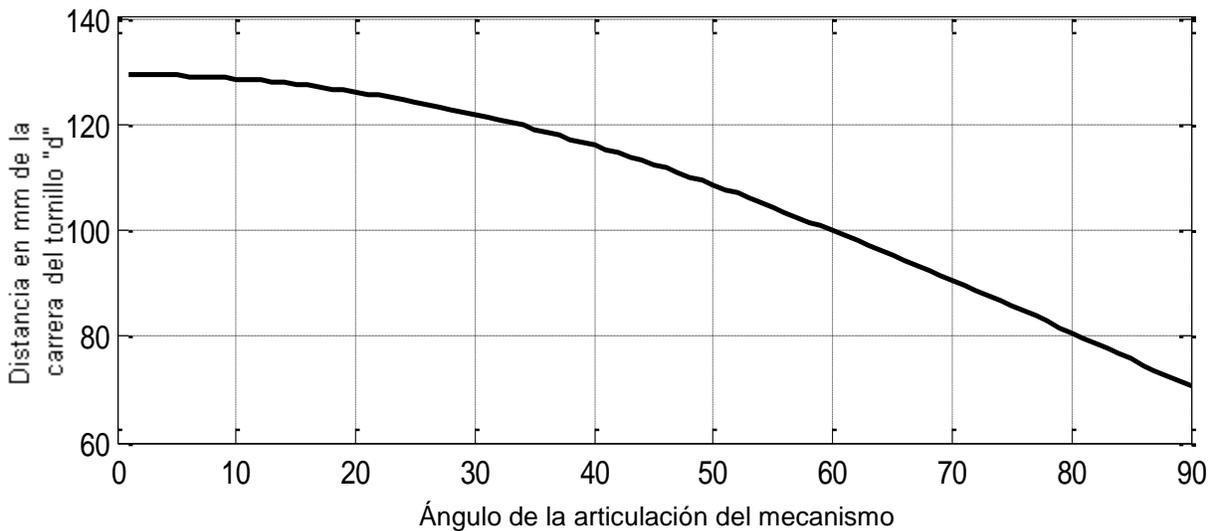


Fig. 4.3. Relación de la distancia de la carrera de la tuerca en función del ángulo de apertura del mecanismo.

Debido a que el mecanismo de la articulación de rodilla es un mecanismo doble (Fig. 4.4) la apertura angular es el doble, y se requiere la mitad del ángulo θ_2 para obtener la misma distancia "d", por lo que la relación de la carrera del tornillo con respecto al ángulo está dada por la ecuación 4.5.

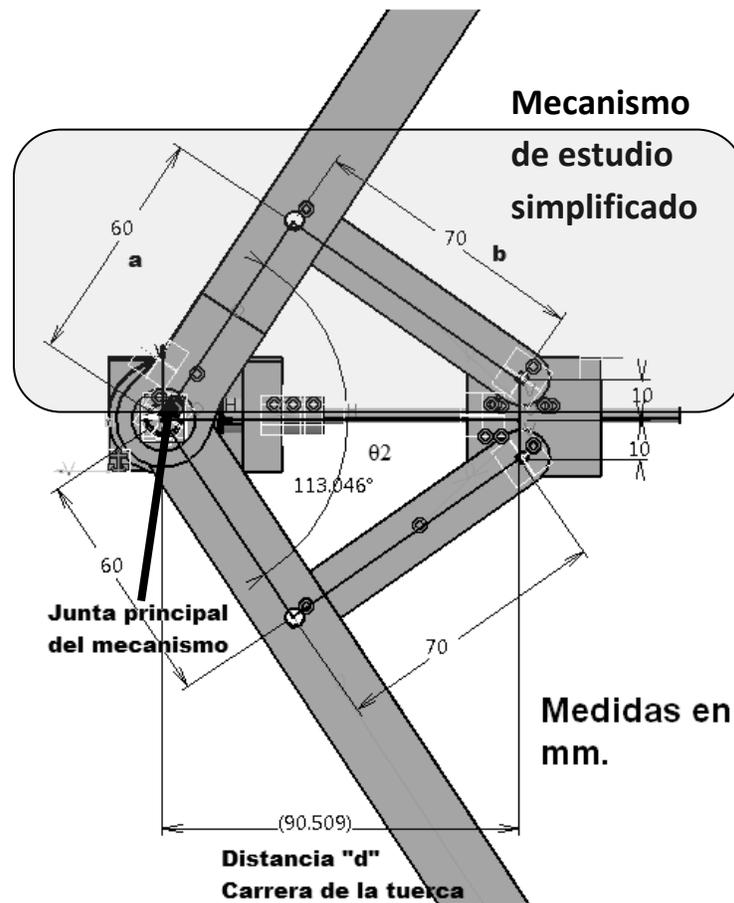


Fig. 4.4. Mecanismo de la articulación de rodilla con acotaciones.

4.2. Análisis dinámico para obtener la relación del torque del mecanismo

Con el análisis cinemático del mecanismo, es posible conocer la posición de los eslabones en todo momento en función del ángulo de la junta principal (θ_2) o de la distancia de la carrera que recorre la tuerca del tornillo (Fig. 4.4). Con el análisis dinámico se pretende conocer en todo momento las diferentes fuerzas y momentos (torque) de los eslabones en función del torque del motor y del ángulo θ_2 .

Los tornillos de bolas, por su bajo coeficiente de fricción, tienen la característica de convertir el movimiento angular en un desplazamiento lineal de una manera eficiente. Con la ecuación 4.6 se calcula la fuerza axial de la tuerca en función del torque que se le suministra al tornillo de bolas [35]. Las características se muestran en la Fig. 4.5.



$$F = \frac{M}{\left(\frac{h}{2\pi\eta} + r_b\mu_b\right)} \quad (4.6)$$

Siendo:

M =Torque del motor (N mm)

F =Fuerza total de la tuerca (N)

h =Paso del tornillo (mm)

r_b =Radio del husillo (mm)

μ_b = Coeficiente de fricción del husillo

η = Coeficiente de eficiencia de conversión M en una fuerza axial

(Aproximadamente 0.9 para tornillos de bolas de baja fricción)

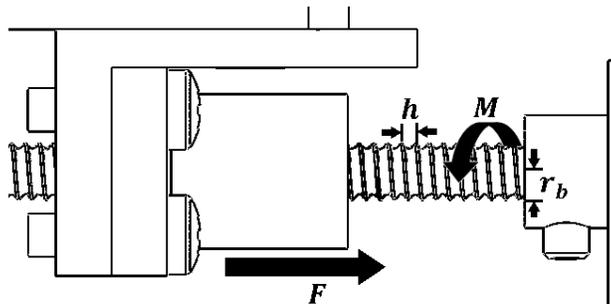


Fig. 4.5. Especificaciones de los parámetros para la conversión de torque a fuerza en la tuerca del tornillo de bolas.

Sustituyendo los valores de estos parámetros en la ecuación 4.5 ($h = 1\text{mm.}$, $r_b = 2\text{mm.}$, $\mu_b \cong 0.005$, $\eta \cong 0.9$) obtenemos la fuerza en función del torque (M).

$$F = \frac{M}{\left(\frac{1}{2\pi \cdot 0.9} + 2 \cdot 0.005\right)} \quad (4.7)$$

Una vez teniendo esta fuerza (F) en función del torque de entrada, se analiza el mecanismo de estudio simplificado de la Fig. 4.4 para obtener un diagrama de cuerpo



libre en donde las fuerzas se descomponen (fig 4.6) y se calculan los momentos para obtener un torque final denominado m_2 en función del ángulo de la junta principal θ_2 . La ecuación 4.8 muestra la ecuación final reducida del torque en función de la fuerza y el ángulo de la junta principal.

$$M_2 = \frac{F}{7} 120\sqrt{3} * \sqrt{3 \cos^2(\theta_2) + \sin(\theta_2) + 1} * \sin\left(\frac{\sin^{-1}\left(\frac{6 \sin(\theta_2) - 1}{7}\right) * \pi + \theta_2 \pi}{\pi}\right) \quad (4.8)$$

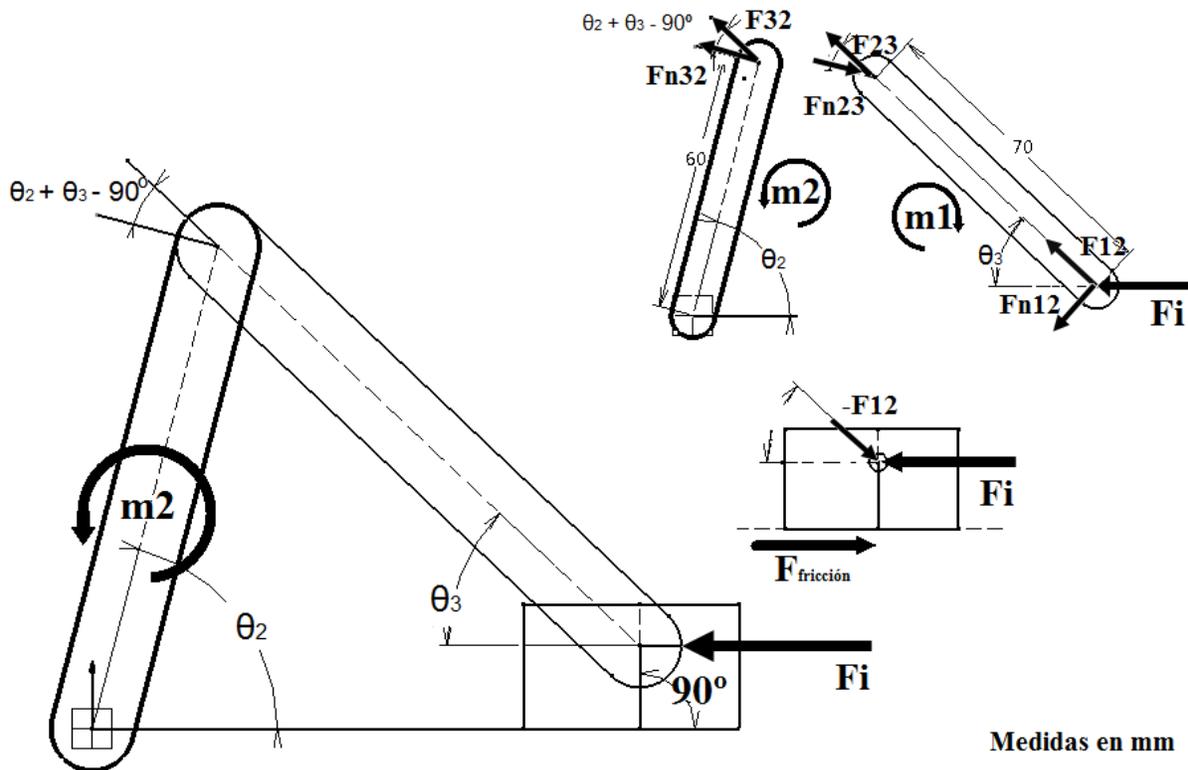


Fig. 4.6. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de estudio simplificado donde se observan las fuerzas y los momentos.

Sustituyendo la ecuación 4.6 en la ecuación 4.7 se puede calcular una relación entre el torque de salida del mecanismo y el introducido a éste mediante el motor como se muestra en la Fig. 4.7.

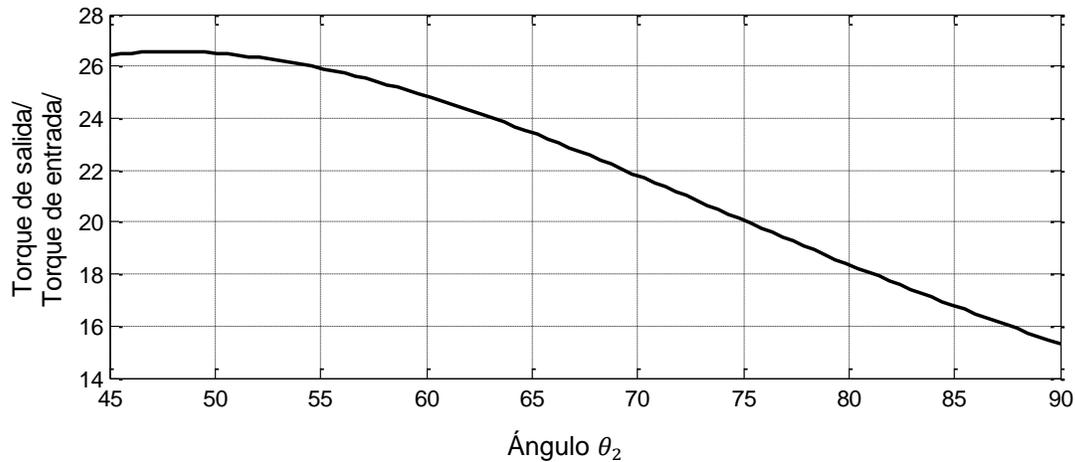


Fig. 4.7. Relación del torque de salida del mecanismo entre el torque de entrada del motor con respecto al ángulo de la junta principal del mecanismo.

Podemos observar de acuerdo a la grafica obtenida que el torque obtenido en la articulación resulta en una relación de 15:1 respecto del proporcionado por el motor en el peor de los casos y de 26:1 en el mejor de los casos, lo cual nos permite concluir que la solución de acción de fuerzas distribuidas del mecanismo es superior a la propuesta de la articulación actuada directamente en el eje de giro mediante un motor.

4.2.1. Simulación del mecanismo mediante CATIA

Se diseñaron las piezas de los mecanismos en el paquete de diseño CATIA (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application) [36], para dimensionar y para poder simular el movimiento del mecanismo, así como la obtención de su función de transferencia.

Una de las bondades del programa informático de diseño asistido por computadora (CAD) CATIA es que cada pieza se puede simular individualmente y en conjunto mediante una herramienta de diseño mecánico que es el ensamblaje. En el diseño se selecciona que tipo de junta habrá entre piezas; revolución, prismáticas, cilíndricas, de tornillo, esféricas, plana, rígidas, entre otras (Fig. 4.8).



Fig. 4.8. Juntas cinemáticas de los mecanismos permitidas en CATIA.

Una vez efectuado el ensamble del mecanismo, con todas las juntas de las piezas en la parte del programa de ensamble mecánico, se procede a exportarlo al módulo de *DMU Kinematics Simulator* el cual es un producto CAD independiente dedicado a la simulación de ensambles móviles como se muestra en la Fig. 4.9.

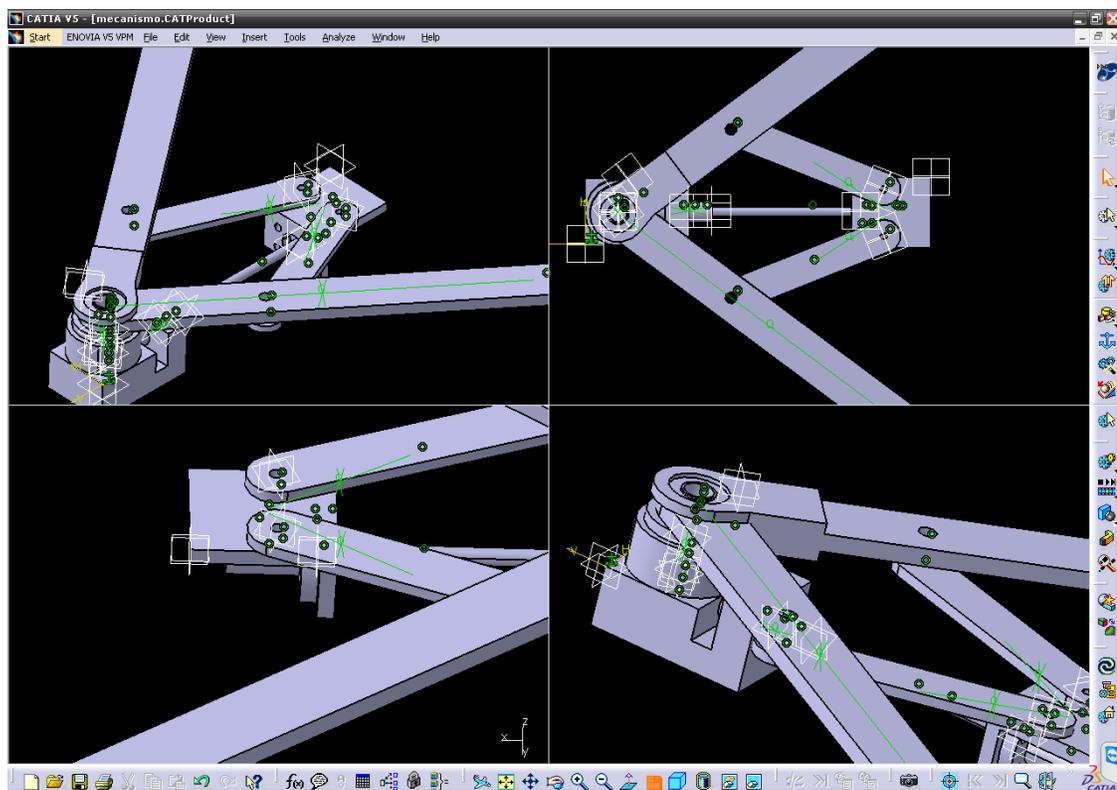


Fig. 4.9. Diferentes vistas del mecanismo simulado en CATIA.



4.2.2. Obtención de la relación de posición angular y la carrera del tornillo mediante el programa CATIA

Dentro de la sección del simulador cinemático de CATIA, existen 2 opciones para simular el mecanismo: por comandos o por leyes. Para situaciones de obtención de la gráfica de la función de transferencia se utiliza la simulación por leyes, la cual consiste en escribir una fórmula para que el mecanismo se mueva en función de los parámetros que se escriban en esa fórmula. En este caso la fórmula indica que el tornillo de bolas se va a mover a 100 revoluciones por segundo. Como se muestra en la Fig. 4.10, en el recuadro superior se coloca que articulación se moverá en función de lo que se introduzca en el cuadro debajo de la igualdad.

La simulación arroja tanto el movimiento programado con el editor de fórmulas como una gráfica en donde se pueden observar los cambios de las posiciones angulares de la junta principal del mecanismo con respecto al tiempo (Fig. 4.11). Estos datos también se pueden exportar a una tabla en Excel donde se observan los puntos en función del tiempo.

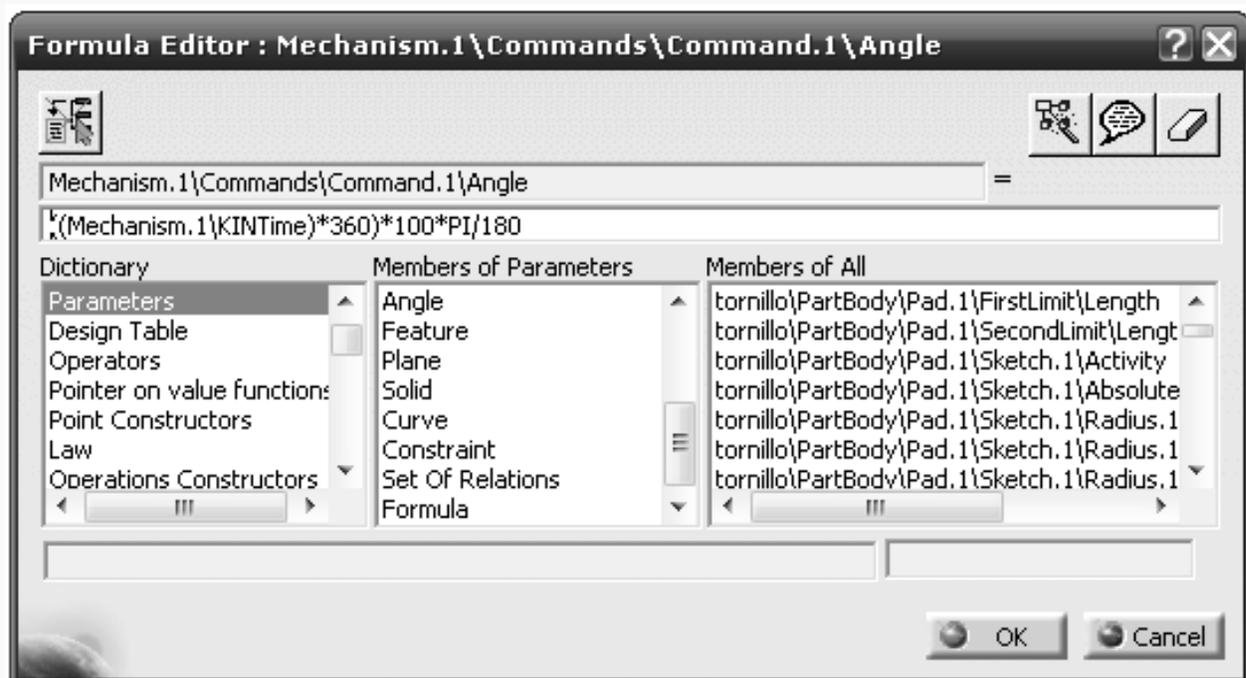


Fig. 4.10. Editor de Fórmula para la simulación por leyes en CATIA.

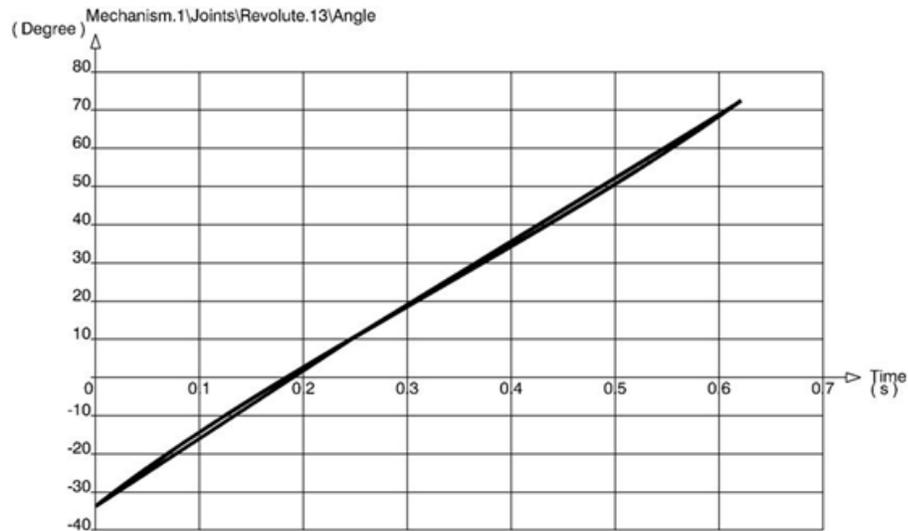


Fig. 4.11. Relación del movimiento angular entre las 2 barras principales del mecanismo con respecto al tiempo CATIA.

Se tomaron los datos de la relación de posiciones angulares respecto al recorrido de la tuerca del tornillo de bolas exportados por el programa de simulación de CATIA y se les hicieron ajustes de *offset* para poder compararlos con los obtenidos por el método analítico (Fig. 4.12).

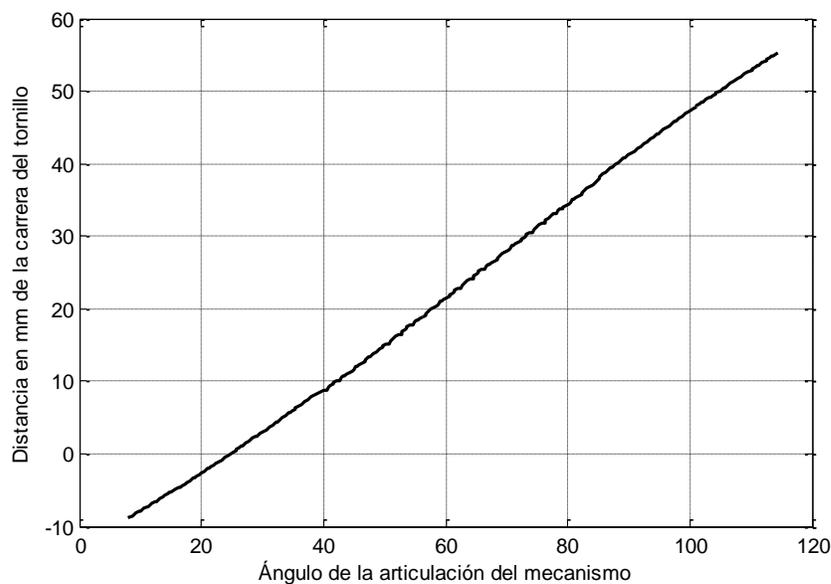


Fig. 4.12. Relación de la distancia de la carrera de la tuerca en función del ángulo de apertura del mecanismo arrojados por CATIA.



Los datos de la relación de la carrera de la tuerca con respecto al ángulo principal de apertura del mecanismo obtenidos con el método analítico y con la simulación de CATIA tuvieron una correlación de 0.9992 (fig. 4.13) y al hacer una regresión lineal entre ellos, se puede observar que las diferencias son mínimas debido a que su coeficiente de determinación R^2 es mayor a 0.998 y el coeficiente que multiplica a la variable x (p_1) del modelo lineal del polinomio $f(x)=0.9995x -0.8913$ es 0.9995. El coeficiente p_1 indica, que para cada valor de la simulación en CATIA le corresponde un valor aproximadamente igual en el método analítico. Por lo tanto los datos que proporciona el programa de simulación de CATIA cumplen con las especificaciones del método analítico en el mecanismo propuesto.

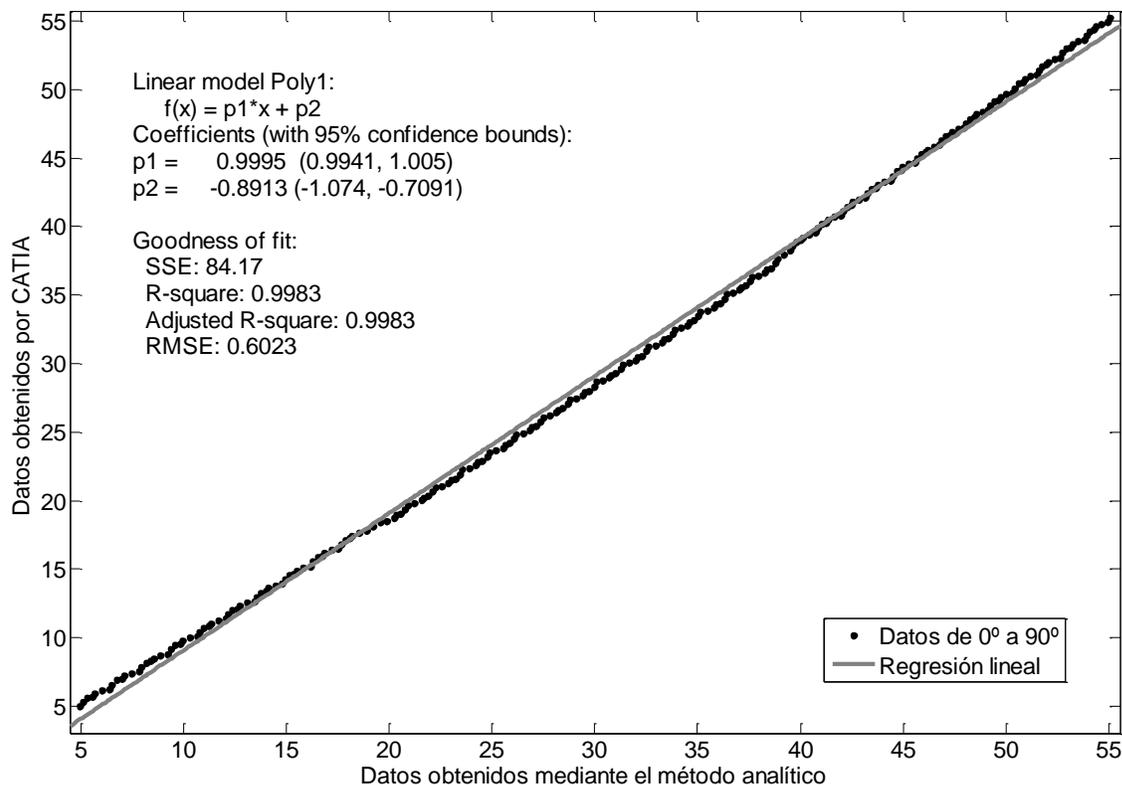


Fig. 4.13. Comparación de los datos arrojados por CATIA y los obtenidos mediante el método analítico y su regresión lineal.



4.3. Prototipo Físico del mecanismo

4.3.1. Caracterización del mecanismo

Para realizar la caracterización del mecanismo actuador y comprobar tanto su repetibilidad como su exactitud se colocó un goniómetro comercial entre las barras del mecanismo y centrado en la articulación, como se muestra en la Fig. 4.14.

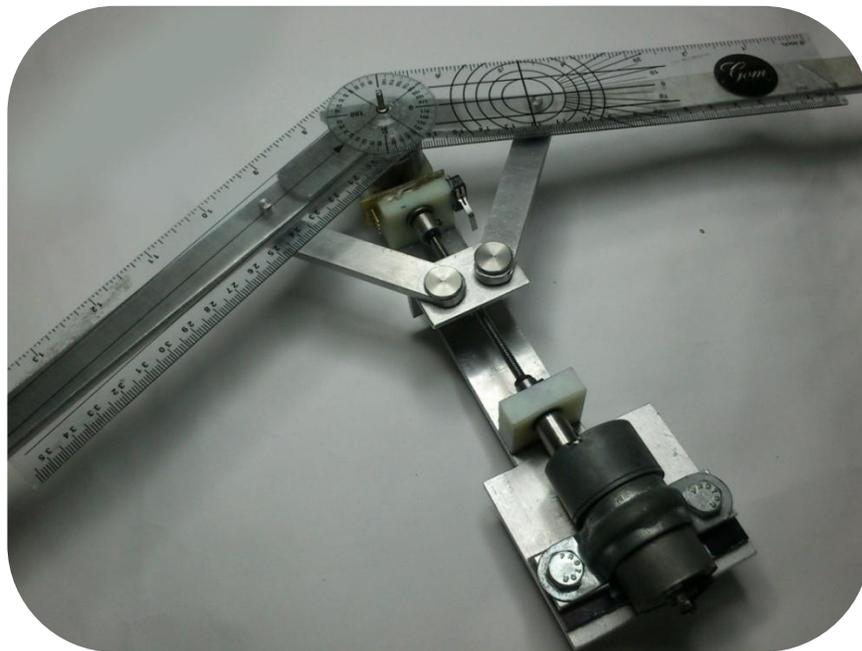


Fig. 4.14. Mecanismo actuador con goniómetro colocado en la articulación.

Se realizaron 6 barridos tomando registro de los datos arrojados por el contador de microcontrolador que capta los pulsos generados por el arreglo de sensores de efecto Hall tipo interruptor. El contador se encarga de hacer una suma del número de pulsos que el arreglo de interruptores de efecto Hall entrega al momento de girar en un sentido y una resta de ellos cuando gira en sentido contrario. De los 6 barridos mencionados anteriormente, los primeros 3 se efectuaron de manera incremental cada 2 grados empezando en un ángulo de 8° y terminando en 90° , mientras que los 3 restantes fueron en decremento desde 90° hasta 8° .



La toma de las muestras depende en gran parte de la persona que coloca el mecanismo en los ángulos deseados y no siempre coloca el mecanismo en la posición exacta, es por eso que se promediaron los 3 barridos incrementales y los 3 decrementales. En la Fig. 4.15 podemos observar como las muestras que se tomaron de manera ascendente están siempre por encima de las descendentes, esto nos indica que existe una histéresis al momento de realizar los barridos de las muestras. Realizando un promedio de las diferencias entre las muestras se observa que la histéresis es de aproximadamente 3 pulsos que traducido a distancia son .75 mm en la carrera de la tuerca en el tornillo de bolas debido a que cada pulso del arreglo de interruptores es equivalente a .25 mm.

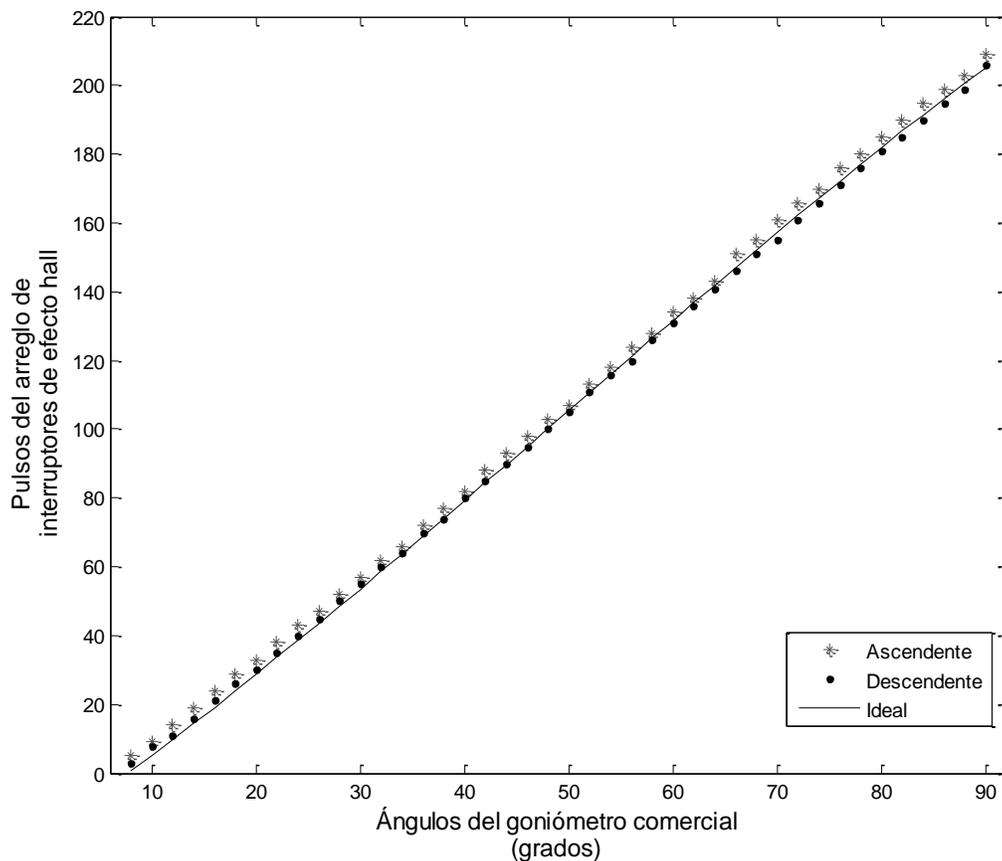


Fig. 4.15. Promedio de los barridos de las muestras de colocación del prototipo físico para su caracterización.



En la Fig. 4.15 también vemos la línea ideal calculada por el método analítico anteriormente mencionado y mediante la herramienta de MATLAB [37] podemos calcular las correlaciones: 0.99991 para la gráfica del barrido ascendente con respecto a la ideal y 0.99995 para el barrido descendente con respecto a los datos de la curva ideal. Para el movimiento angular incremental del prototipo físico de mecanismo propuesto tenemos una diferencia promedio de 0.8169 mm en la carrera de la tuerca del tornillo mientras que en el movimiento decremental la diferencia es de 0.0431 mm en la carrera de la tuerca.

4.4. Sensor magnético

4.4.1. Caracterización del sensor magnético

El procedimiento que se utilizó para comprobar la precisión y la exactitud del sensor consistió en colocar un goniómetro comercial sobre el sensor alineado con las barras en la articulación (Fig. 4.16).



Fig. 4.16. Sensor AS5040 con goniómetro comercial.



Se realizaron 6 registros de mediciones de 0° a 86° con intervalos de 2° ya que el goniómetro comercial tiene una resolución de 2° (Fig. 4.17). Los registros se efectuaron alineando el goniómetro a cada una de las barras de la articulación y mediante el sensor AS5040 conectado al microcontrolador de microchip pic16f877A. El microcontrolador arroja los datos por el puerto B y el puerto A, para posteriormente capturarlos en la herramienta de programación de MATLAB mediante una tarjeta de adquisición de datos de Measurement Computing usb-1208fs.

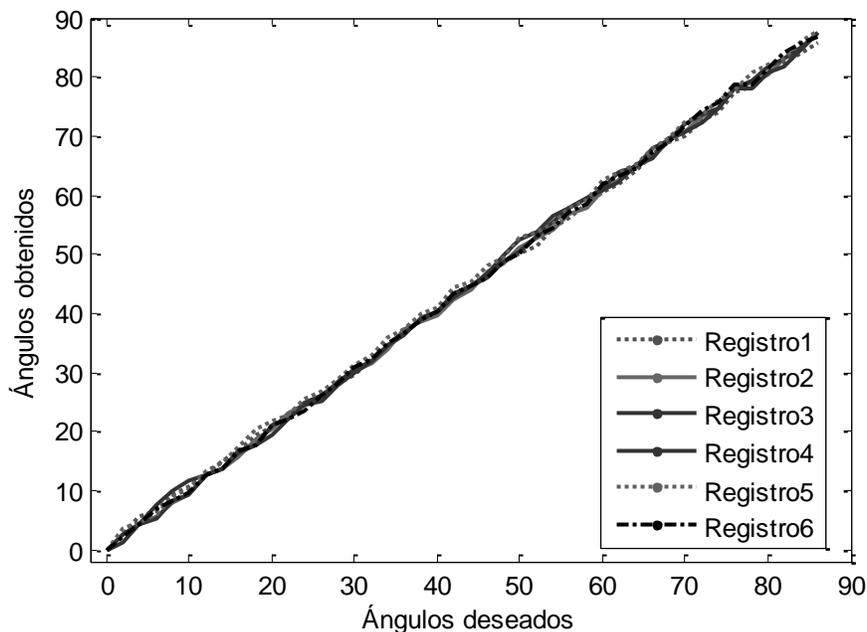


Fig. 4.17. Comparación de 6 registros diferentes de ángulos.

Cada uno de los registros se correlacionó con una línea recta con pendiente de 1 para observar la linealidad del sensor como se muestra en la tabla 4.1.

Se dice que el sistema es repetible cuando al realizarse la toma de muestras bajo las mismas condiciones dan resultados muy similares o aproximadamente iguales. Como se observa en la tabla 4.1 las correlaciones anteriormente mencionadas tienen una diferencia máxima de 1.5×10^{-4} y con una desviación estándar entre ellos de 5.5927×10^{-5} se puede concluir que el sensor de adquisición angular es repetible.

Tabla 4.1. Tabla de correlaciones lineales por registro de caracterización del sensor



Registro	Correlación
1	0.999832
2	0.999826
3	0.999752
4	0.999682
5	0.999801
6	0.999779

La alineación correcta del sistema con cada uno de los ángulos a registrar depende del sujeto que lo coloca y debido al error de paralaje que se puede tener por no colocar de una manera precisa al goniómetro se hace un promedio de los 6 registros. Se realizó una aproximación lineal con el promedio de los registros en el paquete de computadora MATLAB (Fig. 4.18). Los resultados de la regresión arrojaron un coeficiente $R^2=0.9999$ y una ecuación de la recta $f(x)=1.012x+0.0245$, por lo tanto el sistema se considera lineal y los valores arrojados por el sensor se aproximan a los valores reales.

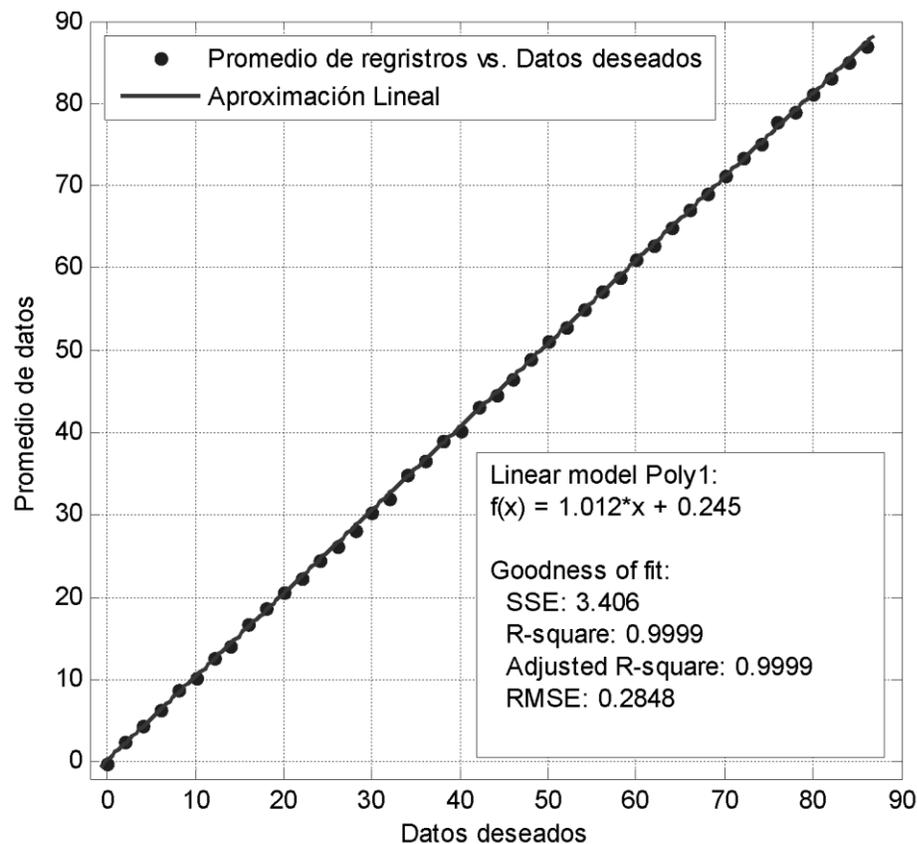


Fig. 4.18. Promedio de las 6 mediciones del sensor y su aproximación lineal.



La caracterización del sensor magnético se considera una prueba de validación estática debido a que no se toma en cuenta el factor tiempo y todas las muestras fueron registradas en el sistema estático.

4.4.2. Comparación del Sensor magnético con un Sistema óptico

Una prueba de validación dinámica, es decir, comprobar cómo se comporta el sistema en movimiento y con respecto al tiempo consistió en un análisis de movimientos con el Sistema estereoscópico *Ariel Performance Analysis System (APAS)* [38]. La prueba se basó en hacer el análisis con el sistema óptico utilizando 3 marcadores que reflejan el infrarrojo montados sobre la estructura del sistema del sensor magnético colocado en la pierna derecha de un sujeto para comparar los datos durante una flexión de rodilla con duración de 3 S aproximadamente (Fig. 4.19).

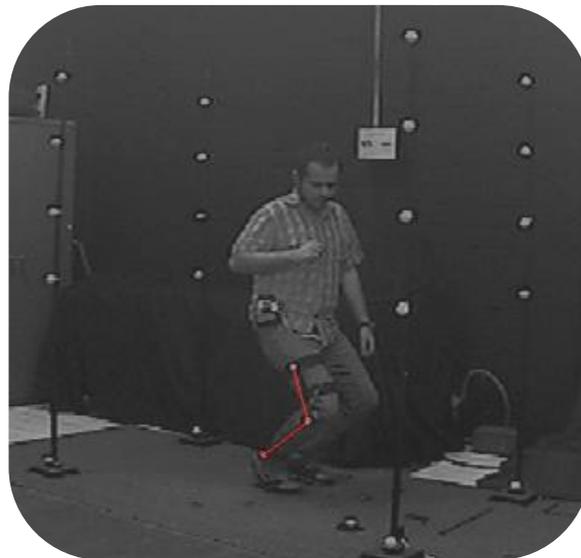


Fig. 4.19, Sujeto de pruebas efectuando una flexión de rodilla.

Se utilizaron 3 cámaras de video de 3.6 mm de distancia focal con infrarrojo a una velocidad de captura de 30 cuadros por segundo (fps).

La captura de video arrojó un total de 84 cuadros, por lo que se requirió reducir la velocidad de muestreo del sistema del sensor desde 100 Hz hasta 30 Hz para así



igualar la cantidad de muestras y poder hacer una comparación de los vectores de las mismas dimensiones.

La captura de la información, digitalización y procesamiento con filtrado digital del sistema estereoscópico APAS generaron los resultados presentados en la Fig. 4.20.

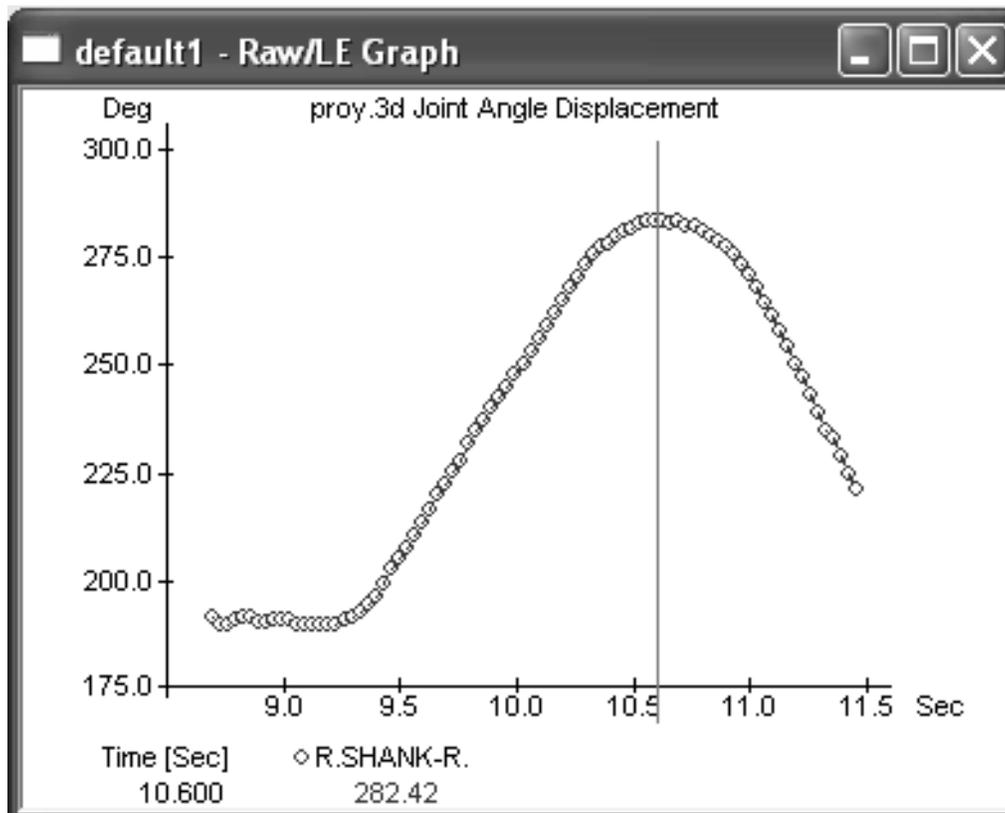


Fig. 4.20. Ángulos de flexión de rodilla Sistema estereoscópico APAS con respecto al tiempo.

Según los datos arrojados por el APAS, el sujeto comienza el movimiento con un ángulo de extensión de 190.48° hasta llegar a una flexión máxima de 282.42° . Debido a que el sistema APAS muestra el complemento angular se le debe de restar 180° a todos los ángulos para tener los ángulos en la misma referencia, la cual se refiere a la rodilla extendida (Fig. 4.21).

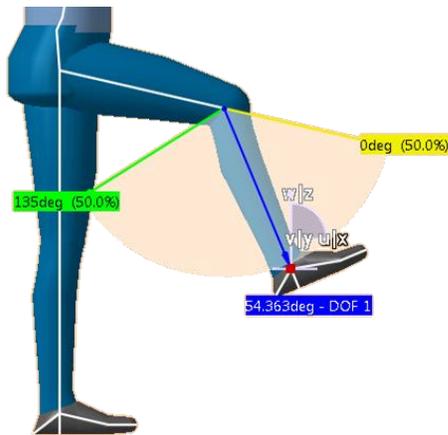


Fig. 4.21. Referencia del intervalo de flexo-extensión de la articulación de rodilla.

Los registros del sensor AS5040 fueron almacenados en la memoria EEPROM externa al microcontrolador para después capturarlos mediante una tarjeta de adquisición de datos de Measurement Computing usb-1208fs conectada a MATLAB. En la Fig. 4.22 se muestra la superposición de la señal obtenida por el sensor AS5040 y la arrojada por el sistema APAS.

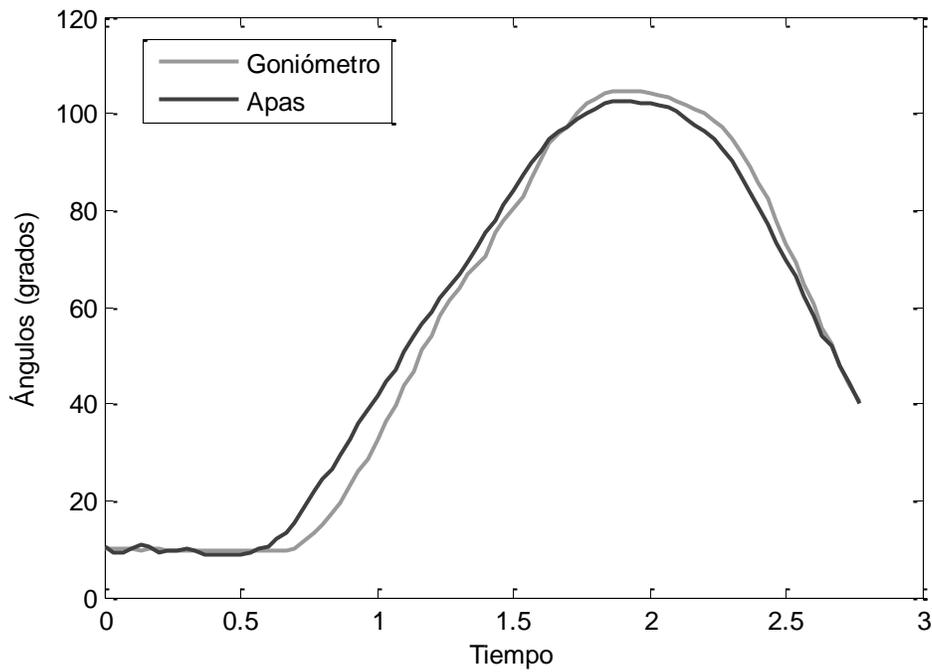


Fig. 4.22. Comparación de las señales en APAS y el sensor AS5040.



La comparación de los datos obtenidos por el sistema APAS con los arrojados por el sensor AS5040 (Fig. 4.17), sirve como referencia para demostrar la funcionalidad del sistema goniométrico en registros que van cambiando con respecto al tiempo.

Para medir la similitud de las 2 señales un factor que se propuso es el factor de comparación de la ecuación 4.9 (f_c) que está definido como la relación del área intersectada por ambas curvas y el área total bajo ambas curvas (Interseccion/ Union).

$$f_c = \frac{A \cap B}{A \cup B} \quad (4.9)$$

El intervalo del factor f_c va desde 0 hasta 1 dependiendo de la similitud de las señales. En el caso de las 2 señales comparables obtenemos un $f_c = 0.9433$ lo que nos indica que las señales son similares y que el sistema es válido con el Sistema estereoscópico APAS.

4.4.3. Análisis del ciclo de marcha con el sensor magnético

Para analizar y comparar con la literatura el ciclo de marcha, 3 sujetos de estudio con diferentes características (tabla 4.2) se les aplicó una prueba donde se les pidió que caminaran de manera naturalmente durante 20 s haciendo un registro con el sistema de goniometría digital a una velocidad de muestreo de 100 muestras/s.

Tabla 4.2. Características de los sujetos de estudio para el análisis de la marcha

Sujeto	Sexo	Edad	Peso (kg)	Altura (cm)
1	M	64	67	172
2	F	28	58	168
3	F	24	110	165



Los datos se procesaron en MATLAB, se tomaron los pasos dados haciendo un promedio de ellos para obtener la curva de posición angular de la rodilla en un ciclo de marcha. En la Fig. 4.23 se pueden apreciar los registros de los 3 diferentes sujetos y a su vez la parte sombreada es el intervalo típico de la marcha normal en el plano sagital según la literatura [39].

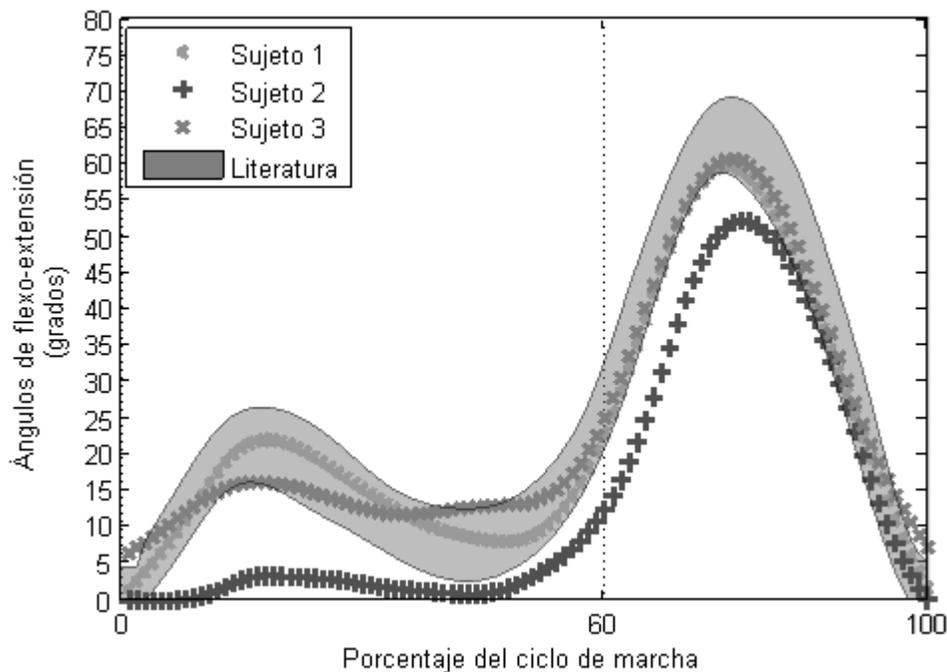


Fig. 4.23. Ciclo de marcha obtenidos en las pruebas a 3 sujetos diferentes [38].

El ciclo de marcha se separa en 2 fases: la de apoyo y la de balanceo. En el análisis de marcha se toma la fase de balanceo a partir del 60% del ciclo. La tabla 4.3 muestra los diferentes ángulos máximos (Flexión) y mínimos (Extensión) de cada sujeto en las 2 etapas del ciclo de la marcha [40].

Tabla 4.3. Tabla de flexo-extensión en las 2 fases de la marcha

Sujeto	Fase de apoyo		Fase de balanceo	
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
1	22.05°	8.06°	59.76°	-0.52°
2	3.31°	.77°	52.12°	-1.49°
3	16.2°	11.71°	60.84°	6.68°



4.4.4. Comparación de la simetría entre los ángulos de flexión de ambas rodillas

Una última prueba para comprobar la simetría de los movimientos tanto de la articulación de la rodilla derecha como de la izquierda consistió en colocar en ambas piernas del sujeto el sistema de adquisición de ángulos y registrar su marcha normal durante 6 s.

Los datos de los ángulos que se muestran en la Fig. 4.24 arrojan una diferencia máxima de aproximadamente de 8° entre las flexiones de rodilla derecha comparado con rodilla izquierda. Sin embargo según estudios reportados [42], siempre existirán diferencias significativas en los rangos de flexión y extensión de rodilla entre la extremidad dominante y la no dominante en un mismo sujeto.

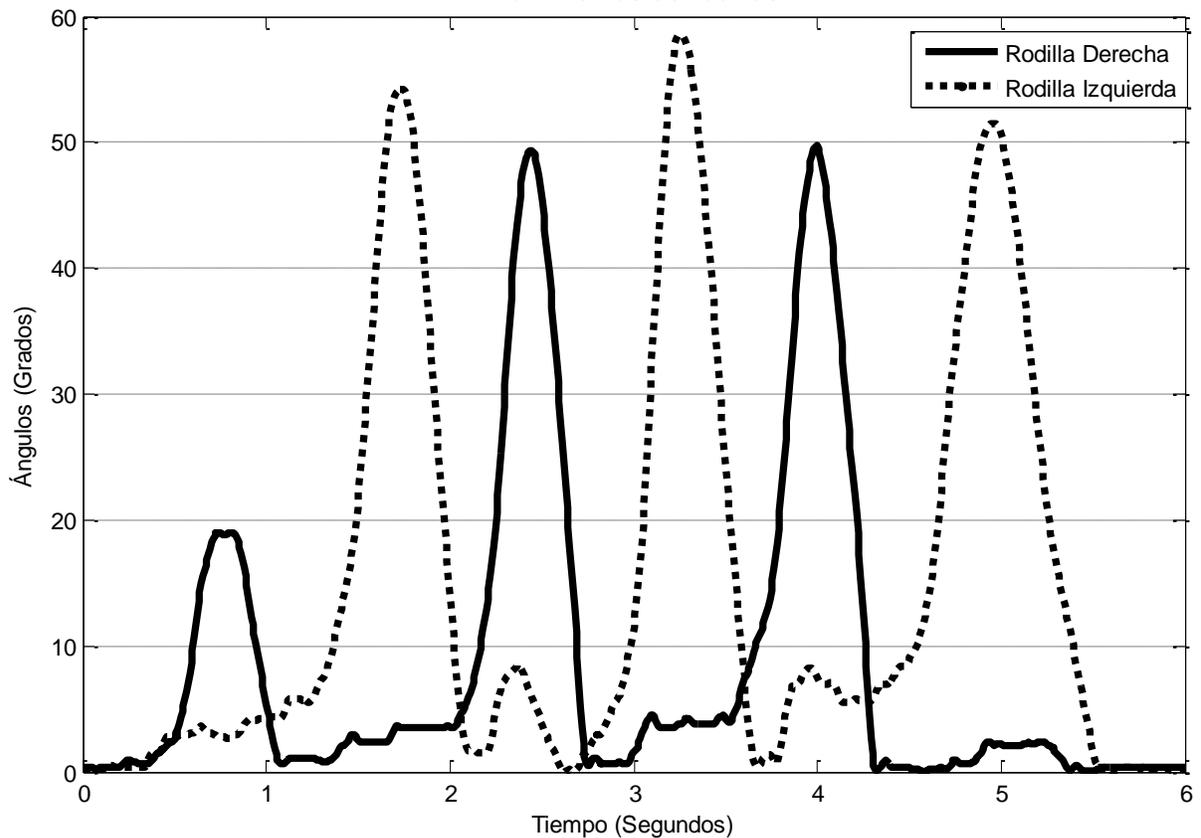


Fig. 4. 24. Comparación del ciclo de marcha en ambas rodillas.



4.5. Discusión

En el análisis cinemático de nuestro dispositivo de inducción motriz se tomó la mitad del mecanismo para simplificar los cálculos, no obstante que para el análisis pudo haber sido tomado el mecanismo completo sin afectar los resultados. Un punto importante que se tiene que tomar en cuenta es que tanto en la simulación como en los cálculos de la obtención de la relación entre el ángulo de apertura y la carrera de la tuerca en el tornillo de bolas, los resultados son prácticamente iguales (correlación =0.9992). Al momento de efectuar las pruebas en el prototipo físico se observa un porcentaje de histéresis máximo de 7.31% que traducido a grados son aproximadamente 5° de histéresis. Sin embargo existen datos que comprueban que inclusive en el mismo sujeto los ángulos de flexión entre ambas rodillas presentan una variación mayor a la variación generada por la histéresis del sistema [42]. Cabe mencionar que la histéresis puede ser reducida mediante software al momento de hacer la adquisición de ángulos dentro del microprocesador.

Al observar los datos obtenidos de los 3 registros de análisis del ciclo de marcha se aprecia que los movimientos de flexión de rodilla de los 2 primeros sujetos caen dentro de los márgenes normales indicados en la literatura [39] mientras que el tercer sujeto sale de de los rangos mencionados anteriormente. Cabe mencionar que el tercer sujeto (mujer) presenta un caso de obesidad tipo III al tener índice de masa corporal (IMC) por arriba de los 40 y según análisis de marcha efectuados en mujeres obesas [41], al presentarse este grado de obesidad los ángulos de flexión de rodilla durante la marcha tienden a estar muy por debajo de lo normal.





Capítulo 5. CONCLUSIONES

En el presente trabajo se muestra el diseño y desarrollo de un dispositivo para inducción motriz en extremidad inferior humana afectada por hemiparesia o hemiplejía.

Se han cumplido los objetivos presentados al comienzo de este trabajo:

Se diseñó y simuló un dispositivo de inducción motriz en un paquete de computadora CAD para observar los movimientos del sistema y los ángulos deseados, así como para dimensionar la estructura. El diseño inicial se realizó en el paquete de *SolidWorks* por su facilidad para la elaboración de piezas y sus interconexiones mediante ensambles. Una vez obtenido el diseño en *SolidWorks*, se efectuó un segundo diseño en el paquete CAD de CATIA debido a que éste tiene la característica de simular el movimiento con un costo computacional menor al de *SolidWorks*. El diseño en CATIA se concentró en el mecanismo actuador de movimientos y no en un todo como el de *SolidWorks*.

Se desarrolló un sistema de adquisición de ángulos de las articulaciones para extremidades inferiores basado en un sensor magnético de bajo costo (11.49 USD) y con una resolución de 10bits por cada 360°. El sistema registra los ángulos y los almacena en una memoria EEPROM a través del microcontrolador PIC16f877a, no obstante este sensor está pensado para utilizarse con cualquier otro microcontrolador ya sea de manera digital o analógica mediante su salida de PWM aunado a un filtro RC.

La capacidad de registro y almacenamiento del sistema de adquisición angular va desde 20 s en un periodo de muestreo de 1 ms hasta 68 s para una frecuencia de muestreo de 30 Hz, lo que nos ofrece un margen amplio de trabajo debido a que el sistema requiere estrictamente de un solo ciclo de la marcha para transferirlo al mecanismo actuador por cada paso efectuado.



Se construyó un mecanismo de inducción motriz para ejercer un movimiento angular en las extremidades inferiores. El dispositivo toma los registros adquiridos anteriormente por el sistema de adquisición angular, los cuales se encuentran en la memoria EEPROM y los convierte a movimiento mediante la actuación de un motor asociado a un tornillo de bolas, convierte el movimiento rotacional a lineal, y mediante un par de barras de transmisión se logra incrementar el torque proporcionado por el motor.

Se utilizaron barras de duraluminio, material usado generalmente en órtesis comerciales por su dureza, costo razonable, además éstas fueron seleccionadas por un sistema mecánico de seguridad integrado que impide la hiper-extensión en las articulaciones. Con la intención de no alterar la estructura de las barras y con esto garantizar al máximo la seguridad del sujeto, se realizaron modificaciones mínimas a éstas.

Se desarrolló un sistema de control que contara con interruptores de seguridad con la idea de bloquear al mecanismo y evitar que avance en zonas donde la integridad del sujeto se vea comprometida, también se tiene un contador interno que genera un paro de emergencia cuando las vueltas del motor excedan las deseadas.

Se realizaron pruebas para la obtención de los rangos de movimiento del mecanismo que resultaron satisfactorias al compararlas con los rangos obtenidos mediante la simulación en los paquetes de computadora.

Se realizaron pruebas de caracterización para la evaluación del mecanismo las cuales arrojaron que los datos obtenidos son muy cercanos a los ideales (correlación = .99991), no obstante que el sistema presenta una histéresis, esta puede ser fácilmente corregida mediante software.



En cuanto a la caracterización del sensor magnético se realizaron ciertos procedimientos para evaluar su funcionalidad, exactitud y precisión. Los datos obtenidos de la caracterización indican que el sensor es totalmente lineal y que son confiables los ángulos registrados.

Para trabajos futuros se recomienda utilizar un sensor de corriente para los motores que indique cuando consumen una mayor corriente y determinar cuando el motor sufre una carga excesiva para evitar dañar al sujeto que porte el sistema.

Considerar la necesidad de adquirir motores con mayores capacidades de torque y velocidad para sujetos con mayor peso y que su ciclo de marcha se efectúe en un periodo más corto.

Se sugiere analizar los esfuerzos en cada una de las piezas para una mejor selección de los materiales que satisfagan las características de peso y resistencia.

Se recomienda utilizar un tornillo de bolas con un paso mayor al utilizado para así incrementar el torque y la velocidad del sistema sin tener que rediseñar todas las piezas del mecanismo actuador.





REFERENCIAS

- [1] "Personas con capacidades diferentes" (2011, Diciembre, 06).
Disponibile en: http://www.chihuahua.gob.mx/atach2/principal/noticias/Adjuntos/CN_61CC_283/personas%20con%20capacidades%20diferentes.pdf
- [2] Fundación telefónica, "Discapacidad", 2007.
Disponibile en: <http://www.risolidaria.org.pe/discapacidad/quees.htm#top>
- [3] Lyons AS, Petrucelli RJ: "Historia de la Medicina". Ed. Doyma, Barcelona, 1984.,
Disponibile en: http://www.ujaen.es/investiga/cts380/historia/civilizaciones_antiguas
- [4] Karen McVeigh guardian.co.uk, (2011, Julio, 09)
Disponibile en: <http://www.guardian.co.uk/society/2011/jun/09/billion.people.disabled-report>
- [5] Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, "Discapacidad en México".
Disponibile en: <http://cuentame.inegi.gob.mx/impresion/poblacion/discapacidad>
- [6] Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, "Clasificación de Tipo de Discapacidad",
Disponibile en: http://www.inegi.org.mx/est/contenidos/proyectos/aspectosmetodologicos/clasificadoresycatalogos/default.aspx?&_s=est&_c=11653
- [7] Dr. Carlos Antonio Bargiela, Dra. María del Mar G. Bargiela, "Accidente Cerebro Vascular",
Disponibile en: http://www.smiba.org.ar/med_interna/vol_02/02_05.htm
- [8] Rafael González Mas, "Rehabilitación médica", Elsevier España, 1996 131
- [9] "Enciclopedia médica Ferrato",
Disponibile en: <http://www.ferato.com/wiki/index.php/Cerebro>
- [10] Dr. Richard F. García Houghton, "Accidente Cerebrovascular",
Disponibile en: http://www.lasalud.com/pacientes/accidente_cerebrovascular.htm
- [11] Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, "Defunciones generales totales por principales causas de mortalidad, 2010",
Disponibile en: <http://www.inegi.org.mx/sistemas/sisept/Default.aspx?t=mdemo107&s=est&c=23587>
- [12] Dávila, René, "enfermedad vascular cerebral, primera causa de discapacidad", agosto 10, 2010,
Disponibile en: <http://journalmex.wordpress.com/2010/08/10/enfermedad-vascular-cerebral-primera-causa-de-discapacidad/>
- [13] Peña Casanova, Jordi, "Manual de Logopedia", Elsevier España, 2002 , 503 pag.



- [14] Primeros auxilios. Org, "Definición de hemiplejía", 23/10/2012,
Disponible en: <http://www.primerosauxilios.org/neurologicas/definiciondehemiplejia>
- [15] "Ictus, ¿qué es y cómo impacta en la vida de una persona y su entorno?"
Disponible en: <http://salud.discapnet.es/Castellano/Salud/educacion/manejo enfermedad/ Paginas/Ictus.aspx>
- [16] Mirallas Martínez, J.A." Avances en la rehabilitación del paciente con enfermedad cerebrovascular", Rehabilitación: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, ISSN 0048-7120, Vol. 38, N°. 2, 2004, pág. 78.
- [17] Ceballos Rubio, María Adela "Análisis cinemático para el diagnóstico inicial de la marcha en paciente adulta hemipléjica. Estudio de caso", Julio 2011, EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires - Año 16 - N° 158 - Julio de 2011
- [18] Marcha del segador, marcha hemiparésica y hemipléjica, 2011
Disponible en: <http://medictube.blogspot.mx/2012/07/111-marcha-hemiplejica.html>
- [19] Morrell Nursing & Rehab Center, 900 North Marquis Highway Hartsville, S.C.
Disponible en: <http://www.rehabcenteratmorrell.com/>
- [20] Tibion Corporation, 247 Santa Ana Court, Sunnyvale, CA 94085,
Disponible en: www.tibion.com
- [21] Franco Domínguez, Samuel, "Tibion Bionic Leg: caminar después de un ictus",
Disponible en: <http://ciencia.lomejorgratis.com/2011/10/tibion-bionic-leg-caminar-despues-de-un-ictus/>
- [22] Levy, Ana Esther y Cortés Barragán, José Manuel. Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo. Elsevier España, 2003. ISBN 84-458-1299-8, 9788445812990
- [23] "Ayudas técnicas para el discapacitado de accidente cerebro vascular", 02/2009
Disponible en: <http://terapeuticaocupacional.blogspot.com/>
- [24] Luna Lozano P.S., "Diseño y construcción de una órtesis mimética para extremidades inferiores con propósitos de reeducación motora", Tesis de maestría, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN), Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, México, D.F., Diciembre 2003.
- [25] 3D Mechanical Design and 3D CAD Software, "SolidWorks", SolidWorks Corporation, USA, 2012.
Disponible en: <http://www.solidworks.com/>
- [26] MOTOR DC REDUCTOR 12V 253 RPM S330142
Disponible en: <http://www.superrobotica.com/S330142.htm>
- [27] Thomson Industries, Inc., "Ball Screws", USA, 2012



- [28] Microchip Technology Inc., “Microcontrollers & Analog Semiconductors”, USA, 2012.
Disponibile en: <http://www.microchip.com>
- [29] PS2501, High isolation voltage, Single transistor type, Multi photocoupler series, California Eastern Laboratories USA 2012
- [30] Enríquez Harper, Gilberto, El abc del control electrónico de las máquinas eléctricas, Editorial Limusa, 2003 Pag. 326
- [31] Ratiometric, Linear Hall-Effect Sensors, UGN3503, Allegro MicroSystems, Inc. USA, 2012
- [32] AustriaMicrosystems 10-bit Absolute Programmable Magnetic Rotary Encoder with Incremental, SSI, and PWM Output .Austria, 2012.
- [33] Philips Semiconductors, The I2c-Bus Specification, Version 2.1, Amsterdam, Netherlands, January 2000,
- [34] Norton, Robert L., Diseño de maquinaria, Síntesis y análisis de maquinas y mecanismos, Tercera edición, McGraw-Hill Interamericana, 2006
- [35] Berger Lahr, Formulas & Calculations for Optimum Selection of a Stepping Motor, Disponible en: http://diagramas.diagramasde.com/otros/Selection_PaP1-1.pdf
- [36] CATIA (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application), CAD/CAM/CAE, Dassault Systemes, France, 2012.
- [37] MATLAB (matrix laboratory) R2011a, The MathWorks, Inc, USA, 2012.
- [38] Ariel Dynamics Inc., “APAS, Ariel Performance Analysis System”, USA, 2012.
- [39] Kirtley C (2006) Clinical Gait Analysis – theory and practice. Churchill Livingstone, Elsevier, USA.
- [40] Gait Analysis, 2007, Orthopedic Rehabilitation, Assessment, and Enablement, Pages 189-217
- [41] R. El Hawary, W. Stanish, J. Kozey, L. Kirby, D. MacLeod, B. Perey, “Weight Reduction: Effects On The Gait Of Obese Women”, Division of Physical Medicine, Dalhousie University, Halifax, N.S., August 14-18, 1998
- [42] Lori A Gundersen, Dianne R Valle, Ann E Barr, Jerome V Danoff, Steven J Stanhope and Lynn Snyder-Mackler, “Bilateral Analysis of the Knee and Ankle During Gait: An Examination of the Relationship Between Lateral Dominance and Symmetry”, Physical Therapy, Journal of the American Physical Therapy Association, March 3, 1989.





Apéndice 1: Medidas (mm) y descripción general de las piezas

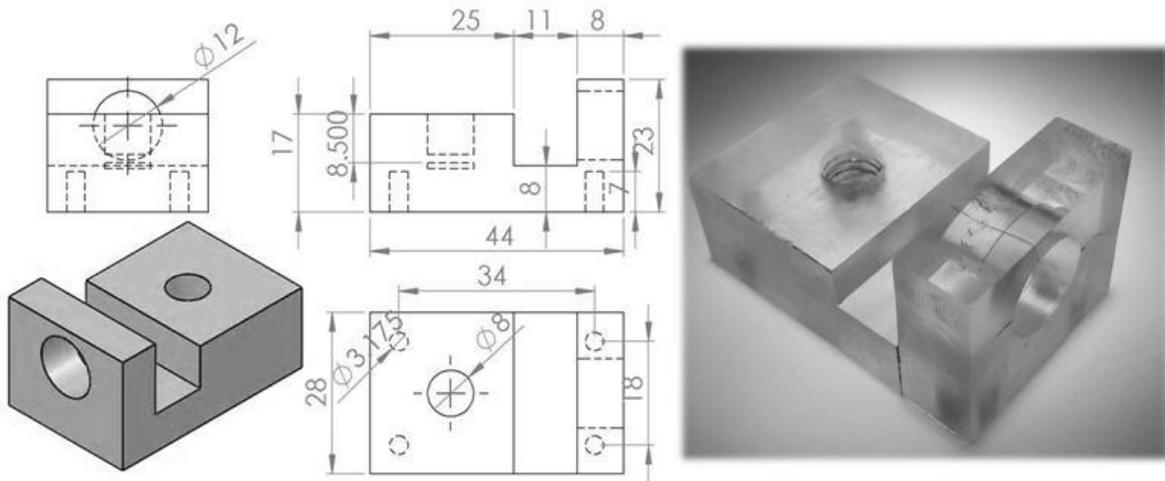


Fig. A1. 1, Cubo de Nylamid con soporte para el balero de aguja

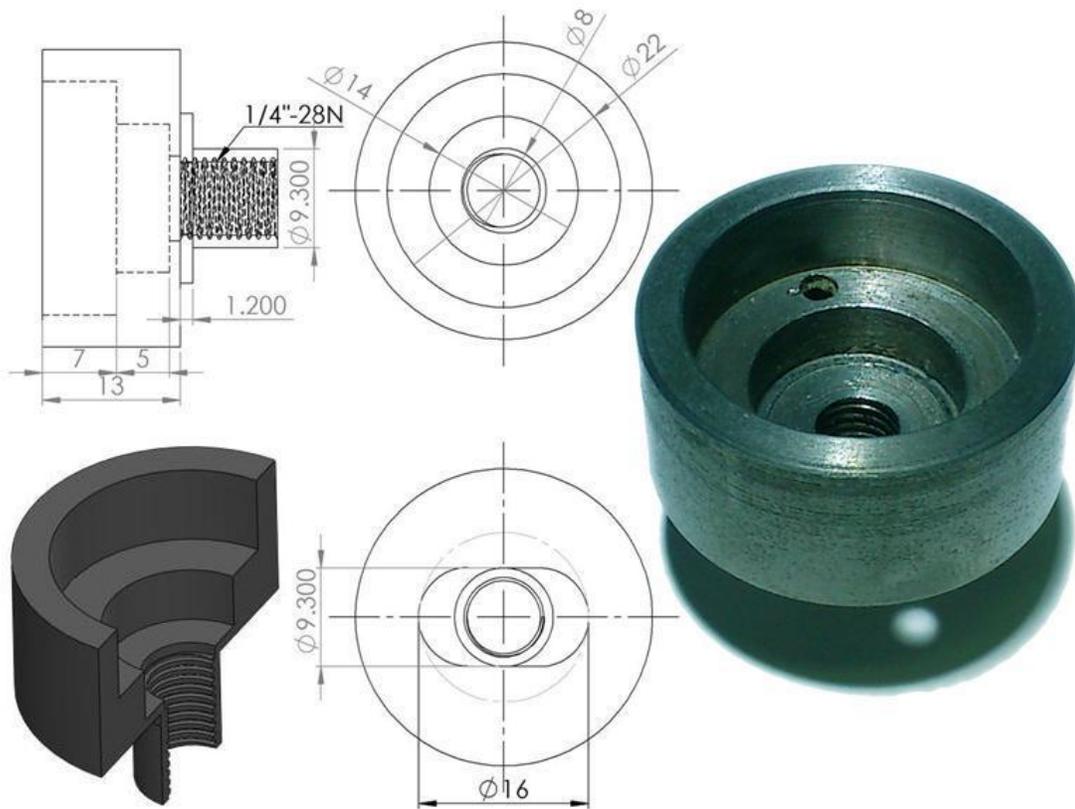


Fig. A1.2. Pieza circular donde va introducido el balero de bolas.



Fig. A1.3. Diagrama y fotografía del tornillo sujetador balero y cubo.



Fig. A1.4. Balero de bolas 8x22x7.

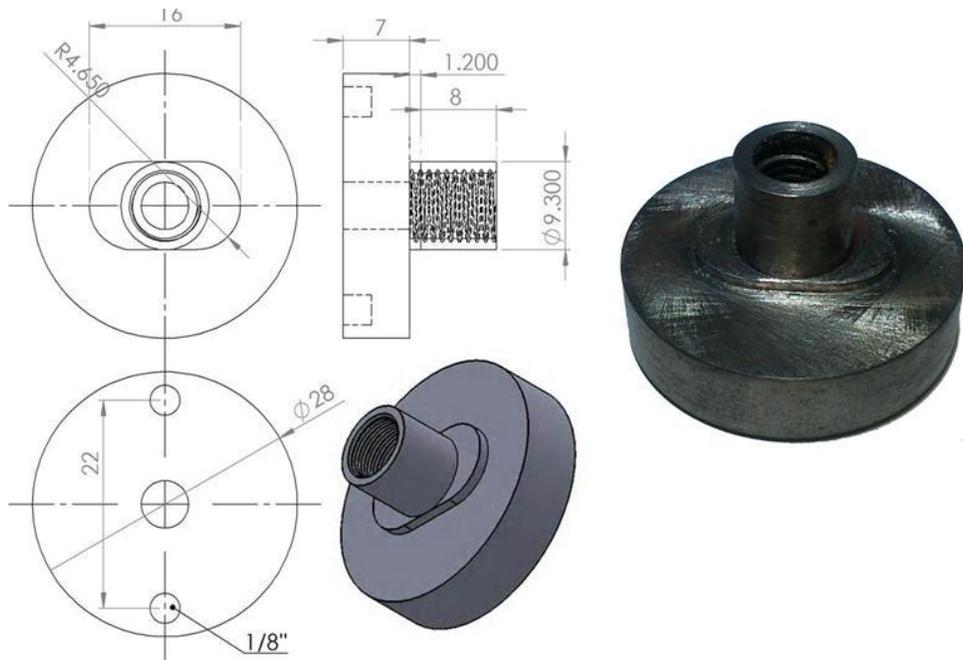


Fig. A1.5. Soporte de la placa del sensor AS5040.

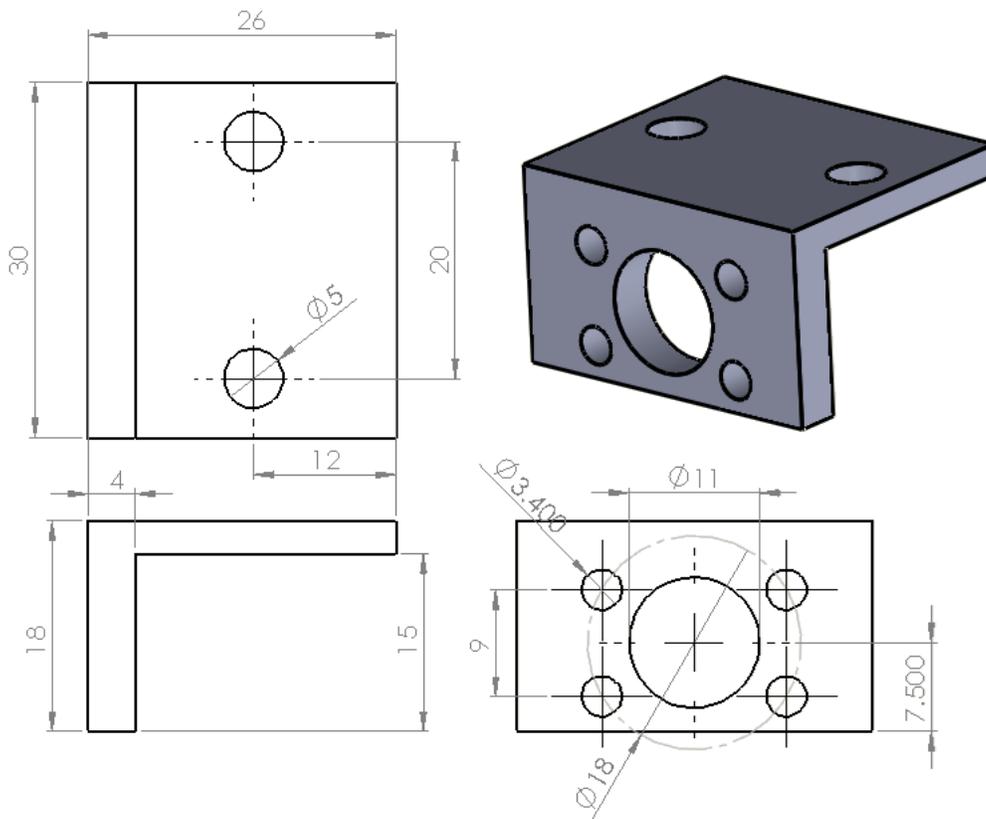


Fig. A1.6. Ángulo de aluminio para conectar la tuerca con los eslabones.

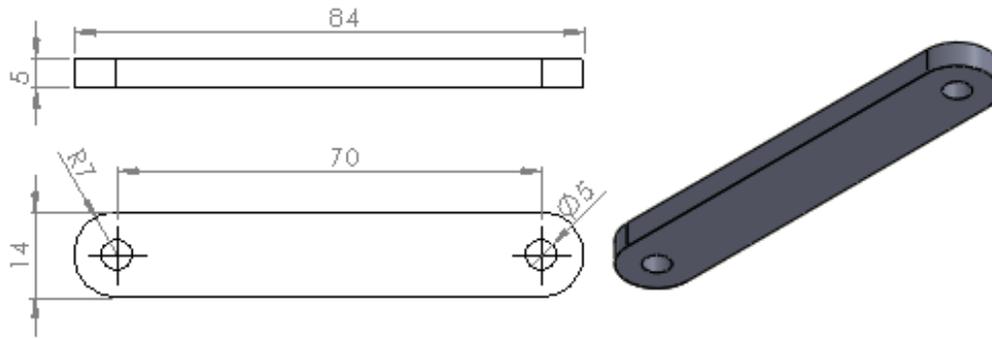


Fig. A1.7. Eslabones de aluminio.

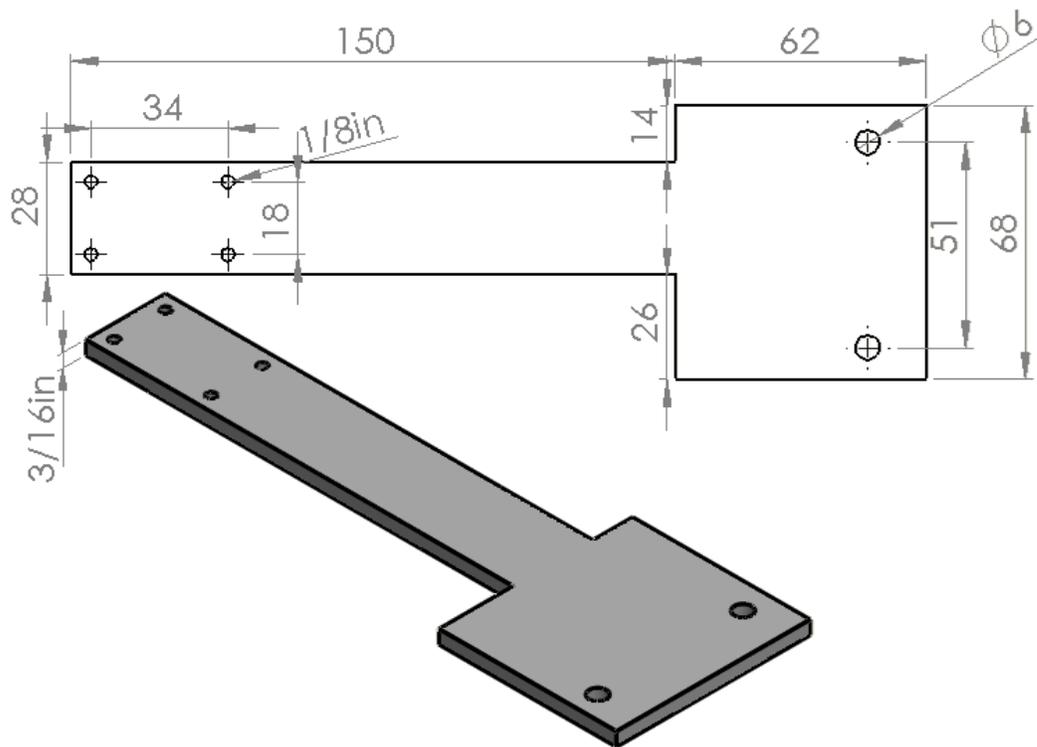


Fig. A1.8. Barra de aluminio de soporte.

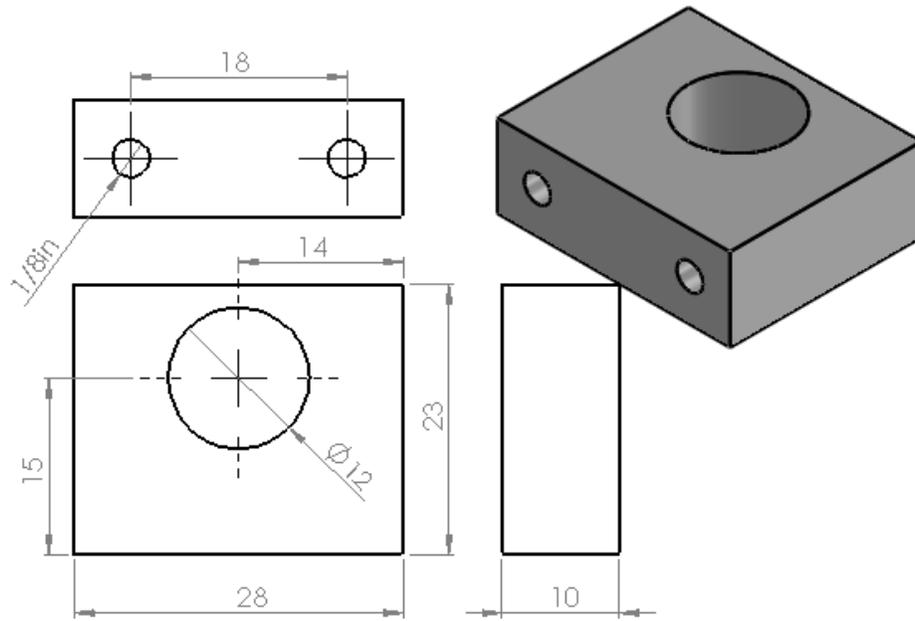


Fig. A1.9. Soporte del balero de agujas.



Fig. A1.10. Balero de agujas.

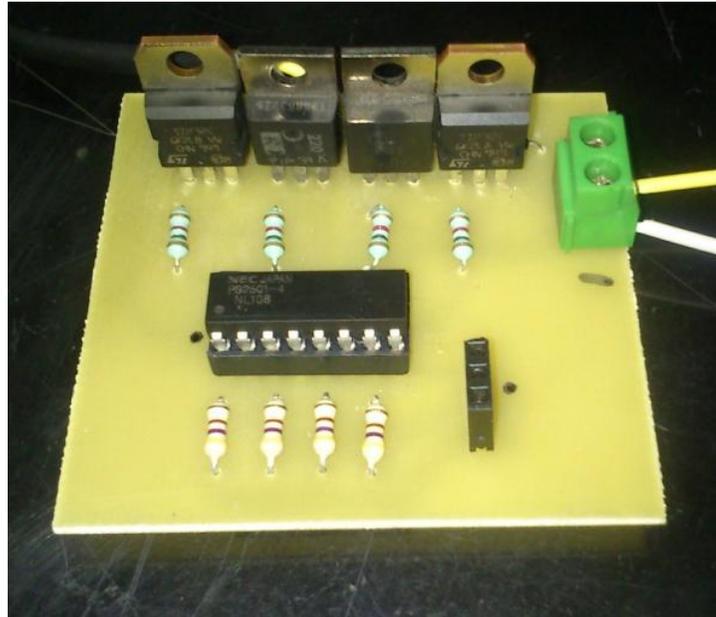


Fig. A1.11. Placa del circuito del Puente H.

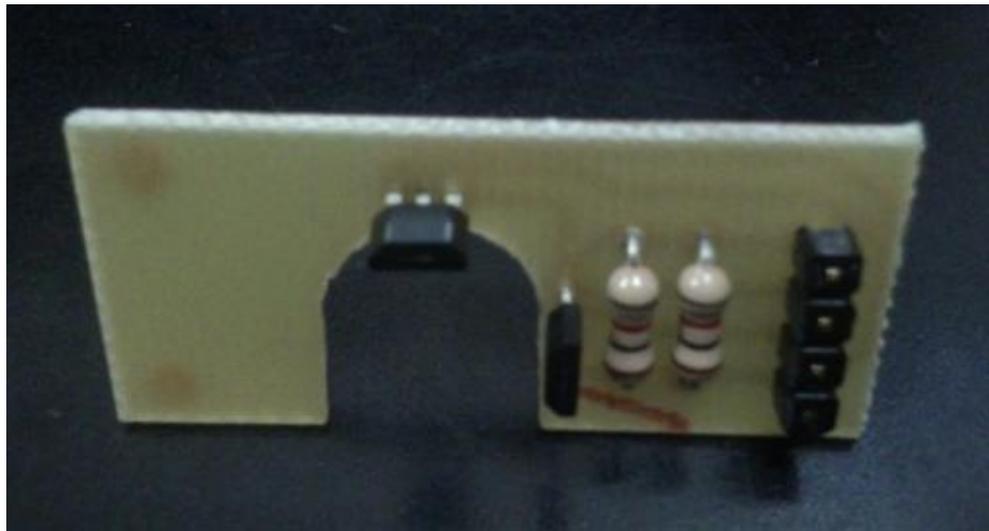


Fig. A1.12. Placa del arreglo de interruptores de efecto HALL.



Apéndice 2: Escala de Barthel

Puntuaciones originales de las Actividades de la vida diaria incluidas en el Índice de Barthel

Comer	0= Incapaz.
	5= Necesita ayuda para cortar, extender la mantequilla, usar condimentos, etc.
	10= Independiente (la comida está al alcance de la mano).
Trasladarse entre la silla y la cama	0= Incapaz, no se mantiene sentado.
	5= Necesita ayuda importante (una persona entrenada o dos personas), puede estar sentado.
	10= Independiente.
Aseo personal	0= Necesita ayuda con el aseo personal.
	5= Independiente para lavarse la cara, las manos y los dientes, peinarse y afeitarse.
Uso del retrete	0= Dependiente.
	5= Necesita alguna ayuda, pero puede hacer algo sólo.
	10= Independiente (entrar, salir, limpiarse y vestirse).
Bañarse/ducharse	0= Dependiente
	5= Independiente para bañarse o ducharse.
Desplazarse	0= Inmóvil.
	5= Independiente en silla de ruedas en 50m.
	10= Anda con pequeña ayuda de una persona (física o verbal).
	15= Independiente al menos 50m, con cualquier tipo de muleta, excepto andador.
Subir y bajar escaleras	0= Incapaz.
	5= Necesita ayuda física o verbal, puede llevar cualquier tipo de muleta.
	10= Independiente para subir y bajar escaleras.
Vestirse o desvestirse	0= Dependiente.
	5= Necesita ayuda, pero puede hacer la mitad aproximadamente, sin ayuda.
	10= Independiente, incluyendo botones, cremalleras, cordones, etc.
Control de heces	0= Incontinente (o necesita que le suministren enema).
	5= Accidente excepcional (uno/semana).
	10= Continente.
Control de orina	0= Incontinente, o sondado incapaz de cambiarse la bolsa.
	5= Accidente excepcional (máximo uno/24 horas).
	10= Continente.

TOTAL= 0-100 puntos (0-90 si usan silla de ruedas).



Apéndice 3: Especificaciones de los componentes

Screw terminals

The screw terminals provide the following connections:

- Eight analog inputs (**CH0 IN** to **CH7 IN**)
- Two analog outputs (**D/A OUT 0** to **D/A OUT 1**)
- 16 digital I/O connections (**PortA0** to **Port A7**, and **Port B0** to **Port B7**)
- One external trigger input (**TRIG_IN**)
- One external event counter input (**CTR**)
- One SYNC I/O for external clocking and multi-unit synchronization (**SYNC**)
- One calibration output (**CAL**)
- One power output (**PC +5 V**)
- Five analog ground connections (**AGND**) and four digital ground connections (**GND**)
- One ground connection (**GND**)

Fig. A3.1. Especificaciones del USB-1208FS de *Measurement Computing*.

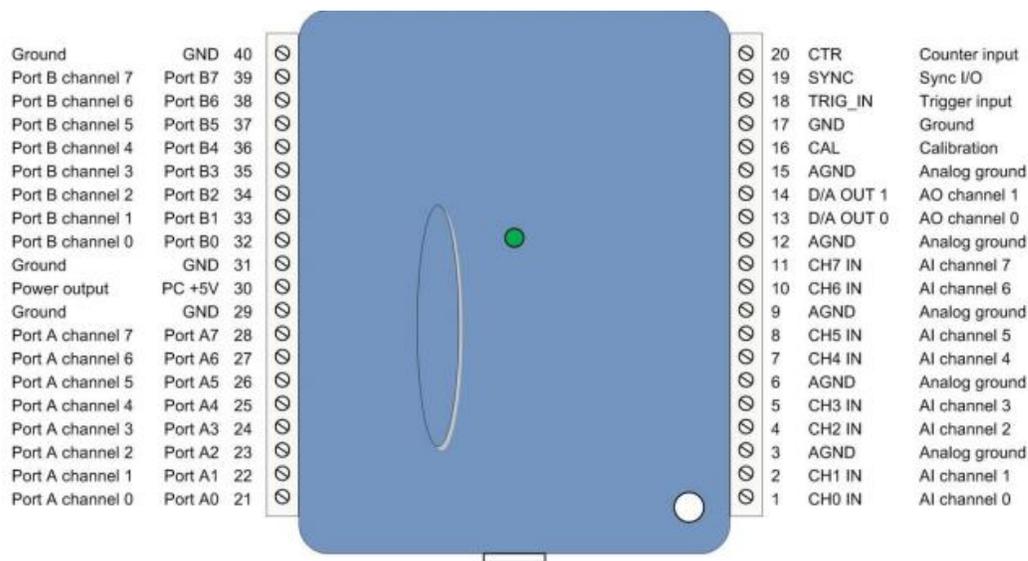


Fig. A3.2. Conexiones y puertos del USB-1208FS de *Measurement Computing*.



DEVICE FEATURES

Key Features	PIC16F877A
Operating Frequency	DC – 20 MHz
Resets (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)
Flash Program Memory (14-bit words)	8K
Data Memory (bytes)	368
EEPROM Data Memory (bytes)	256
Interrupts	15
I/O Ports	Ports A, B, C, D, E
Timers	3
Capture/Compare/PWM modules	2
Serial Communications	MSSP, USART
Parallel Communications	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	8 input channels
Analog Comparators	2
Instruction Set	35 Instructions
Packages	40-pin PDIP 44-pin PLCC 44-pin TQFP 44-pin QFN

Fig. A3.3. Características del Pic16f877a.

40-Pin PDIP

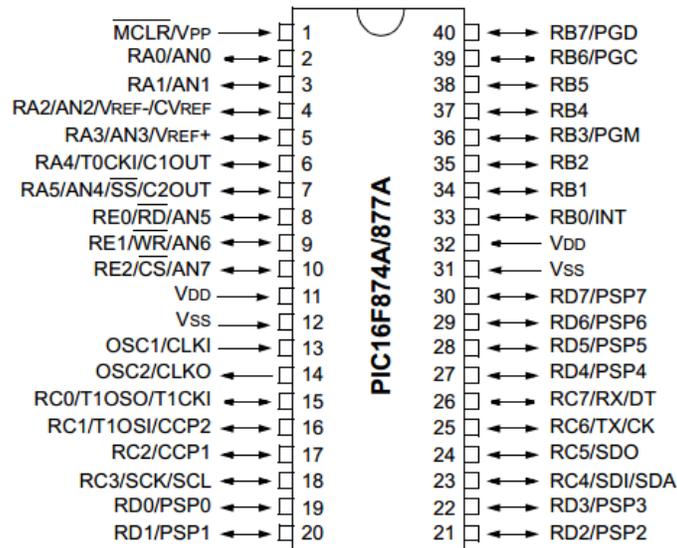


Fig. A3.4. Conexiones y puertos del Pic16f877a.



Apéndice 4: Diagramas electrónicos

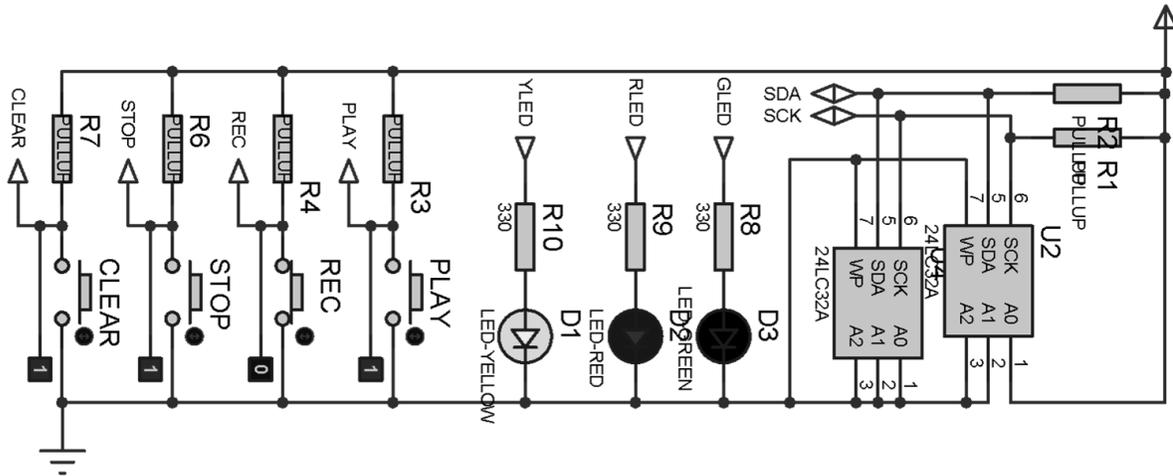


Fig. A4.1. Diagrama electrónico de botones, leds y las memorias Eeprom.

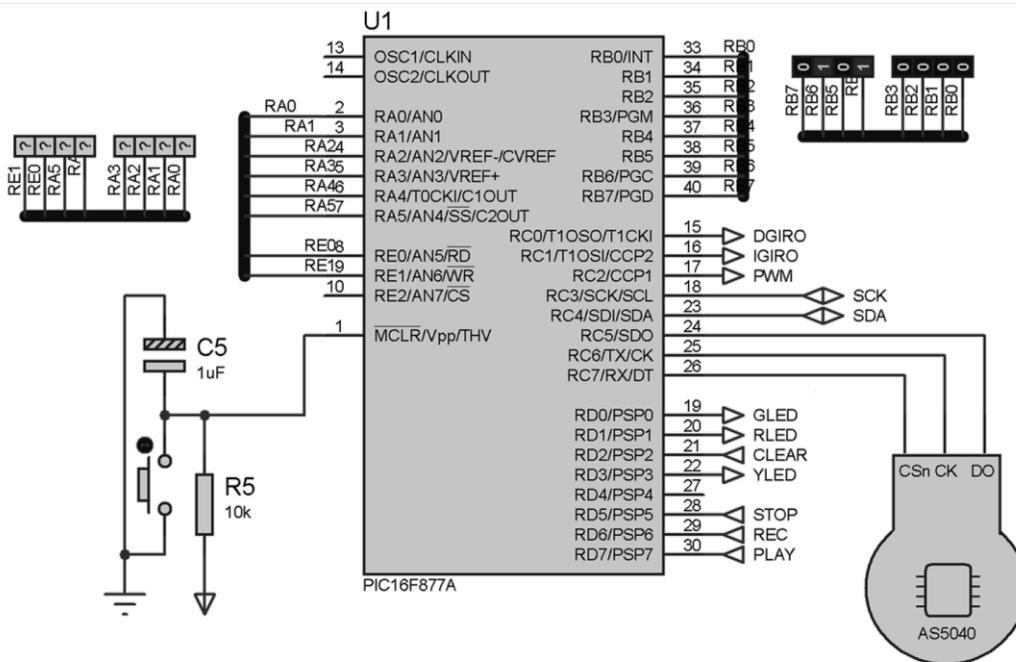


Fig. A4.2. Diagrama electrónico de conexiones del PIC16f877A.

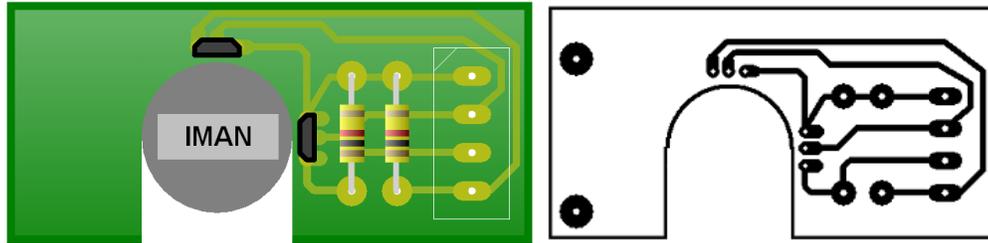


Fig. A4.5. Circuito Impreso de la placa del arreglo de interruptores de efecto HALL.

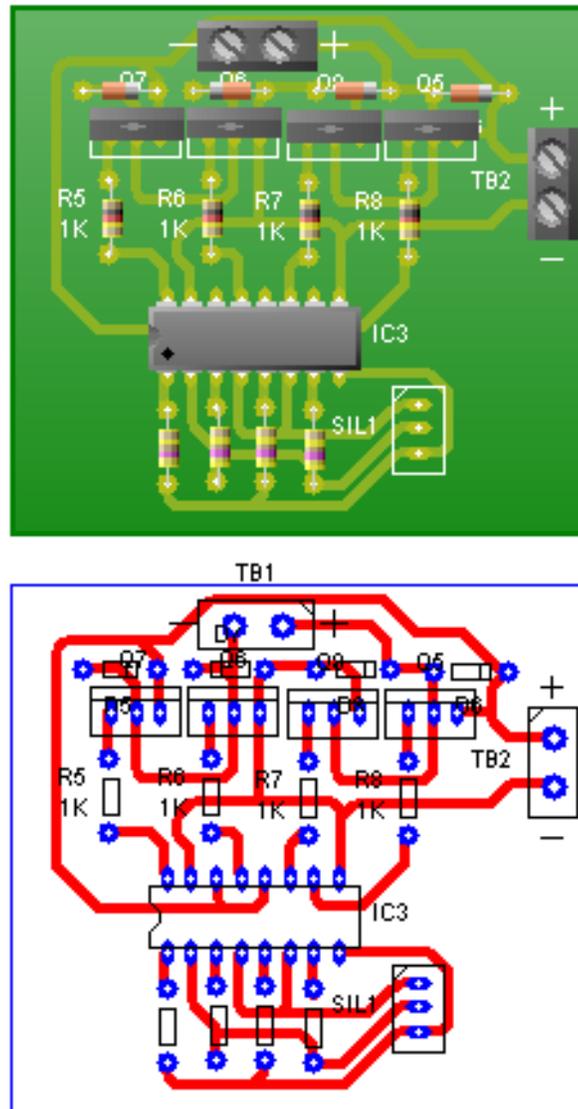


Fig. A4.6. Circuito Impreso del Puente H y los opto acopladores.

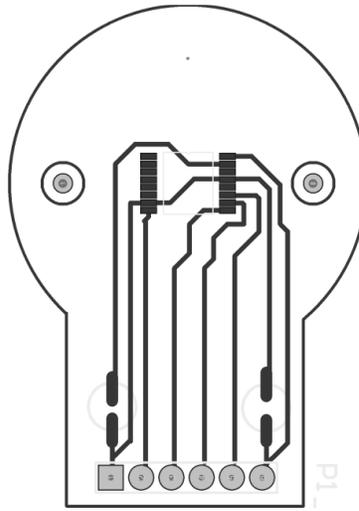


Fig. A4.7. Circuito Impreso del sensor AS5040.



Apéndice 5: Programa en MikroC

```
#define muestra 2047

short anterior;
short actual;
int counter;
unsigned short pwmduty, opwmduty;
int bandera;

void inicializa(void){
    //Configuración de los puertos (Entrada-1,
    Salida-0)

    TRISA = 0b000000; //PuertoA: 7,6,5,4,3,2

    TRISB = 0b11000001; //PuertoB:
    40,39,38,37,36,35,34,33

    TRISC = 0b00100000; //PuertoC:
    26,25,24,23,18,17,16,15

    TRISD = 0b11100100; //PuertoD:
    30,29,28,27,22,21,20,19

    TRISE = 0b000; //PuertoE: 10,9,8

    ADCON1 = 6; // All ADC pins to digital I/O

    //Borra los puertos
    PORTA=0;
    PORTB=0;
    PORTC=0;
    PORTE=0;
    PORTD=0;

    Pwm_Init(5000); // Inicializa el modulo
    PWM

    //Inicializa el protocolo i2c

    I2C_Init(100000);
}

//Funcion de interrupciones
void interrupt() {

    if (INTCON.RBIF) {
        INTCON.GIE=0;
        INTCON.RBIF=0;
        INTCON.RBIE=0;

        actual=PORTB&0b11000000;

        switch (actual) {
            case 0:// 0000 0000
                if(anterior==128){
                    counter++; }
                else if(anterior==64){
                    counter--; }
                break;
            case 64:// 0100 0000
                if(anterior==0){
                    counter++;}
                else if(anterior==192){
                    counter--;}
                break;
        }
    }
}
```



```
case 192:// 1100 0000
```

```
if(anterior==64){
```

```
counter++;}
```

```
else if(anterior==128){
```

```
counter--;}  
break;
```

```
case 128:// 1000 0000
```

```
if(anterior==192){
```

```
counter++;}
```

```
else if(anterior==0){
```

```
counter--;}  
break;
```

```
}
```

```
delay_ms(20);
```

```
}
```

```
anterior=actual;
```

```
INTCON.GIE=1;
```

```
INTCON.RBIF=0;
```

```
INTCON.RBIE=1;
```

```
return;
```

```
}
```

```
//Funcion que activa el pwm
```

```
void modulopwm(void)
```

```
{
```

```
    pwm duty = 0;          // Initial value for  
    pwm duty
```

```
    opwmduty = 0;          // opwmduty will  
    keep the 'old pwm duty' value
```

```
Pwm_Start();          // Start PWM
```

```
Pwm_Change_Duty(127);
```

```
}
```

```
// Funcion para cambio de giro del motor
```

```
void motor(int giro){
```

```
if(giro==0){
```

```
PORTC.F1=1;
```

```
PORTC.F0=0;}
```

```
else if (giro==1){
```

```
PORTC.F1=0;
```

```
PORTC.F0=1;}
```

```
else{
```

```
PORTC.F1=0;
```

```
PORTC.F0=0;}
```

```
}
```

```
//Funcion para ir a la posicion inicial
```

```
void inicial(void){
```

```
INTCON.RBIE=0;
```

```
motor(2);
```

```
while(Button(&PORTB, 0,1,1))
```

```
{
```

```
motor(1);
```

```
}
```

```
motor(2);
```

```
INTCON.RBIE=1;
```

```
delay_ms(10);
```

```
counter=0;
```



```
PORTD.F3=1;
}

//funcion para escribir un byte en una direccion
de memoria i2c

void escribe(short dr1,short dr2, short bytes){
    I2C_Start();      // Issue I2C start signal

    I2C_Wr(0xA2);     // Send byte via I2C
    (command to 24LC32a)

    I2C_Wr(dr1);      // Send byte (address of
    EEPROM location)

    I2C_Wr(dr2);      // Send byte (address of
    EEPROM location)

    I2C_Wr(bytes);    // Send data (data to be
    written)

    I2C_Stop();
}

//funcion para leer un byte en una direccion de
memoria i2c

short lee(short dr1,short dr2)
{
    short bytes;

    I2C_Start();      // Issue I2C start signal

    I2C_Wr(0xA2);     // Send byte via I2C
    (device address + W)

    I2C_Wr(dr1);      // Send byte (data
    address)

    I2C_Wr(dr2);      // Send byte (data
    address)

    I2C_Repeated_Start(); // Issue I2C signal
    repeated start

    I2C_Wr(0xA3);     // Send byte (device
    address + R)

    bytes= I2C_Rd(0u); // Read the data (NO
    acknowledge)

    I2C_Stop();
}
```

```
return bytes;
}

// Funcion para mandar 2 bytes a los puertos
A,E

void mandapuertos(short pack){

    PORTA=pack& 63; //Manda 6 bits 0011 1111
    (LSB)

    PORTE=(pack>>6)&3; //Manda 2 bits 1100
    0000

}

//Funcion que toma un valor del encoder (2
bytes)

int datosensor(void)
{
    int inputstream = 0; //Para leer un bit desde un
    pin

    int packeddata; //2 byte de datos

    int x;

    packeddata=0;

    PORTC.F7=1; //CSn high
    PORTC.F6=1; //CLK high
    PORTC.F7=0; //CSn low
    delay_us(1);

    PORTC.F6=0; //CLK low
    delay_us(1);

    for(x=0; x<16; x++){
        PORTC.F6=1; //CLK high
        delay_us(1);
    }
}
```



```
inputstream=PORTC.F5; //Lee un bit desde el pin
```

```
packeddata=(packeddata<<1) + inputstream; //Shift left adding pin data
```

```
PORTC.F6=0; //CLK low
```

```
delay_us(1); //end of one clock cycle
```

```
}
```

```
return packeddata;
```

```
}
```

```
//funcion para escribir 2 bytes en 2 registros continuos
```

```
void writebytes(int dir,short byte){
```

```
short dra;
```

```
short drb;
```

```
dra=dir/256;
```

```
drb=dir&0xFF;
```

```
escribe(dra,drb,byte);
```

```
}
```

```
//Funcion para leer 2 bytes en registros continuos
```

```
short readbytes(int dir){
```

```
short byte;
```

```
short dra;
```

```
short drb;
```

```
dra=dir/256; //parte alta de la direccion del registro
```

```
drb=dir&0xFF; //parte baja de la direccion del registro
```

```
byte=lee(dra,drb); //lee el byte mas significativo
```

```
return byte;
```

```
}
```

```
//Funcion para reproducir lo guardado en memoria
```

```
void play(void){
```

```
short datos;
```

```
int x;
```

```
PORTD.F0=1;
```

```
for(x=0;x<muestra;x++){
```

```
datos=readbytes(x);
```

```
if(datos==255){
```

```
goto Finplay;
```

```
}
```

```
mandapuertos(datos);
```

```
delay_us(6670);
```

```
if(PORTD.F5==0){
```

```
goto Finplay;
```

```
}
```

```
}
```

```
Finplay:
```

```
PORTB=0;
```

```
PORTD.F0=0;
```

```
}
```

```
//Función que graba los datos obtenidos del sensor en la memoria
```



```
void rec(void){
int datos;
int datt;
float a;
float u;
short distancia;
int x;
PORTD.F3=1;
for(x=0;x<muestra;x++){
datos=datosensor();
datt=(datos>>6)&1023;
a=(datt-4)*.3515; // ajuste de -2 de acuerdo al
iman
//convierte el dato en grados
u=10*((sqrt(6*(-
3*(cos((a*3.1416/180)))+2*(cos((a*3.1416/180)
/2.))+5)))+6*((sin((a*3.1416/180)/2.))- .885833));
//Con la ecuacion obtenida convierte grados a
vueltas
distancia=u*4;
writebytes(x,distancia);
mandapuertos(distancia);
delay_us(3700);
if(PORTD.F5==0){
goto Finrec;
}
}
Finrec:
writebytes(x,0);
```

```
PORTB=0;
PORTD.F3=0;
}
//funcion para dejar la memoria en blanco
void clear(void){
int x;
int y;
PORTD.F1=1;
for(x=0;x<=15;x++){
for(y=0;y<=255;y++){
escribe(x,y,255);
delay_us(3700);
} }
PORTD.F1=0;
} //Funcion principal
void main(){
int datos;
inicializa();
delay_ms(10);
datos=0;
while(1){
if(PORTD.F6==0){
rec();
}
if(PORTD.F7==0){
play();
}
if(PORTD.F2==0){
clear();}}}
```



Apéndice 6: Programas en Matlab

```
%Programa para capturar información del  
sistema utilizando  
%Adquisitor USB de MEASUREMENT  
COMPUTING USB-1208FS
```

```
clear  
clear dat2;  
clear datos;  
clear grados;  
clear mat;  
clear muestreo;  
clear porta;  
clear portb;  
clear porte;  
clear tictoc;  
clear tiempo;
```

```
if ~exist('dio')  
dio = digitalio('mcc',0);  
lines = addline(dio,0:7,'in');  
lines = addline(dio,8:15,'in');  
%lines = addline(dio,8:14,'in');  
end
```

```
tabla=[];  
tiempo=[];  
tiempo(1)=0;  
tictoc=[];  
band=1;  
j=1;  
while binvec2dec(getvalue(dio))==0
```

```
end
```

```
while band  
tic;  
out=getvalue(dio);  
if binvec2dec(out)==0  
band=0;  
j=j-1;
```

```
else  
tabla(j,:)=out;  
tiempo(j+1)=toc+tiempo(j);  
tictoc(j)=toc;
```

```
j=j+1;  
end  
end
```

```
portb=tabla(:,1:8);  
porta=tabla(:,9:14);  
porte=tabla(:,15:16);  
%porte=[tabla(:,10),tabla(:,9)];
```

```
mat=[porte,portb];  
for i= 1:j  
datos(i)= binvec2dec(mat(i,:));  
end  
dat2=datos-4;  
grados=dat2*.3515;
```

```
tiempo=tiempo(1:length(grados));  
muestreo=mean(tictoc);
```

```
if  
isempty(findobj('type','figure','name','Grados'))  
figure('name','Grados')  
plot(tiempo,grados,'b')  
else  
hold on  
plot(tiempo,grados,'r')  
end
```

```
clear tabla;  
clear i;  
clear j;  
clear band;
```



%tabla caracterización

```
if ~exist('dio')
dio = digitalio('mcc',0);
lines = addline(dio,0:7,'in');
lines = addline(dio,8:15,'in');
end
x=1;

for y=1:30

for x=1:30
out=getvalue(dio);
portb=out(1:8);
porta=out(9:14);
porte=out(15:16);

dato=[portb,porte];

clc
muestra(x,y)=binvec2dec(dato);
volt=muestra(x,y)*(4.98/1024)
voltaje(x,y)=muestra(x,y)*(4.98/1024);

pause(.05);
end
cuenta=y+9

pause();
end
```

%programa para calcular la posición del mecanismo L1

```
L2=6;
L3=7;
L4=1;
t2=linspace(90,40,90);
t2r=t2*pi/180;
for p=1:length(t2r)
t3(p)=pi-asin((L2*sin(t2r(p))-L4)/L3);
L1(p)=L2*cos(t2r(p))-L3*cos(t3(p));
end

%Toma de registros
nombre = input('Nombre de la persona: ', 's');

x=1;
while x<3
registro=x

todotiempo
pause(1)
close all;
conjunto{x}=[tiempo',grados,datos',tictoc'];
sino = input('¿ Todo bien? Y/N: ', 's');
if isempty(sino)
sino='Y';
end
if sino=='Y'
x=x+1;
end
end

save(nombre,'conjunto');
```