



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Dispositivo de asistencia ambulatoria inteligente para el mejoramiento
de la marcha en personas adultas mayores, mediante el uso de
acelerómetros y sensores de fuerza

Tesis que presenta

Manuel Alejandro Pineda Delgado

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Codirectores de la Tesis:

Dr. Arturo Minor Martínez
Dr. Rigoberto Martínez Méndez

Dedicatoria

A Dios por haberme dado la oportunidad de emprender esta nueva aventura, el conocer gente excepcional de todos lados de la república mexicana y a mi angelote guardián que siempre me acompaña y me guía por el buen camino.

A mis queridos padres Martha y José Luis que me apoyaron en cada momento y siempre respetaron mis decisiones al estudiar mi posgrado y alejarme de casa.

A mis hermanos, familiares y amigos que siempre me motivaron a seguir mis convicciones y a nunca dejar de lado mi sueño de estudiar una maestría.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco en primer lugar al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca brindada durante estos dos años.

Gracias también al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por permitirme realizar mis estudios de maestría en esta institución en especial a mis tutores el Dr. Rigoberto Martínez y el Dr. Arturo Minor que siempre estuvieron conmigo brindándome su apoyo.

Gracias a Dios por siempre estar siempre conmigo y brindarme a mi familia, amigos y maestros a lo largo de esta etapa de mi vida.

A mis padres que siempre me apoyaron, confiaron, se preocuparon por mí y me dejaron vivir esta grata experiencia.

Agradezco a las personas que conocí y ahora forman parte de mi familia, como Fátima, mi hermanita, que admiro y estimo mucho, Pedro mi hermano, que siempre ha estado conmigo en cada momento, Chuy, que siempre me ha brindado su apoyo y Efrén, amigazo del alma. A mis compañeros de generación Azul, Esme, Eve, Mel, Jose, Luis, Lara, Isma, Karina, Roy, Neto, Berno, Fer, Tony y Daniel quienes siempre me brindaron su amistad y apoyo durante esta etapa de mi vida.

A mis compañeros del laboratorio 5, Richard, que siempre me ayudó y se ha convertido en un gran amigo, Chio, Sr. José, Irwin, Rafa, Gabo, Fer, Paty y Gaspar con los que pase increíbles momentos e hicieron que este tiempo se fuera volando.

A mis compañeros de casa Cha, Irvin, Vic, Ángel, Giss, kristal, Nabil, Kari, Neza, Dani, Yuli y Hector, con los que compartí tremendas alegrías y se han convertido en mi segunda familia.

Resumen

En el año 2009, la población adulta mayor (60 años o más) a nivel mundial era de alrededor de 740 millones de personas, y se espera que incremente a más de 2, 000 millones para el año 2050 [1]. El tipo de discapacidad predominante entre los adultos mayores es la motriz, que afecta al 56 por ciento de los hombres y 62 por ciento de las mujeres mayores, ocasionando grandes problemas en la salud, ya que se ha demostrado que la inactividad en las personas adultas mayores es causa de un incremento de peso (obesidad) y en casos más graves una muerte prematura. Es por eso que se recomienda el uso de dispositivos que ayuden a los adultos mayores a dejar su inactividad, llamados de ayuda ambulatoria, incluyendo: bastones, muletas y andaderas.

Este proyecto propone el uso de un dispositivo de asistencia ambulatoria para que el adulto mayor recupere la mayor parte de su movilidad durante el proceso de marcha, esto a su vez le proporcione una mayor seguridad al realizar sus labores cotidianas y mejorando su salud física y mental, lo que resultará en una mejor calidad de vida.

Para lograr esto se colocó sobre la cintura del adulto mayor una Unidad de Medición Inercial (*IMU* por sus siglas en inglés) el cual es un dispositivo electrónico que mide velocidades angulares y aceleraciones lineales producidas durante el proceso de marcha. Las señales obtenidas se enviarán vía *Bluetooth* a una computadora personal, donde serán procesadas para crear comandos de control necesarios para el accionamientos de los dos motores acondicionados a las ruedas del dispositivo de asistencia ambulatoria. Se agregó sobre las empuñaduras del dispositivo dos sensores de fuerza (una en cada empuñadura) encargados de medir la fuerza ejercida por el adulto mayor sobre las empuñaduras del dispositivo de asistencia, útil para llevar una evaluación de confianza y salud del paciente durante su uso.

Abstract

In 2009, the number of the older adults population, aged 60 years or more around the world was of 740 million people, and it is expected to increase to more than 2 billion by the year 2050 [1]. The predominant type of disability among older adults are the motor disabilities, which affects 56 percent of men and 62% of elder women, bringing major health problems, like obesity and in some cases death, that it is why is recommendable the use of devices that help to elder people to avoid inactivity, this devices are called ambulatory assistive devices, which includes: canes, walkers and rollators.

This project proposes the use of an ambulatory assistive device, for the older adult population to recover most of their mobility during their gait, and this will provide greater security for their daily work enabling a better health (physical and mental), which could directly impact in their quality life.

To achieve this, was attached to the waist of the elder a device called Inertial Measurement Unit (IMU), which is an electronic device that measures angular speed and linear acceleration during the human gait, the signals obtained are sent via bluetooth to a personal computer, where they will be processed to create control commands required for the speed control of the two motors that were attached to the wheels of the ambulatory assistive device, also the system use two flexible force sensors, one in every handle, used to measure the force applied by the elder over the handles to determinate the confidence and health of patients during their use.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Planteamiento del Problema	1
1.2 Objetivos.....	3
1.2.1 Objetivo General	3
1.2.2 Objetivos Específicos.....	3
1.3 Estructura de la tesis	4
2. ANTECEDENTES	5
2.1 Conceptos Básicos	5
2.1.1 Centro de Gravedad	5
2.1.2 Movimiento Lineal	7
2.1.3 Movimiento Angular	7
2.2 Marcha Humana	8
2.2.1 Terminología empleada en el análisis de marcha.	8
2.2.2 Ciclo de marcha.	9
2.3 Marcha Senil.....	12
2.4 Dispositivos de asistencia ambulatoria	13
2.4.1 Bastones.....	14
2.4.2 Muletas	15
2.4.3 Andaderas	16
2.5 Solución propuesta	18
2.6 Estado del arte.....	19
3. DESARROLLO	21
3.1 Sistema Propuesto.	21
3.1.1 Sistema Mecatrónico Propuesto.	21
3.1.2 Software Propuesto.	22
3.2 Conexión Vía Bluetooth.	24
3.2.1 Dispositivo de la Unidad Integral de Medición Inercial.....	24
3.2.2 Unidad de Control.	24
3.3 Unidad Integral de Medición Inercial (UIMI).	25

3.3.1	Unidad de Medición Inercial (IMU).	25
3.3.2	Tarjeta Electrónica.	27
3.3.3	Dispositivo de Unidad Integral de Medición Inercial.	28
3.4	Sensores de Fuerza.	29
3.5	Unidad Integral de Control.	32
3.5.1	Dispositivo Integral de la Unidad de Control.	32
3.5.2	Motores.	33
3.5.3	Tarjeta Electrónica.	36
3.6	Periféricos de Entrada, Salida (Anexo 9).	37
3.6.1	Periféricos de Entrada.	37
3.6.2	Periféricos de Salida	44
4.	RESULTADOS	47
5.	CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO	49
5.1	Conclusiones.	49
5.2	Trabajo a futuro.	50
ANEXOS		54
Anexo 1	– Tablas de valores comunes de la marcha en variación de la edad.	54
Anexo 2	– Datasheet JY-MCU HC-06 (Modulo Bluetooth).	55
Anexo 3	– MiniIMU-9 v2 (LSM303DLHC).	57
Anexo 4	– Arduino Nano (ATmega 328).	58
Anexo 5	– Flexiforce 100 lbs.	59
Anexo 6	– Datos de calibración para el sensor de fuerza.	60
Anexo 7	– Batería sellada de ácido-plomo.	61
Anexo 8	– Arduino Motor Shield (L298).	62
Anexo 9	– Código Fuente en MATLAB.	63
Anexo 10	– Manual de Usuario.	69

1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presentan brevemente el planteamiento del problema que abordará esta tesis, además se hace mención de las soluciones más sobresalientes tratadas de forma somera, los objetivos generales, particulares de este trabajo y por último la estructura que llevara esta tesis.

1.1 Planteamiento del Problema

En la actualidad, el nueve por ciento de la población total en México forma parte de la población adulta mayor, es decir mayores de 60 años de edad, y de acuerdo con datos obtenidos de la Comisión Económica para América Latina y el Caribe (con siglas en español CEPAL) el porcentaje de envejecimiento en la población mexicana incrementará a un 13.9% en el año de 2025, y para el año 2050, a un 26.5%; por lo que se puede deducir que para el año 2050 más de un cuarto de la población en México será parte de la población adulta mayor.

Según datos expresados por el Consejo Nacional de Población (CONAPO), alrededor de una tercera parte de la población de adultos mayores se encuentran actualmente trabajando y formando parte activa en la sociedad, a diferencia de lo que ocurre en los países industrializados, ya que en estos países la mayor parte se encuentran retirados; y esto se asocia principalmente a la baja cobertura de los sistemas de pensiones entre los adultos mayores de este país, mientras tanto la otra parte se declara económicamente inactiva dedicándose principalmente a labores en el hogar [2].

Por otra parte, el envejecimiento demográfico también implicará un incremento en la prevalencia de alguna discapacidad tanto motriz, auditiva, visual, etc., que se verá incrementada gradualmente a partir de los 45 años de edad, tanto en hombres como mujeres, pero ésta tendrá a presentar mayor repercusión a partir de los 70 años, cuando los riesgos por una incapacidad podrá afectar directamente el estilo de vida de una persona adulta mayor.

El tipo de discapacidad predominante entre los adultos mayores, es la discapacidad motriz, que afecta al 56% de los hombres, 62% de las mujeres, seguida por la discapacidad visual con un 33%, 32%, y por último la discapacidad auditiva que afecta en un 27% y 19% de los hombres y mujeres respectivamente [2].

Los avances que se han tenido en la ciencia y tecnología, han podido inferir que el tipo de discapacidad motriz trae consigo grandes problemas en la salud, ya que se ha demostrado que la inactividad en personas adultas mayores es causante de un incremento en peso (Obesidad) y en casos más alarmantes una muerte prematura [3], además de traer consigo un problema de autoestima, al sentirse como una carga para sus familiares, ya que por lo general se encuentran asistidos por alguno de ellos.

Es por eso que se recomienda el uso de dispositivos de asistencia que los ayuden a recuperar su actividad disminuida por alguna discapacidad, llamados dispositivos de asistencia ambulatoria, incluyendo lo que son bastones, muletas, andaderas simples o de múltiples ruedas para realizar lo que se considera una marcha “normal”.

Los dispositivos de asistencia ambulatoria ayudan a recuperar la movilidad de la población con alguna discapacidad motriz, esto impacta positivamente en la autoestima del adulto, al proporcionar mayor seguridad al realizar sus labores, independizándose y ayudándoles a tener una buena salud tanto física como mental, que repercutirá directamente en su calidad de vida [4].

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar un dispositivo mecatrónico que ayude a mejorar el desempeño de la marcha en personas adultas mayores con problemas leves de discapacidad motriz, dar seguimiento de la discapacidad del adulto mayor por medio de la relación de la fuerza de sus extremidades; sin que este dispositivo afecte negativamente al paciente, logrando la inclusión de las personas adultas mayores a la sociedad, mejorando su calidad de vida.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Adquirir la aceleración lineal de la persona adulta mayor producida durante el proceso de marcha.
- Adquirir las fuerzas empleadas por la persona adulta mayor sobre las empuñaduras del dispositivo.
- Mostrar y registrar las fuerzas empleadas para dar información de la relación usuario-equipo.
- Diseñar un dispositivo que funcione de forma inalámbrica, para no interferir con el proceso natural de la marcha del paciente.
- Diseñar un dispositivo ligero, de bajo costo, ergonómico y de fácil uso para el usuario.
- Realizar una interfaz gráfica donde puedan controlarse las pruebas.

1.3 Estructura de la tesis

En el capítulo uno se presenta el planteamiento del problema de la tesis, junto con soluciones empleadas a resolverlo, que se han presentado en los últimos años; los objetivos generales, específicos del trabajo y finalmente la estructura que seguirá el trabajo.

En el capítulo dos se describen los antecedentes, los avances científicos y tecnológicos que se encuentran relacionados con el tema. También se presentan los fundamentos teóricos básicos necesarios para comprender el problema y el porqué de la solución propuesta.

En el capítulo tres se explican los pasos desarrollados para la construcción del sistema propuesto como solución, incluyendo fórmulas, circuitos, teoremas y deducciones usadas sobre el trabajo experimental.

En el capítulo cuatro se describen las pruebas realizadas para la validación del sistema y resultados obtenidos.

En el último capítulo se presentan las conclusiones del trabajo realizado, y del posible trabajo futuro que se puede realizar sobre el dispositivo.

Finalmente, al final del trabajo se muestran las referencias, los apéndices que incluyen programa y la hoja de datos de los principales dispositivos empleados.

2. ANTECEDENTES

En este capítulo se presentan los antecedentes que sirven para tener una mejor comprensión del método elegido, para solucionar el problema, además del estado del arte y las soluciones propuestas para cumplir los objetivos de este trabajo.

2.1 Conceptos Básicos

2.1.1 Centro de Gravedad

En efectos de la fuerza, comúnmente se imagina que toda la masa se encuentra concentrada en un punto, que deberá ser llamado centro de gravedad. En el caso del cuerpo humano (cuerpo irregular), es necesario determinarlo midiendo la distribución del cuerpo. Se puede establecer que el centro de gravedad del cuerpo se localiza enfrente de la unión lumbosacra, siendo cierto para las personas de pie en posición anatómica; pero también es cierto que cualquier movimiento en el cuerpo ocasionará que se mueva el centro de gravedad (Fig. 1).

Las leyes de la mecánica dicen que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, pero debido a las uniformidades que existen en la marcha el centro de gravedad se desvía de una línea recta.

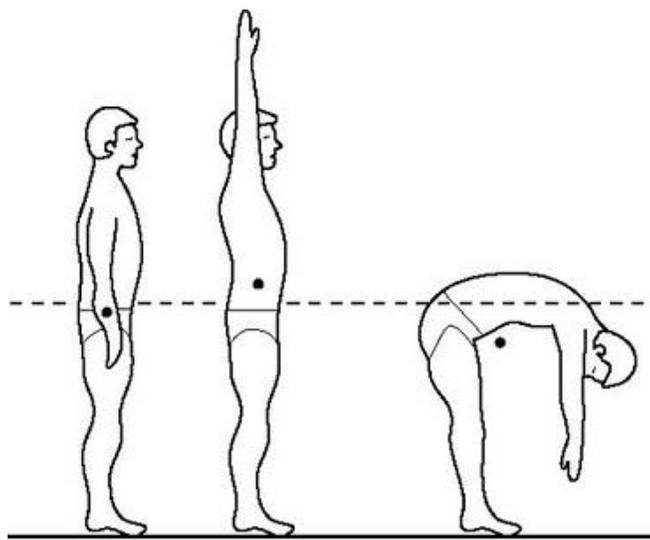


Fig. 1. Centro de gravedad del cuerpo humano

2.1.1.1 Desplazamiento Vertical

En la marcha normal del ser humano, el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto del centro de gravedad se produce cuando la extremidad inferior que soporta el peso, se encuentra en su fase de apoyo, mientras que el punto más bajo ocurre en el momento que ambas extremidades están en contacto con el suelo.

El punto medio de este desplazamiento vertical en un adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos en su desviación (Fig. 2).

2.1.1.2 Desplazamiento Lateral

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, existe una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se soporta el peso del cuerpo.

El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro, siendo este desplazamiento lateral en un adulto masculino de alrededor de 5 cm. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves (Fig. 2).

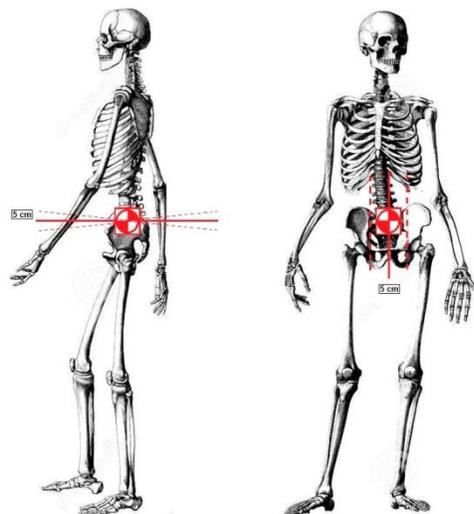


Fig. 2. Desviación del centro de gravedad del cuerpo humano

2.1.2 Movimiento Lineal

Existen dos conceptos primordiales usados cuando se presenta un movimiento lineal: la velocidad y la aceleración, siendo la velocidad de un objeto la variación de su posición en un tiempo determinado, o la distancia recorrida de un objeto en un tiempo determinado. La diferencia que existe entre la rapidez y velocidad, es que la primera es una unidad escalar mientras que la otra es una unidad vectorial, y tienen como unidades de medida el metro sobre segundo (m/s).

La aceleración es la variación de la velocidad de un cuerpo en un tiempo establecido; por lo tanto si no existe un cambio en la velocidad o la velocidad permanece constante no existe aceleración o la aceleración es igual a cero. Un decremento de la velocidad ocasiona una aceleración negativa llamada desaceleración o retardo, la unidad de medida de la aceleración es metro sobre segundo cuadrado (m/s^2).

2.1.3 Movimiento Angular

Se refiere al movimiento circular alrededor de una línea imaginaria llamada eje de rotación. El movimiento rotatorio se representa mediante el vector de velocidad angular, que es una medida de la velocidad de rotación.

Un objeto que rota tiene una velocidad angular, y si esta cambia en un determinado tiempo existiría una aceleración angular. Se pueden obtener los ángulos de giro, integrando la velocidad angular, ya que como se mencionó, esta medida denota la variación del ángulo en un tiempo determinado.

Mientras se realiza el proceso de marcha, la pierna tiene una velocidad angular, consigo una aceleración y desaceleración angular; de la misma forma la aceleración lineal depende de la presencia de una fuerza. La aceleración angular solo existirá si se presenta un momento de fuerza y es expresada comúnmente en radianes por segundo cuadrado (rad/s^2).

2.2 Marcha Humana

La palabra marcha, describe la manera o estilo del caminar de una persona 'normal' y puede ser definido como:

“Un método de locomoción, que involucra el uso de las dos extremidades inferiores alternadamente, para proveer al individuo movimiento, apoyo y equilibrio mientras se realiza.” [5]

Para excluir el proceso de correr de esta definición, se debe de agregar que al menos un pie debe permanecer en contacto con el piso en todo momento.

2.2.1 Terminología empleada en el análisis de marcha.

2.2.1.1 Frecuencia o Cadencia

Es el número de pasos por unidad de tiempo que determina el ritmo y rapidez de la marcha, depende directamente de la longitud de las extremidades, el peso corporal y la habilidad para caminar.

2.2.1.2 Movimiento de los pies

Los términos usados para describir el desplazamiento de los pies durante el análisis de marcha (Fig. 3) son:

Zancada, distancia lineal recorrida entre dos eventos iguales, repetidos de la misma extremidad inferior, y se determina al iniciar el contacto de una extremidad hasta el próximo contacto inicial de está.

Ancho de paso (*base of support*), distancia lineal que existe entre dos partes del miembro inferior, usualmente medida en el punto medio de la parte trasera del tobillo, algunas veces se puede considerar debajo del centro de la articulación de la rodilla, se encuentra relacionado directamente con la estabilidad y el equilibrio.

Paso corto, distancia lineal producida desde el contacto inicial de una extremidad hasta el contacto inicial de la otra extremidad.

Ángulo de paso, orientación del pie durante la fase de apoyo que mide alrededor de 5 a 8°.

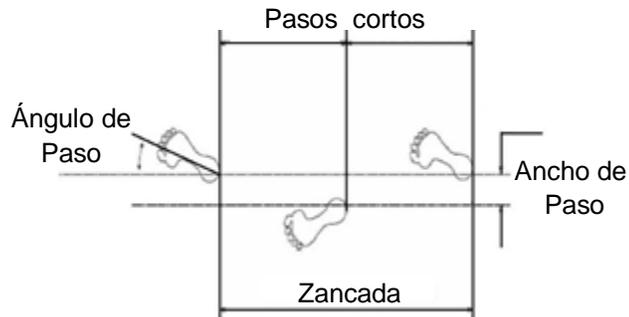


Fig. 3. Terminología empleada en análisis del movimiento de los pies.

2.2.2 Ciclo de marcha.

El ciclo de marcha está definido por dos fases sucesivas de la misma extremidad, para establecerlo es necesario escoger una de las dos extremidades sobre la cual se establecerá el contacto inicial, necesario para identificar el ciclo. El ciclo se encuentra dividido en siete eventos y dos fases. La fase de apoyo, donde el pie se encuentra en el piso, que se subdivide en cuatro eventos, y la fase de balanceo donde el pie se encuentra en el aire y se subdivide en tres eventos.

La duración total del ciclo de la marcha comprende desde cuando el pie contacta el piso, hasta que se vuelve a producir nuevamente el contacto sobre el piso con el mismo pie.

2.2.2.1 Fase de Apoyo

Contacto Inicial (0-2% C. de M).

Este evento incluye el momento cuando el pie seleccionado toca el piso, la posición de las articulaciones determinan los patrones de respuesta de carga de los miembros y tiene como objetivo el iniciar la fase de apoyo con el contacto del talón.

Evento 1.- Respuesta a la carga (0-10% C. de M).

Es el periodo inicial donde ocurre el soporte con doble apoyo (ambos pies en contacto), inicia con el contacto inicial, continúa hasta que el otro pie es levantado para iniciar el balanceo, y tiene como objetivos absorber el impacto producido sobre el cuerpo y proporcionar estabilidad.

Evento 2.- Apoyo medio (10-30% C. de M).

Inicia cuando el pie es levantado, continuando hasta que el peso del cuerpo se alinea sobre el empeine, en este evento inicia el soporte con un solo miembro y tiene como objetivo dar estabilidad de las extremidades y el tronco.

Evento 3.- Apoyo Terminal (30-50% C. de M).

Esta etapa completa el soporte con un solo miembro e inicia cuando el talón se levanta y continúa hasta que el otro pie contacta el piso. A lo largo de este evento el cuerpo se mueve hacia adelante del empeine.

Evento 4.- Pre-balanceo (50-60% C. de M).

Es el evento final de la fase de apoyo e inicia con el contacto inicial del pie opuesto y termina con el despegar el primer dedo del pie (hallux), en este evento se inicia la liberación del peso de la extremidad para transferirse al otro miembro.

2.2.2.2 Fase de Balanceo

Evento 5.- Balanceo inicial (60-73% C. de M).

Es un tercio de la fase de balanceo. Inicia con el levantamiento del pie sobre el piso y se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan de contactar con el suelo.

Evento 6.- Balanceo medio (73-87% C. de M).

La extremidad en movimiento rebasa a la que se encuentra en fase de apoyo como un péndulo, se declara como terminando cuando la tibia se encuentra en posición vertical y el pie se acerca al piso.

Evento 7.- Balanceo final (87-100% C. de M).

Es el evento final de la fase de balanceo e inicia cuando la tibia se encuentra en vertical y termina cuando el pie tiene contacto con el piso. El avance del miembro es completado cuando la pierna se mueve delante del muslo y el cuerpo se prepara nuevamente para la fase de apoyo.

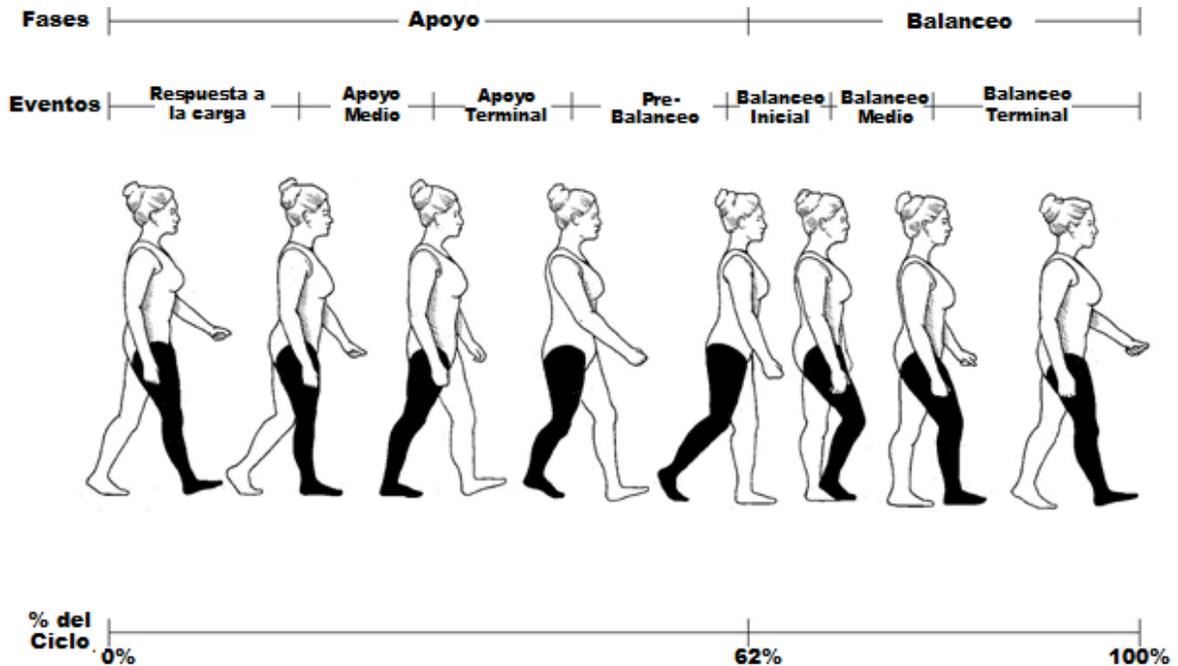


Fig. 4. Ciclo de marcha humana.

2.3 Marcha Senil

El estudio de la marcha en adultos mayores se debe principalmente a los efectos de la edad y algunas condiciones patológicas como la osteoporosis o mal de Parkinson, que se vuelven más comunes conforme al envejecimiento.

Excluyendo las condiciones patológicas, la marcha de los adultos mayores se observa como una reducción de la velocidad de los pasos, en comparación con la marcha de un adulto joven, por lo cual se establece que la marcha de una persona adulta mayor no es una marcha patológica [5] (Anexo 1).

Los cambios en la marcha debido al envejecimiento toman lugar entre los 60 - 70 años de edad, existiendo una reducción en la zancada, el movimiento vertical de la cabeza, un incremento en el ancho de paso, al igual que el movimiento lateral de la cabeza, duración de la fase de apoyo, y lo más notorio, un decremento en la velocidad del ciclo de marcha de las personas adultas mayores en comparación con una persona adulta joven. Estos se deben a que los adultos mayores necesitan mantener el equilibrio mientras se desplazan, por lo que se nota la clara reducción de la zancada y el aumento en el ancho del paso que proporciona un grado mayor de confianza al realizar el proceso de marcha y siendo en algunos casos es necesario utilizar un dispositivo de asistencia ambulatoria para recuperar la confianza.

La semiología de la marcha senil se describe como:

“Lenta y de pasos pequeños (bradibasia), el talón del pie que avanza no llega a adelantar la punta del otro pie. Los pies apenas se levantan y toda su planta roza el suelo al caminar. El adulto se encuentra tembloroso, anda de modo inseguro y vacilante. La marcha es rígida y los pequeños pasos presentan frecuentes paros intercalados (marcha de Petren).” [6]

2.4 Dispositivos de asistencia ambulatoria

Un dispositivo de asistencia es aquel producto, herramienta o tipo de dispositivo que ayuda a una persona a desempeñar una tarea o actividad, como el moverse, ver, comunicarse, comer o vestirse.

En el caso de los dispositivos de asistencia ambulatoria, se habla de aquellos que ayudan a una persona con algún tipo de discapacidad o problema de movilidad para trasladarse de un lugar a otro, teniendo como objetivo el mejorar la movilidad, reducir la discapacidad, retrasar el deterioro funcional e independencia del paciente para realizar sus actividades [7] [8].

La discapacidad y los problemas de movilidad incrementan considerablemente a partir de los 70 años de edad [2], por lo que se recomienda el uso de dispositivos de asistencia ambulatoria como: bastones, muletas y andaderas. Usados para mejorar el equilibrio, incrementar el ancho de paso y aumentar su actividad diaria [9], trayendo consigo una demanda energética y musculoesquelética.

Es necesario seleccionar correctamente el dispositivo a usar, teniendo en cuenta la fuerza remanente del paciente, resistencia, equilibrio, funciones cognitivas, y las demandas ambientales a las que se somete con regularidad [10] (Fig. 5).

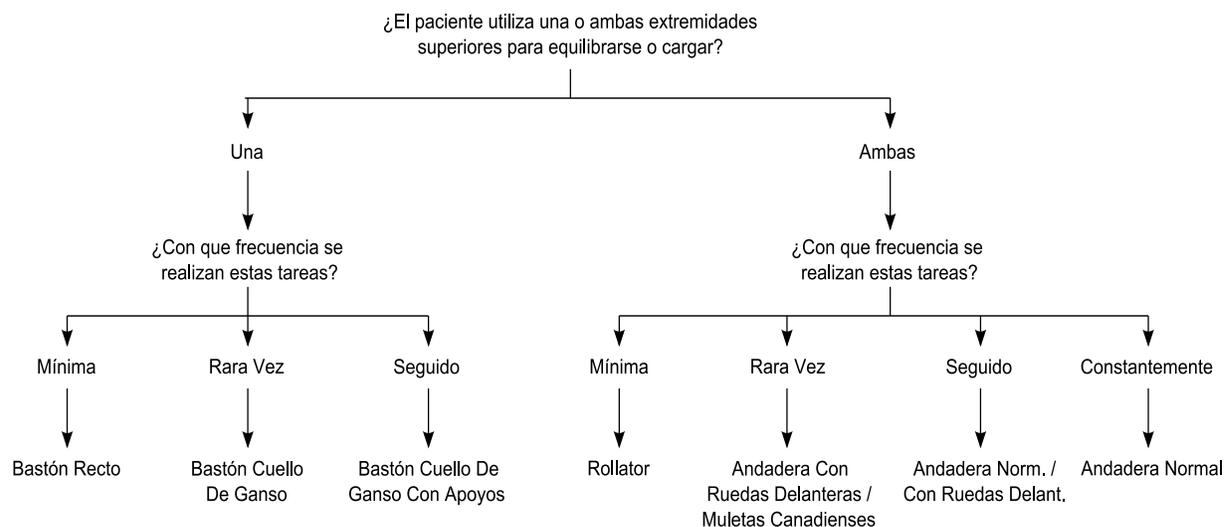


Fig. 5. Selección de dispositivo de asistencia ambulatoria.

2.4.1 Bastones

Distribuyen el peso corporal existente sobre una extremidad inferior lastimada o débil del paciente, ampliando el ancho de paso, incrementando su estabilidad y proveyendo información acerca del suelo.

2.4.1.1 Bastón Recto (Estándar)

Tiene un mango redondo en forma de gancho, ayuda a mantener el equilibrio en pacientes que no usan una de las extremidades superiores al caminar [11].



Fig. 6. Bastón recto.

2.4.1.2 Bastón Cuello De Ganso

El peso del paciente se transmite desde el mango al caminar y recae directamente a todo lo largo del propio bastón hasta el suelo, brindando mayor estabilidad al caminar, apropiado para personas que ocasionalmente usan su extremidad superior, o personas con problemas causados por osteoartritis [11].



Fig. 7. Bastón cuello de ganso.

2.4.1.3 Bastón Cuello De Ganso Con Apoyos

Comúnmente de tres o cuatro apoyos que dan un máximo apoyo, ideal para pacientes con dificultad para mantener el equilibrio (pacientes hemipléjicos) [12].



Fig. 8. Bastón cuello de ganso con apoyos.

2.4.2 Muletas

Ayudan al equilibrio, estabilidad y contribuyen a la redistribución del peso corporal, llegando a soportar una sola muleta hasta el 80%, mientras que cuando se usan dos se puede soportar el 100% de éste [13], sin embargo los usuarios requieren de tener fuerza en hombros y brazos, y un gasto energético considerable.

2.4.2.1 Muletas Axilares

El apoyo axilar se encaja en la cara anterolateral del tórax, evitando la descarga sobre esta zona, puesto que puede comprimirse algún nervio o alguna arteria que pase por la zona axilar [13].



Fig. 9. Muleta axilar

2.4.2.2 Muletas Canadienses

Utilizan una abrazadera que engloba el antebrazo y una empuñadura para asir con la mano, lo que permite al paciente liberar una de sus manos y subir escaleras.



Fig. 10. Muleta Canadiense

2.4.2.3 Muletas De Plataforma

Tiene una plataforma horizontal para soportar toda la carga del antebrazo, ideal para pacientes que tienen lastimadas o debilitadas las muñecas.



Fig. 11. Muleta de plataforma.

2.4.3 Andaderas

Mejoran la estabilidad en pacientes con debilidad en las extremidades inferiores o con falta de equilibrio, mejorando su movilidad mediante el aumento de la base del ancho de paso y redistribuyen el peso corporal. Pueden ser difíciles de utilizar y causantes de lesiones por la mala postura durante su uso.

2.4.3.1 Andaderas Estándar

Es la andadera más estable, proporciona la marcha más lenta, debido a que el paciente debe de enfocarse en levantarla del suelo durante cada paso y es ideal para pacientes con ataxia cerebelosa [14].

2.4.3.2 Andaderas Con Ruedas Delanteras

De menor estabilidad que la andadera estándar, mantiene una marcha más normal y es ideal para las pacientes que no pueden levantar la andadera estándar.

2.4.3.3 Andadera De Cuatro Ruedas

Ideal para pacientes que pueden soportar su propio peso y mantenerse de pie, no recomendable para pacientes con problemas cognitivos y de equilibrio [15].



Fig. 12. a) Andadera Estándar, b) Andadera Con Ruedas Delanteras, c) Andadera de Cuatro Ruedas (Rollator)

Ventajas

El uso constante de los dispositivos de asistencia ambulatoria pueden mejorar el equilibrio, la estabilidad del paciente al incrementar su ancho de paso y distribuir el peso existente en las extremidades inferiores; para ayudar a reducir el dolor, debilidad o lesión de alguna articulación.

La meta de los dispositivos es, mejorar la movilidad del paciente, reducir la discapacidad, retrasar el desgaste natural por envejecimiento de la locomoción humana y otorgar independencia al paciente, al no requerir de cuidados para realizar sus actividades. Los pacientes que han utilizado estos dispositivos han demostrado un aumento de autoestima, confianza y seguridad, ligado a un incremento de sus movimientos, mostrado mejorías en sus funciones cardiorrespiratorias [7].

Desventajas

Los dispositivos de asistencia ambulatoria demandan atención, fuerza, concentración, y el usarlos de forma incorrecta podría ocasionar caídas, lesiones graves [14], esfuerzos considerables sobre las articulaciones de las extremidades superiores causando tendinitis, osteoartritis, y síndrome del túnel carpiano [7].

El acto de levantar y avanzar con el dispositivo puede resultar en inestabilidad de las fuerzas biomecánicas, y el equilibrio del paciente se puede ver comprometido al intentar manejar el dispositivo; por lo que se puede incrementar el riesgo de una caída y además puede interferir con los movimientos naturales de la cintura al caminar.

Estos problemas se presentan debido a la falta de regulación de los dispositivos en el país, ya que solo un tercio de los pacientes los obtienen posteriormente a una evaluación médica, y solo el 20% recibe información de cómo usarlos correctamente [9]; mientras que el 30% al 50% de los pacientes decide dejar de usarlos por no comprender su funcionamiento.

2.5 Solución propuesta

La marcha senil se caracteriza por ser lenta y de pasos pequeños. El paciente se encuentra tembloroso, anda de modo inseguro y vacilante, por lo que se propone utilizar un dispositivo de asistencia ambulatoria para mejorar su confianza al caminar.

En concreto una andadera de cuatro ruedas, debido a que son fáciles de manejar, no requieren de ser levantados durante cada uno de los pasos, posee un asiento y recargadera para que el paciente descanse después de usarla; teniendo como desventajas el no soportar todo el peso del paciente, además de llegar a ser inestable, por lo que los pacientes que usan el dispositivo requieren de tener fuerzas suficientes para controlarlo y evitar caídas. Las caídas pueden llegar a disminuirse, si se le otorga al paciente una mayor seguridad y confianza durante su uso, adicionando a la andadera un sistema de seguimiento del paciente. El sistema debe de ser capaz de detectar cuando el paciente desee moverse, cuando no, proporcione un frenado para evitar deslizamientos equivocados y ocasionar que la andadera se aleje del paciente, aumentando su inseguridad, ocasionando alguna caída o frustración.

Se estudia también, las cargas producidas sobre las empuñaduras del dispositivo para conocer y evaluar la interacción del paciente-dispositivo (reacción natural del cuerpo al existir un grado de desconfianza), además de permitir el realizar evaluaciones graduales, de las fuerzas utilizadas por los pacientes durante su uso, llegando a ser importantes para detección de enfermedades posteriores.

El sistema realiza las tareas descritas anteriormente como se muestra en la figura 13:

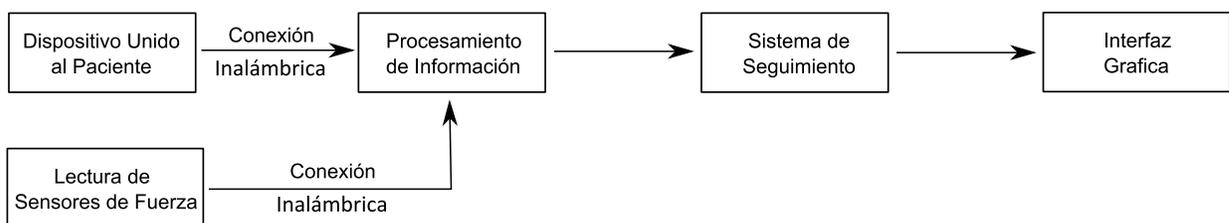


Fig. 13. Diagrama a Bloque de la solución propuesta.

2.6 Estado del arte

El estudio sobre dispositivos de ayuda ambulatoria creció de forma considerable a finales del año 2010, debido a que se espera que para el año 2050 más de dos millones de personas sean adultos mayores.

En primer lugar se tiene que, en junio del 2007, se presentó en la conferencia internacional de rehabilitación robótica del Instituto de ingeniería eléctrica y electrónica (IEEE por sus siglas en inglés), un trabajo acerca de una andadera empleada en el área de rehabilitación, que proporcionaba asistencia para poner de pie a un adulto mayor, utilizando un manipulador paralelo, además de combinar un control de fuerza y posición, usando como referencia la técnica empleada por los enfermeros al asistir a un paciente, centrándose en que esté utilice su fuerza remanente para no reducir su fuerza muscular [9].

En abril del año 2008, se presenta en la conferencia internacional de Identificación por radio frecuencia (RFID), un trabajo sobre un nuevo dispositivo de ayuda ambulatoria, llamado andadera inteligente, con la idea de ayudar a la población adulta mayor a mantener su independencia en ambientes desconocidos, *iWalker* como se le conoce (Fig. 14), asume el operar en un mundo inteligente, con la ayuda de sensores embebidos para la toma de decisiones [16]; teniendo como inconveniente el uso de tapetes con marcas, lo que ocasionaba que el ambiente no fuese totalmente desconocido.



Fig. 14. Dispositivo *iWalker*

En el mismo año el mes de mayo, se publicó en la revista *Workshop on Medical Measurements and Applications* una investigación sobre un prototipo de andadera inteligente [17], enfocada al monitoreo de la actividad física de las personas adultas mayores, tales como: distancias recorridas, velocidad, gasto energético, fuerza y ritmo cardiaco, para ser enviada directamente al paciente o al especialista por medio de internet, para conocer cómo ha sido el desempeño del paciente durante el uso de la andadera.

En los últimos años, se han realizado investigaciones acerca de las andaderas inteligentes, como ejemplo: la investigación realizada en Portugal en el año 2011, tratándose de un sistema diseñado específicamente para usarse en pruebas de rehabilitación de personas adultas mayores, que han sufrido derrame cerebral, que permitiría al fisioterapeuta analizar el proceso de marcha de manera automática o semiautomática, extrayendo información relacionada con la habilidad disfuncional motora o sensorial existente, realizando una interfaz para dispositivos móviles con sistema operativos Android OS [18]. En el año 2013 la universidad de Queen's en Canadá realizó un estudio acerca de un control inteligente sobre una andadera [19]. El control propuesto tiene como objetivo, proporcionar una interacción realista entre el usuario y su andadera, por medio de las fuerzas aplicadas sobre la andadera, siendo procesada esta información por una computadora local, que a su vez era la encargada de enviar la señal de control a los motores, de acuerdo a la fuerza aplicada, es decir al superar un umbral de fuerza establecida, la velocidad de los motores es proporcional a la fuerza medida por los sensores.

A principios del año 2014 inicio un proyecto sobre andaderas inteligentes por parte de la universidad de Umea en conjunto con el hospital de Norrland en Suecia que tiene como objetivo la detección/evasión de objetos al usar una andadera, además de prevenir que la gente adulta mayor sufra alguna caída al usar estos tipos de dispositivos de asistencia ambulatoria, para impactar de manera positiva en el mercado comercial activo de los dispositivos en este país.

3. DESARROLLO

En este capítulo se explica el método de desarrollo del dispositivo empleado para solucionar el problema, así como diagramas eléctricos, deducciones utilizadas para diseñar, construir el prototipo, por último los protocolos experimentales y de evaluación que permitirán su reproducción.

3.1 Sistema Propuesto.

De acuerdo a los puntos tratados en capítulos anteriores, para mejorar la seguridad y el desempeño durante la marcha de las personas adultas mayores es recomendable utilizar un dispositivo de asistencia ambulatoria, por lo que se debe de diseñar un sistema que proporcione seguridad, estabilidad y de fácil manejo para el paciente. El sistema debe evitar caídas, frecuentes al utilizar dispositivos de asistencia ambulatoria, además de proporcionar información de la fuerza aplicada sobre las empuñaduras del dispositivo, importante para el seguimiento de la relación usuario-maquina durante los periodos de prueba y evaluación.

3.1.1 Sistema Mecatrónico Propuesto.

Para solucionar el proyecto, se modificó un dispositivo de asistencia ambulatoria comercial, una andadera de cuatro ruedas, agregando dos motores, para proporcionar el movimiento lineal, uno en cada rueda delantera para no estorbar durante la marcha del adulto y se agregaron sensores de fuerza para la medición de la fuerza aplicada sobre las empuñaduras de la andadera.



Fig. 15. Sistema Mecatrónico propuesto.

3.1.2 Software Propuesto.

Se decidió seguir el siguiente esquema para la realización del software (Fig. 16).

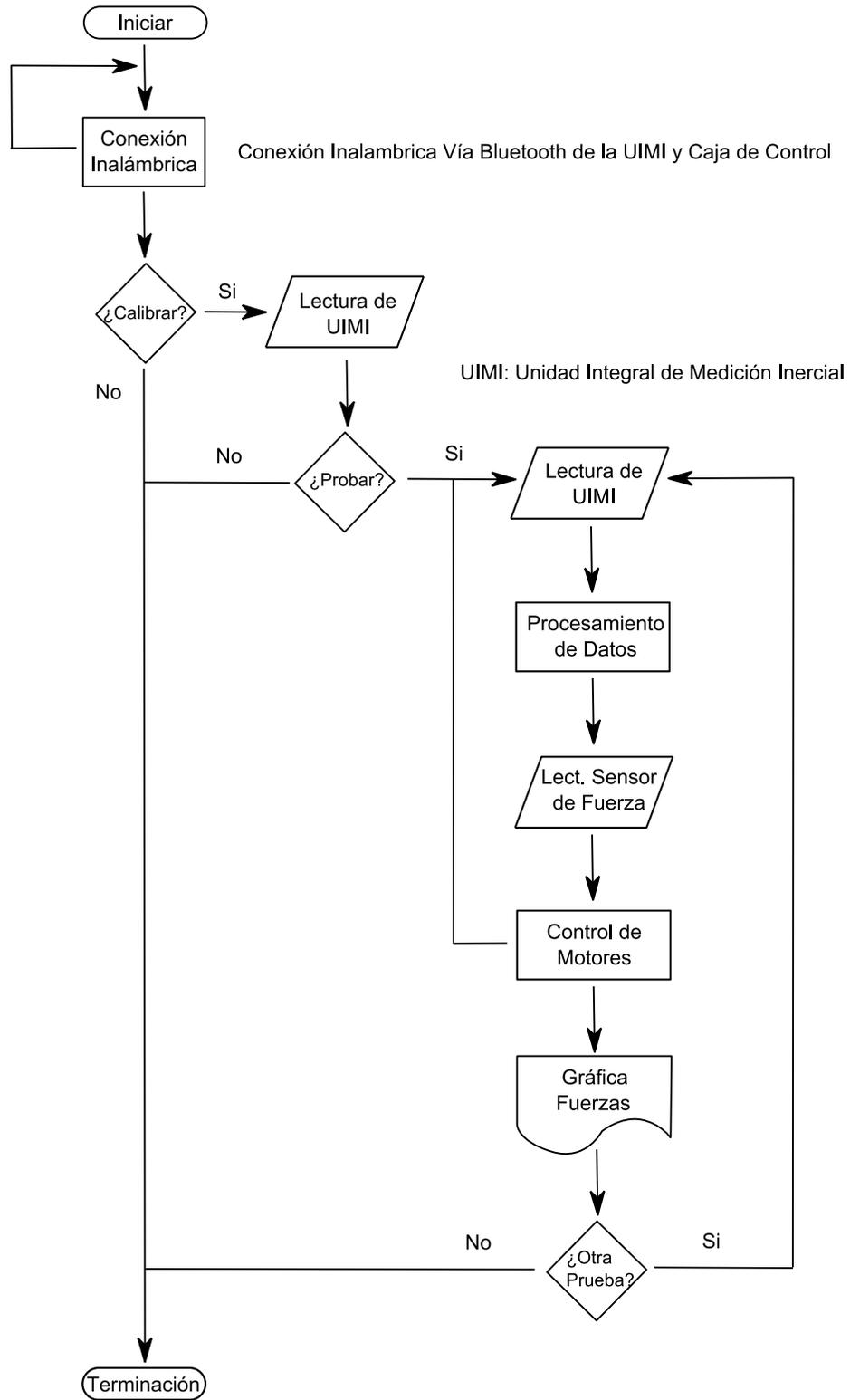


Fig. 16. Diagrama de flujo de la solución propuesta.

En el diagrama anterior se muestra a grandes rasgos el cómo se dio solución al problema para lograr los objetivos establecidos por el proyecto:

- Realizando las conexiones inalámbricas de los dispositivos de la unidad integral de medición inercial y la unidad de control, optando por el tipo de conexión Bluetooth, debido a la compatibilidad con la tarjeta de desarrollo Arduino, empleada en el proyecto, además por su configuración amigable con el entorno Arduino, y el bajo costo de la tecnología bluetooth.
- Lectura de los sensores dispuestos en la unidad integral de medición inercial, para realizar la calibración del dispositivo, debido a los errores y desbalances de medición de los sensores.
- Procesamiento de los datos proporcionados por la unidad integral de medición inercial, realizando la lectura de aceleración lineal, por medio de acelerómetros, que ayudaran a controlar los motores situados en la parte delantera del dispositivo, y sensores de fuerza para el control de los motores.
- Lectura de los sensores de fuerza, para realizar estudios de relación paciente-dispositivo.
- Control de Motores, siendo empleada la información obtenida por la unidad integral de medición inercial para el control de lazo cerrado de los motores.
- Control de lazo cerrado en etapa experimental, realizando los procesos anteriores repetidamente hasta la terminación de la prueba.
- Visualización de las fuerzas empleadas sobre las empuñaduras en kilogramos fuerza, para evaluación médica, a través de un archivo electrónico que posee los valores obtenidos durante el uso del dispositivo.

3.2 Conexión Vía Bluetooth.

La conexión bluetooth se realizó gracias a un módulo inalámbrico, conocido como simulador de puerto serial bluetooth, llamado JY-MCU HC-05, el cual es fácil de utilizar en cualquier aplicación con un microcontrolador (*Anexo 2*), en especial con la tarjeta Arduino, el cual cuenta con conexiones específicas para realizar la comunicación bluetooth (Fig. 17), proporcionando un protocolo SPP (*Serial Port Protocol*), de dimensiones pequeñas, bajo consumo de corriente y costo.

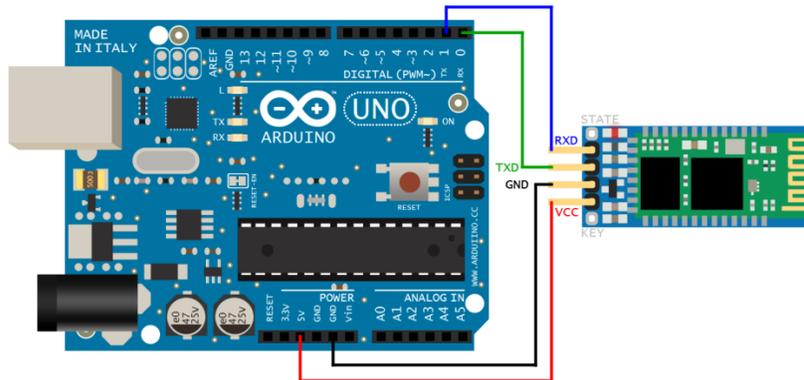


Fig. 17. Conexión Arduino - JY-MCU, HC-05.

3.2.1 Dispositivo de la Unidad Integral de Medición Inercial.

El dispositivo Bluetooth usado para transmitir los datos obtenidos por la UIMI se configuraron a una velocidad de 38400 baudios, para obtener una frecuencia de muestreo aproximadamente de 100 Hz. Se nombró “*IMU*” a esta conexión por sus siglas en inglés “*Inertial Measurement Unit*”, se le asignó una contraseña para que otros dispositivos no se conectaran al programa principal, y ocasionara algún error.

3.2.2 Unidad de Control.

El dispositivo se programó a la misma velocidad que “*IMU*”, para transmitir los datos obtenidos por los sensores de fuerza, y recibir la información procesada por la computadora para el control de motores. El dispositivo se nombró “*Motors*”, por su función de controlar los motores, y al igual que al dispositivo utilizado en la UIMI se le asignó una contraseña.

3.3 Unidad Integral de Medición Inercial (UIMI).

La unidad Integral de Medición Inercial, está conformada por una unidad de medición inercial (IMU), encargada de medir aceleraciones lineales y velocidades angulares, producidos por el cuerpo humano durante la marcha, un microcontrolador, que tiene la función de interpretar la información emitida por la unidad de medición inercial, y un dispositivo para realizar la comunicación Bluetooth.

3.3.1 Unidad de Medición Inercial (IMU).

Es un dispositivo electrónico capaz de medir aceleración lineal, velocidad angular y campos magnéticos, por medio de distintos sensores tales como: acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, empleados para crear un sistema de navegación completo, localizando la orientación del dispositivo en cada momento. La unidad de medición inercial usada en el proyecto, es la MinIMU-9 v2 (Fig. 18), de la empresa Pololu, que posee 3 acelerómetros, 3 giroscopios y 3 magnetómetros, se comunica vía I²C, opera con voltajes de 2.5 a 5.5 volts y posee características de bajo peso, portabilidad y dimensiones inferiores a 0.8" x 0.5".

Se realizaron diferentes pruebas de medición y calibración (Anexo 3), con los sensores de la unidad de medición inercial, se observó que los acelerómetros y giroscopios otorgaban una buena respuesta para el sistema propuesto, dejando para casos posteriores la inclusión de los magnetómetros, que proporcionan información de la orientación, por medio de la medición de los campos magnéticos para la ubicación espacial y obtener ángulos de giro más exactos del dispositivo en ambientes con poca interferencia magnética [20].

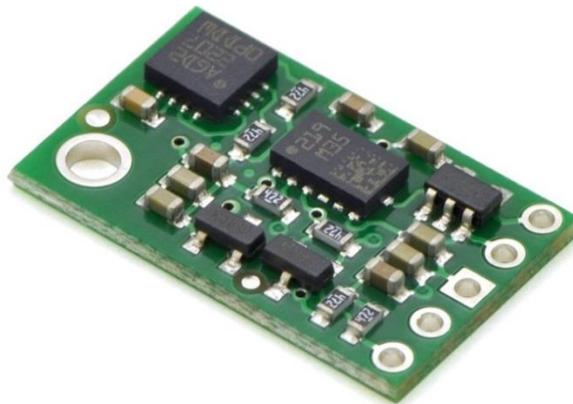


Fig. 18. MinIMU-9 v2 (Anexo 3)

3.3.1.1 Acelerómetros

Se utilizan en aplicaciones médicas donde, se necesita medir aceleraciones producidas por movimientos humanos en el campo de rehabilitación, robótica, etc., debido principalmente a sus dimensiones, disponibilidad, bajo peso y costo [21][22].

Existen diferentes tipos de acelerómetros en el mercado, siendo el integrado en la *IMU*, el circuito LSM303DLHC de tipo MEMS (Sistema microelectromecánico), un acelerómetro tridimensional (Fig. 19), mide la aceleración y los efectos de la gravedad en las tres direcciones del plano cartesiano (Fig. 19)

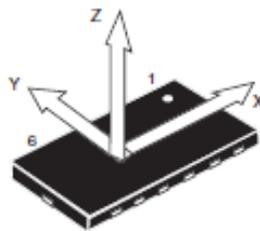


Fig. 19. Disposición detección de aceleración en el sensor.

El acelerómetro LSM303DLHC cuenta con las siguientes características:

- Acelerómetro y magnetómetro digital de tres grados de libertad cada uno.
- Comunicación por I²C.
- $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$ escalas lineales de aceleración.
- Salida de 16-bit.
- Voltaje de alimentación de 2.16 V a 3.6 V.
- Compensador de Temperatura.

El sensor se configuró a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, para no ocasionar conflictos con el dispositivo de comunicación Bluetooth y el software; se realizaron varias pruebas experimentales, con personas sanas, simulando la marcha senil, estableciendo que la escala de $\pm 4g$, es la que compromete menos la lectura del sensor y el ruido de la señal.

3.3.1.2 Microcontrolador

Se requiere acondicionar las señales adquiridas por la unidad de medición inercial al sistema internacional de unidades, para posteriormente ser enviadas por Bluetooth al ordenador. Para realizar estas tareas se utilizó la tarjeta Arduino Nano (Fig. 20), que posee las siguientes características:

- Microcontrolador Atmel ATmega328.
- Un voltaje de operación lógico de 5V, alimentación recomendado de 7 a 12 V.
- 8 entradas analógicas.
- Velocidad de reloj de 16 MHz.
- Dimensiones de 0.73" x 1.70".

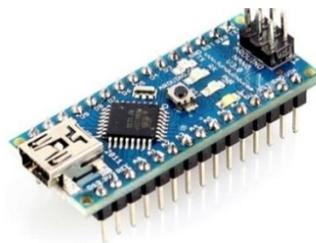


Fig. 20. Arduino Nano (Anexo 4).

3.3.2 Tarjeta Electrónica.

La tarjeta electrónica está constituida por cuatro componentes, tarjeta Arduino Nano, el dispositivo JY MCU HC-05, la unidad de medición inercial y una entrada de alimentación, para una batería de 9 volts, dispuestos como se observa en la figura 21, midiendo 4.5 cm en lo ancho, 6.0 cm a lo largo.

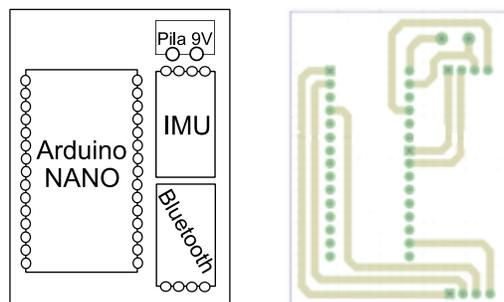


Fig. 21. Tarjeta Electrónica de Unidad Integral de Medición Inercial.

3.3.3 Dispositivo de Unidad Integral de Medición Inercial.

Las dimensiones finales de la tarjeta electrónica fueron de 4.5 x 6 cm, por lo que se decidió realizar una caja de acrílico para contener la tarjeta electrónica y proporcionar un soporte para la alimentación del circuito. La caja de acrílico tuvo dimensiones finales de 4.5 x 6.9 x 2.6 cm., estando al límite de la tarjeta electrónica, el resultado obtenido se muestra en la Figura 22.

La alimentación se determinó después de realizar varias pruebas de descarga con diferentes tipos de baterías (botón, AA y cuadrada), que consistían en dejar en funcionamiento la unidad por periodos de 8 horas, siendo la pila de 9 volts cuadrada de uso comercial, la única en finalizarla y teniendo como inconveniente su peso.

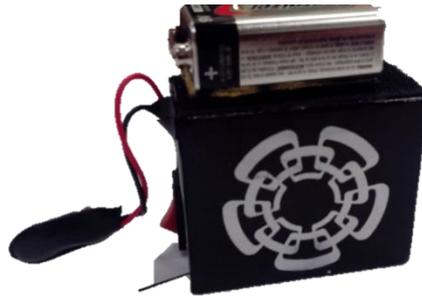


Fig. 22. Unidad Integral de Medición Inercial.

Para realizar las mediciones lo más cercano al centro de gravedad de la persona adulta mayor, se dispuso a utilizar un cinturón ajustable de 1.30 metros de tela elástica, para fijar firmemente el sensor y no lastimar o incomodar al paciente. Agregando en la parte central una tira de velcro de 30 cm, para unir y ajustar en cada momento la unidad integral de medición inercial (Fig. 23).



Fig. 23. UIMI y cinturón ajustable.

3.4 Sensores de Fuerza.

La medición de las fuerzas aplicadas sobre las empuñaduras del dispositivo se realizó por medio de sensores de fuerza, capaces de realizar mediciones confiables, fáciles de unirse a la andadera, para no modificar su diseño ergonómico, y mantener las normas de seguridad del equipo.

Se usaron dos sensores de fuerza flexibles con un rango de operación de 100 lbs de la marca TEKSCAN, llamados flexiforce-100 lbs, que posee las siguientes características:

- Sensor Piezorresistivo.
- Rango de 0 a 100 lbs.
- Presenta flexibilidad sin modificar la lectura.
- Resistencia de $M\Omega$ a $K\Omega$.
- Conector de 3 pines.
- Sensor de Fuerza Puntual.

El rango de operación del sensor de 100 lbs se encuentra sobrado, debido a que la carga producida sobre las empuñaduras en este tipo de andaderas no excede el 15% del peso del usuario. La flexibilidad de los sensores lo hace ideal para acoplarlo sin realizar modificaciones sobre el diseño del dispositivo, y las dimensiones que posee son de 200 mm de largo y 9.5 mm de ancho (Fig. 24), teniendo como inconveniente su área de medición, que se incrementó por medio de un piñón metálico que recomienda usar el fabricante.



Fig. 24. Flexiforce (Anexo 5).

Calibración de los sensores de fuerza

Los sensores Flexiforce son piezorresistivo, varían su resistencia de acuerdo a la fuerza aplicada, por lo que se utilizó una báscula para realizar mediciones de diferentes fuerzas o pesos aplicados, producidos por una fresa mecánica sobre un piñón metálico y no dañar el sensor aplicando la fuerza fuera del área de medición.

Adaptación del Sensor de Fuerza

Los dos sensores de fuerza fueron acoplados mediante un piñón metálico para puntualizar la fuerza producida por la fresa directamente sobre el área de medición, este piñón metálico es recomendado por el proveedor para evitar daños sobre el sensor, y una vez acoplado se ubicó en la parte central de la báscula (Fig. 25).



Fig. 25. Piñón metálico y sensor de fuerza.

Medición de Cargas Sobre el Sensor.

Una vez adaptado el sensor sobre la báscula, se prosiguió a presionarlos con diferentes fuerzas (Fig. 26). La medición se realizó de manera analógica con la tarjeta Arduino uno, teniendo como voltaje de alimentación 5 volts, las mediciones se realizaron a una temperatura ambiente de 25 °C.

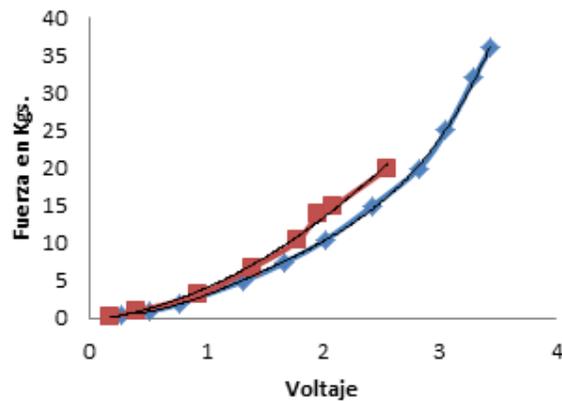


Fig. 26. Sistema de Calibración.

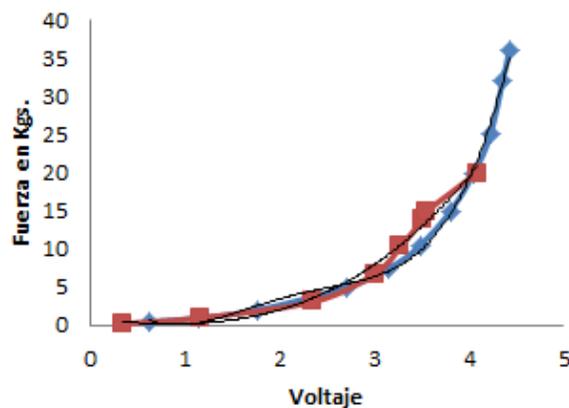
Se realizaron dos mediciones para cada sensor, uno para cada empuñadura (lado izquierdo y derecho). Una medición correspondía a la empuñadura, ya que se contaba con un dispositivo metálico para realizar la transmisión de toda la fuerza aplicada, y la otra del comportamiento ideal del sensor, aplicando la fuerza directamente sobre el sensor por medio de la fresa (Anexo 6).

Calibración (Tendencia).

Una vez teniendo las dos medidas realizadas sobre cada uno de los sensores, se prosiguió a encontrar una ecuación o tendencia para poder realizar la calibración más pertinente para cada uno de los sensores, logrando demostrar en cada uno, que estadísticamente se comportan de manera ideal (Fig. 27), teniendo una correlación de más del 97%, por lo que se decidió utilizar su ecuación ideal para la calibración de cada uno de estos.



(a)



(b)

Fig. 27. Comportamiento de los sensores de fuerza Ideal (azul) y Real (rojo).
a) Sensor izquierdo b) Sensor Derecho.

3.5 Unidad Integral de Control.

Nombrada así porque en ella se encuentra todo lo necesario para controlar la velocidad de los motores, que corresponde al circuito de comunicación entre la placa de control y la computadora de forma inalámbricas.

El circuito de potencia de alimentación de los motores, está basada en una tarjeta electrónica de puentes H compatible con la tarjeta programable Arduino uno, que procesa la información obtenida desde el software, para el control de motores y registrar los datos suministrado por los sensores de fuerzas.

3.5.1 Dispositivo Integral de la Unidad de Control.

El dispositivo integral de la unidad de control se diseñó teniendo en consideración su tamaño y peso para no afectar el desempeño, especificaciones y dimensiones del dispositivo y se encuentra conformado por (Fig. 28):

- Batería de 12 volts, encargada de suministrar voltaje a los circuitos eléctricos y motores.
- Tarjeta de desarrollo con un microprocesador llamada Arduino Uno.
- Circuito de potencia compatible con la tarjeta de desarrollo llamado Arduino Motor Shield.
- Placa electrónica, realiza arreglo de resistencia para la lectura de sensores de fuerza y comunicación vía Bluetooth.



Fig. 28. Dispositivo integral de la caja de control.

3.5.2 Motores.

Se utilizaron motores de corriente directa, para ser alimentados por una batería, con las siguientes características para el funcionamiento del dispositivo:

- Motor de Corriente Directa.
- Motor de poco voltaje de alimentación.
- Dimensiones pequeñas, de no más de 50 cm lineales.
- Ligero.
- Torque suficiente para romper fricción del piso.
- Corriente de consumo bajo menor de 1 A.

Se probaron distintos motores, que cumplían las características anteriormente mencionadas; en primera instancia se optó por usar motores de limpiaparabrisas (Fig. 29) para carros pequeños, que se comportaban de manera correcta durante las pruebas de arranque de los motores, pero al realizar pruebas junto con el equipo de manera integrada. Se observó que no se producía el suficiente torque, debido a que estos motores poseen una transmisión de plástico que se agrieta o fractura al superar los límites de torque, presentando además un inconveniente con la corriente consumida, ya que está era superior a los 1.5 Amperes por cada uno de los motores (tres Amperes en total), por lo que se realizó un cambio en las características deseadas de los motores, siendo que se requería que tuvieran una transmisión metálica para no fracturarse o agrietarse durante su uso.



Fig. 29. Motorreductor para limpiaparabrisas.

Por lo que se usaron motores de corriente directa de 24 volts con características de: transmisión de engranajes metálica, bajo consumo de corriente en uso (0.5 A), dimensión lineal de 40 cm y una relación de torque de 1:120.

Una vez conseguidos los motores, se acoplaron con nuevas ruedas de 8" de diámetro, para ajustar el espacio aumentado por los motores, por medio de una flecha metálica, acoplada al dispositivo por medio de un tornillo con cuerda por un ángulo metálico soldado a 90 grados como se muestra en la figura 30:



Fig. 30. Acoplamiento de Motor con Rueda.

3.5.2.1 Batería de Alimentación.

La alimentación de los motores, como ya se indico es de 24 volts, pero al realizar las pruebas se observó que a este voltaje las ruedas se movían muy rápido, por lo que se realizaron pruebas a diferentes voltajes, escogiendo los 12 volts, debido a la existencia de diferentes baterías en el mercado con este voltaje. Se utilizó una batería recargable de ácido-plomo de 12 volts (Fig. 31).



Fig. 31. Batería Sellada de Ácido – Plomo (Anexo 7).

3.5.2.2 Circuito de Potencia.

La corriente para mover los motores fue suministrada por medio de un circuito de potencia, fabricado por la misma compañía que la tarjeta Arduino, para eliminar problemas de compatibilidad y espacio, teniendo por nombre Arduino Motor Shield (Fig. 32) que posee las siguientes características:

- Puente H dual, basada en dispositivos L298.
- Controla la velocidad y dirección, por modulación de ancho de pulso.
- Alimentado con voltajes de 5 a 12 volts.
- Dos amperes para cada una de sus salidas de control.

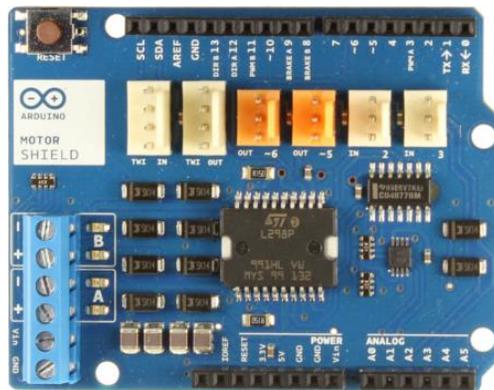


Fig.32. Arduino Motor Shield (Anexo 8).

El controlar la velocidad, dirección de giro de los motores se realizó a través de la modulación por ancho de pulso o por sus siglas en inglés PWM (Fig. 33), las conexiones se encuentran directamente asignado a los pines de la Arduino, por lo que solo se requiere configurar el funcionamiento de la tarjeta vía software.

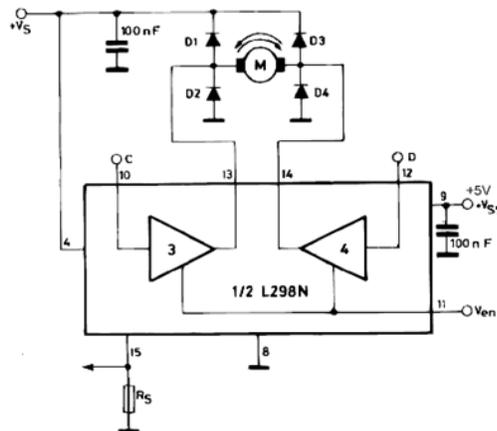


Fig.33. Diagrama Simplificado del Puente H (Anexo 8).

3.5.3 Tarjeta Electrónica.

Realizar la comunicación inalámbrica entre el dispositivo de potencia con el ordenador, es uno de los objetivos del proyecto, dejando en claro que se desea tener un dispositivo que no interfiera con la marcha del usuario, por lo que el uso de cables para comunicación fue desechado desde el inicio del proyecto.

La comunicación inalámbrica se realizó por medio de un dispositivo Bluetooth, por lo que se realizó una placa desmontable sobre la Arduino Uno, que fuese de uso genérico, de fácil manipulación, de bajo costo, agregando un juego de resistencias para realizar las mediciones proporcionadas por los sensores de fuerza, aprovechando el rango dinámico que la tarjeta desarrolladora nos podría entregar, la tarjeta electrónica esta predispuesta como se puede observar en la figura 34.

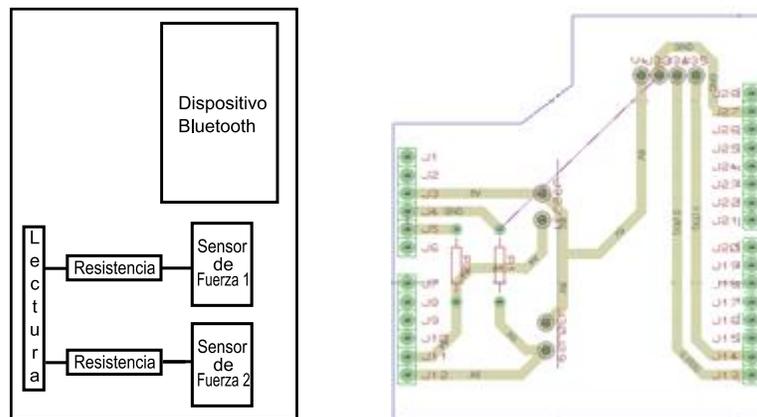


Fig. 34. Tarjeta electrónica de potencia.

Las dimensiones finales de esta tarjeta electrónica son de 6.7 X 5.4 cm; por lo que se puede deducir que el largo final de la caja de control fue de no más de 20 cm de largo por 7 cm de ancho, cumpliendo con el objetivo planteado al inicio (dimensiones pequeñas sin modificar el peso del dispositivo). La unidad tiene 10 borneras para realizar las conexiones de la batería (2), sensores de fuerza (4) y los cables de los motores (4).

3.6 Periféricos de Entrada, Salida (Anexo 9).

En este apartado se describe cómo se llevó a cabo la interacción entre las mediciones realizadas y el funcionamiento del dispositivo, gracias a la herramienta de software matemático MATLAB.

Los periféricos de entrada y salida, conforman toda comunicación entre un sistema de procesamiento de información; tal como lo es una computadora y el entorno que lo rodea (mediciones obtenidas por los sensores). Entendiendo como periféricos de entrada, aquellos proporcionados de manera inalámbrica por la unidad integral de medición inercial y las obtenidas por los sensores de fuerza, siendo procesadas por una computadora. Los periféricos de salida, corresponden a los motores agregados a las ruedas del dispositivo y a la interfaz gráfica para el usuario.

3.6.1 Periféricos de Entrada.

3.6.1.1 Calibración de acelerómetros.

Se realizaron distintas pruebas de operación (giros para detectar la gravedad sobre los tres acelerómetros), encontrando que se puede utilizar solo uno de los tres acelerómetros, usando menor recurso computacional, ya que solo se utilizaba uno de los datos para el procesamiento. Se optó por utilizar el acelerómetro que actúa sobre el eje Z del sensor (Fig. 35), ya que se observaron las magnitudes mayores sobre este eje, por lo que a continuación se describirá brevemente el proceso de corrección de las desviaciones; dejando en claro que el mismo proceso funciona para los demás sensores.

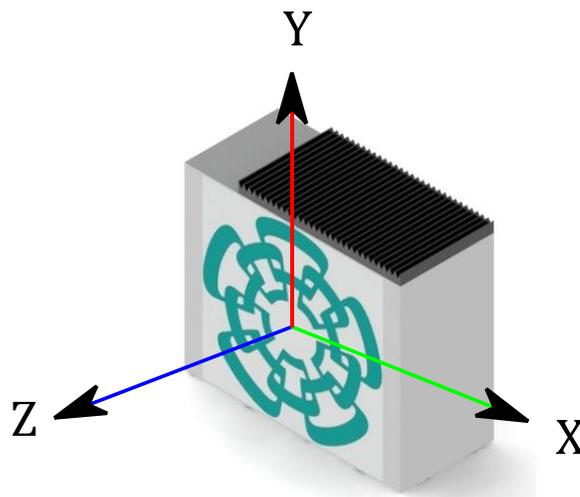


Fig. 35. Disposición de los ejes.

La calibración de los datos obtenidos por la UIMI, se realiza en un intervalo de 6 s, siendo establecido este tiempo de forma experimental, realizando pruebas con el cinturón, simulando los movimientos del cuerpo durante la marcha senil. La calibración consiste en tomar mediciones continuas de la UIMI, para posteriormente ser separadas en distintas variables, posteriormente se obtuvo el valor promedio de cada una de las variables y esperar el siguiente intervalo de operación.

Al iniciar la prueba, las mediciones registradas por la UIMI se pasan a través de un filtro Kalman, para eliminar ruidos propios del sensor que se describirán en el apartado siguiente, después se obtendrán umbrales superior e inferior, utilizando las desviaciones estándar y el valor promedio, ajustando este valor en un 25% por encima y debajo, para cada uno de los umbrales, teniendo como formulas:

$$U_{sup} = 1.25(\sigma_{cal} + \overline{cal}) \quad (1)$$

$$U_{inf} = 0.75(-\sigma_{cal} + \overline{cal}) \quad (2)$$

Dónde:

σ_{cal} Es la desviación estándar de los valores medidos en la calibración.

\overline{cal} Es el valor promedio de los valores medidos en la calibración.

En la figura 36 se muestra una señal obtenida por el acelerómetro, al girarlo para observar cambios de gravedad, donde se muestra el promedio de la señal y sus respectivos umbrales.

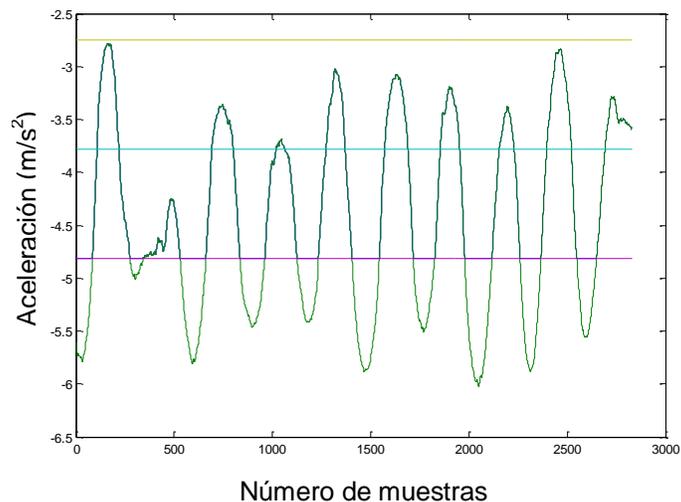


Fig. 36. Umbralización del acelerómetro.

Se prosiguió a establecer que todas aquellas situaciones donde la señal no se encontrara dentro de los umbrales, se tomaría el valor del umbral inferior (Fig. 37).

$$\text{if } a_z > U_{sup} \quad \text{entonces:} \quad a_z = U_{inf} \quad (3)$$

$$\text{if } a_z < U_{sup} \quad \text{entonces:} \quad a_z = U_{inf} \quad (4)$$

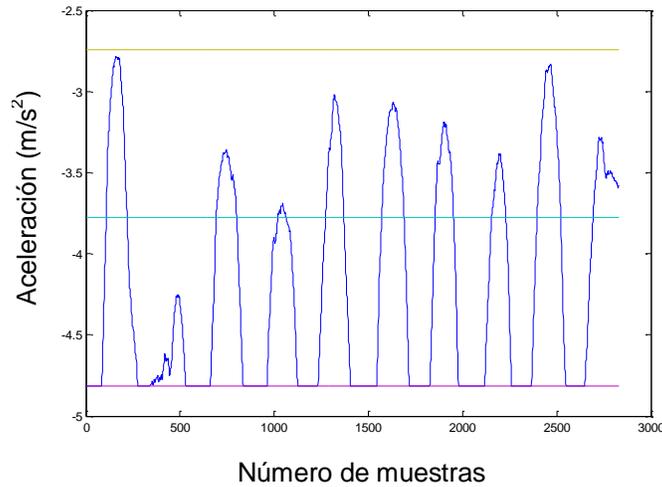


Fig. 37. Señal recortada por umbrales.

Por último la señal se ajustó para tener como límite inferior la base cero, para su mejor visualización y ser procesado.

Esto se realizó sumando o restando (fuera el caso) a la señal condicionada el umbral inferior, estableciendo así que el valor más bajo permisible será de cero correspondiente al umbral inferior, como se muestra en la figura 38.

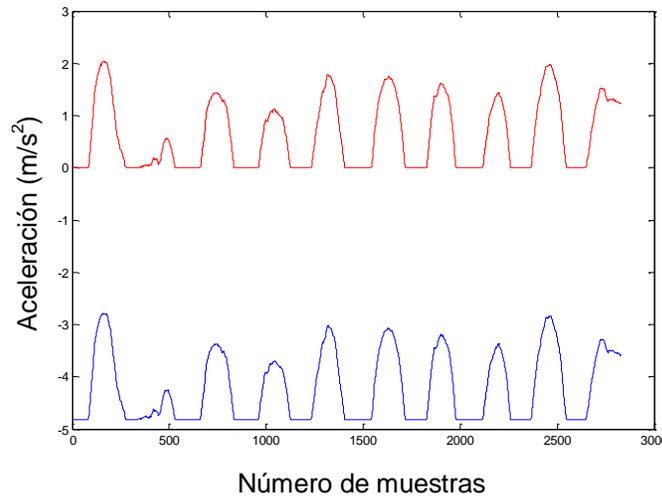


Fig. 38. Ajuste a Cero del acelerómetro.

3.6.1.2 Ruido del Sistema

El valor de la aceleración es extremadamente inestable, y en ocasiones deja de corresponder con la realidad, el ruido del acelerómetro es un efecto que se agrava por el ruido eléctrico producido por la placa de alimentación, y mecánico generado por las vibraciones sobre él (*Fig. 39*).

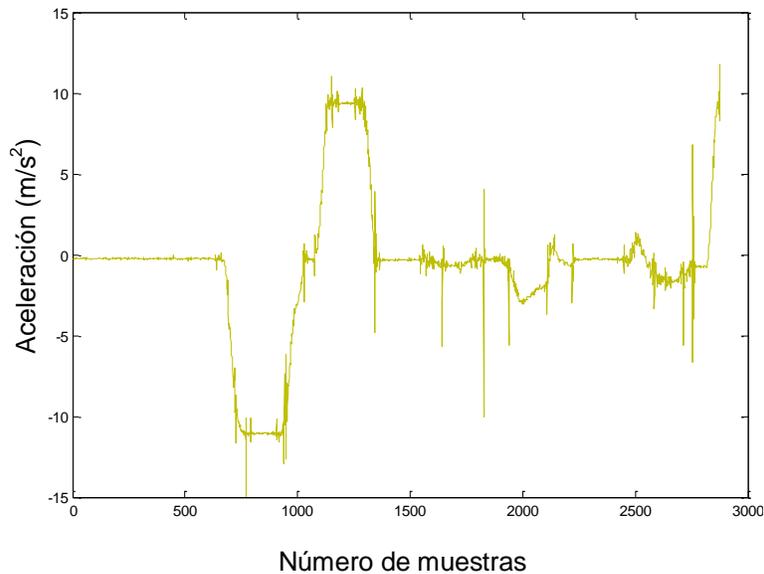


Fig. 39. Aceleración obtenida por la UIMI.

Existen diversos estudios que nos hablan de este problema con los acelerómetros y varios métodos para solucionarlos [23] [24], utilizando para éste proyecto el método llamado Filtros Kalman.

Filtro Kalman Discreto [25] [26]

Introducido por Peter Swerling (1958) y Rudolf Kalman (1960), el filtro Kalman es una herramienta probabilística basada en la disminución de la desviación estándar por la estimación de estados de manera indirecta, son ecuaciones matemáticas que estiman el valor óptimo, que minimiza el valor de la varianza, siendo un algoritmo recursivo. Usado principalmente en sistema con fuentes múltiples de ruido, para extraer información relevante sobre el estado de un sistema. El filtro Kalman tiene numerosas aplicaciones en tecnología, como en la guía, navegación, control de vehículos y procesamientos de señales.

El algoritmo general del filtro Kalman está compuesto por dos sistemas, representados en el espacio de estados, que son repetidos en un ciclo:

$$x_k = A_{k-1}x_{k-1} + B_{k-1}u_{k-1} + w_{k-1} \quad (5)$$

$$z_k = H_k x_k + v_k \quad (6)$$

Dónde:

w_k Es ruido blanco de valor promedio igual a cero con varianza Q_k en el instante k .

v_k Es ruido blanco de valor promedio igual a cero con varianza R_k en el instante k .

En la práctica, el ruido producido en el proceso Q y el ruido producido en la medición R , pueden cambiar en cada iteración; sin embargo en este proyecto por simplicidad se asumen como constantes.

El filtro predice el estado del proceso en algún tiempo, para después obtener una retroalimentación en forma de medición de ruido. Las ecuaciones del filtro Kalman se dividen en dos grupos: las ecuaciones de Actualización de Tiempo (*Time Update*) y las ecuaciones de Actualización de Medición (*Measurement Update*). Las ecuaciones de la actualización de tiempo son responsables de proyectar el estado actual y el error de la covarianza estimada, para obtener una aproximación a priori para el siguiente lapso de tiempo; mientras que las actualizaciones de medición corresponden a la retroalimentación, incorporando nuevas mediciones en cada ciclo. Se establece que las ecuaciones de tiempo son de predicción, mientras que las ecuaciones de medición son de corrección, por lo que se reduce a un algoritmo *predicción-corrección* como se muestra en la figura 40.

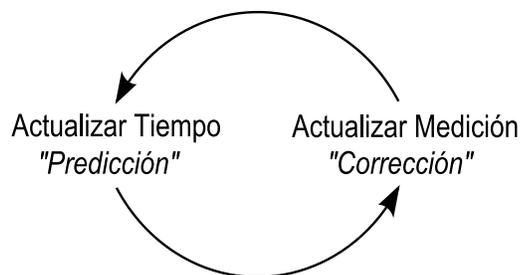


Fig. 40. Ciclo del Filtro Kalman Discreto

Las ecuaciones empleadas para la predicción y corrección se presentan en la figura 41:

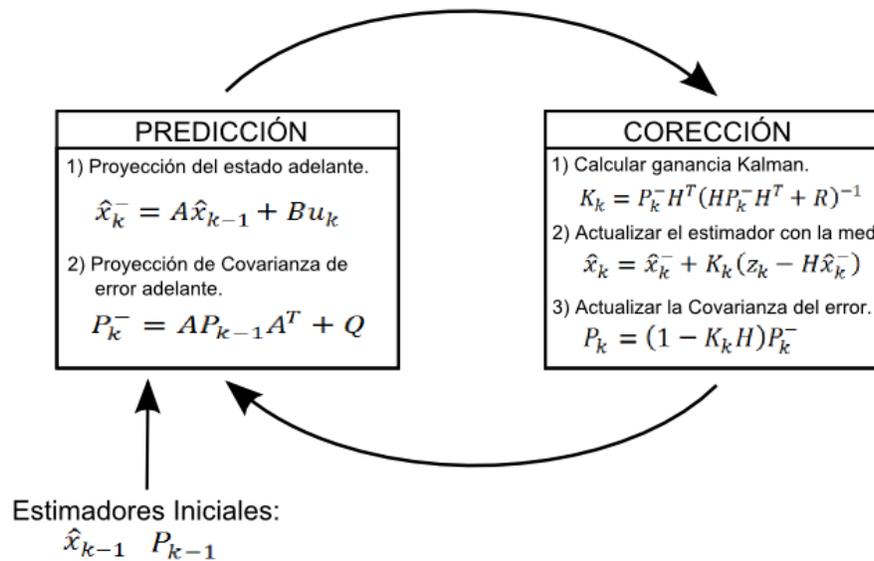


Fig. 41. Algoritmo Completo del Ciclo del Filtro Kalman Discreto

El funcionamiento del filtro Kalman discreto, requiere de valores iniciales para los estimadores de estado y de error de covarianza, debido a que para su iteración se requieren valores pasados; por otro lado es necesario inicializar los errores producidos por el sistema Q y por los sensores utilizados para medición R .

Existen diferentes técnicas para lograr la sintonización de la matriz de errores Q , llegando a ser muy difíciles de lograr, ya que matemáticamente son complicados, por lo que se optó por obtener esta matriz de manera empírica (cambiar su valor durante diferentes pruebas), observando la mejor respuesta del filtro.

La primera ecuación de la etapa de corrección, calcula el valor de la ganancia Kalman K_k , después se realiza una actualización sobre el estado, que se usará para la proyección, con la ayuda de las mediciones obtenidas por los sensores (IMU); para por último, y obtener el valor actualizado del error de la covarianza, usando los valores proyectados de la matriz de covarianza y el valor de la ganancia Kalman, siendo todo el proceso recursivo.

Filtro Kalman Discreto Implementado.

Se limitó el número de lecturas realizadas por nuestro software y la unidad integral de medición inercial, siendo establecido este número a cuatro lecturas por ciclo, tres de ellas para los acelerómetros, y una para el uso del giroscopio, utilizando los siguientes valores mostrados:

$A = [1 \ 0 \ 0 \ 0; 0 \ 1 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ 1 \ 0; 0 \ 0 \ 0 \ 1],$	Matriz identidad de 4x4.
$B u_k = 0,$	Sin estímulos externos.
$P_k = [100 \ 0 \ 0 \ 0; 0 \ 100 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ 100 \ 0; 0 \ 0 \ 0 \ 100],$	Sintonizado empíricamente.
$\hat{x}_k = [0; 0; 0; 0],$	Datos iniciales obtenidos por los acelerómetros y giroscopio.
$Q = [.005 \ 0 \ 0 \ 0; 0 \ .005 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ .005 \ 0; 0 \ 0 \ 0 \ .005],$	Sintonizado empíricamente.
$R = [.5886 \ 0 \ 0 \ 0; 0 \ .5886 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ .5886 \ 0; 0 \ 0 \ 0 \ 15],$	Ruido de los sensores.
$H = [1 \ 0 \ 0 \ 0; 0 \ 1 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ 1 \ 0; 0 \ 0 \ 0 \ 1],$	Observador de salida unitaria.
$z_k = variables,$	Datos obtenidos por la UIMI.

Resultados del Filtro.

Los resultados tras implementar el filtro Kalman con los datos anteriores se muestran en la figura 42, donde se observa la reducción del ruido.

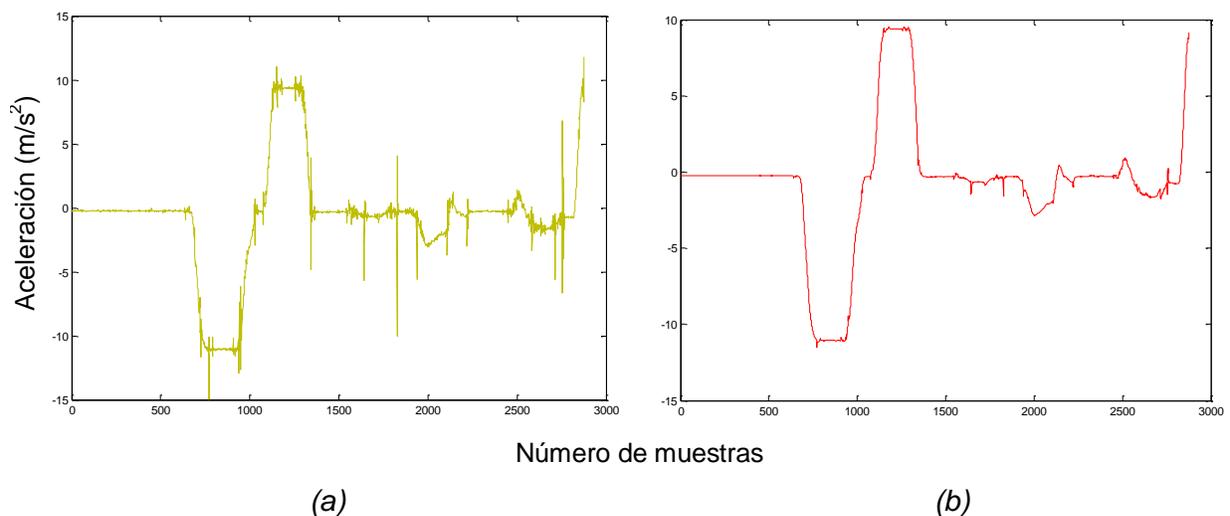


Fig. 42. a) Señal obtenida por la unidad integral de medición inercial sin filtrar,
b) Señal después de pasar por el filtro Kalman discreto.

3.6.1.3 Lectura de los sensores de fuerzas

Se utilizaron dos sensores de fuerza resistivos, para cada una de las empuñaduras del dispositivo, limitando los valores para un mejor procesamiento; ya que el dispositivo presenta errores producidos por el ruido de los sensores y la tarjeta electrónica, que presenta fugas o picos de corriente.

Se establecieron umbrales para eliminar valores negativos y/o picos mayores a 15 kilogramos fuerza, siendo guardado el resultado en una variable (Fig. 43):

$$\text{if } f > 15 \quad \text{entonces: } f = 0 \quad (7)$$

$$\text{if } f < 0 \quad \text{entonces: } f = 0 \quad (8)$$

f Es la fuerza registrada por el dispositivo integral de la caja de control.

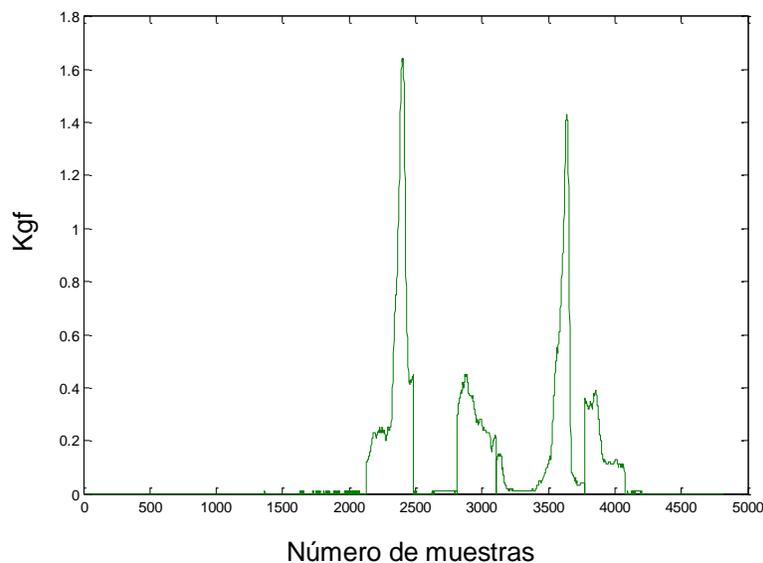


Fig. 43. Medición de los Sensores de Fuerza.

3.6.2 Periféricos de Salida

3.6.2.1 Control de Motores.

El control de motores de C.D se realizó en conjunto con la información adquirida por la UIMI debidamente filtrada, calibrada y procesada.

El control se realizó mediante un algoritmo condicional por umbrales, que establece los parámetros necesarios para la modulación de ancho de pulso (PWM) que requiere la tarjeta electrónica y el circuito de potencia.

Se realizaron pruebas para establecer la mejor manera de umbralizar la señal, estos umbrales pueden trabajar cuando las señales se encuentran dentro de los parámetros, considerados los valores normales o cuando se las encuentra fuera.

Los valores anormales, corresponden a los valores por debajo y encima de los umbrales establecidos y se establecieron de la siguiente manera:

$$U_{sup} = 1.70(\sigma_{cal}) \quad (9)$$

$$U_{inf} = 0.30(\sigma_{cal}) \quad (10)$$

Se relacionó la señal del acelerómetro con el PWM para el control de la velocidad de los motores, usando el PWM a su máximo valor de 255; ya que se observó que la relación durante los tiempos de operación de los motores y la distancia recorrida es adecuada, quedando las condiciones de la siguiente manera (Fig. 44.).

$$\text{if } a_z > U_{sup} \quad \text{entonces: } motor = 255 \quad (11)$$

$$\text{if } a_z < U_{inf} \quad \text{entonces: } motor = 255 \quad (12)$$

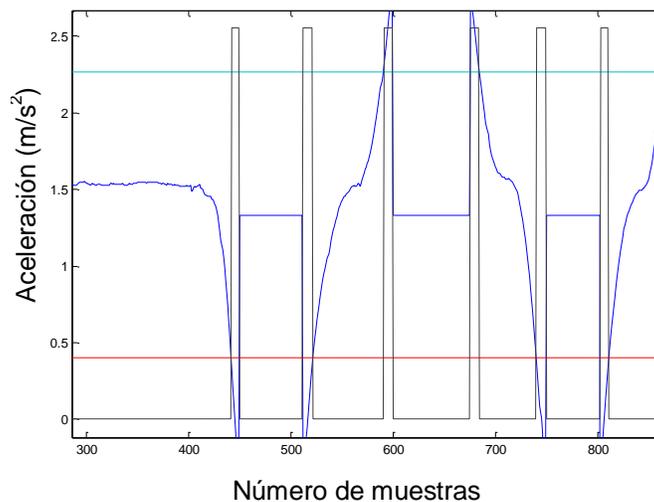


Fig. 44. Relación PWM-aceleración.

Considerando un tiempo de respuesta del control de los motores de 6 segundos, ya que se observó que durante este tiempo la relación del software-control de los motores se veía truncada, y se decidió por dejar este tiempo para adaptación.

3.6.2.2 Interfaz gráfica.

La interfaz gráfica forma parte del periférico de Entrada/Salida del sistema, ya que gracias a esta es posible interactuar con los dispositivos bluetooth, inicialización de calibración, y terminación de pruebas, visualización de gráficas de fuerzas aplicadas sobre las empuñaduras, guardar las pruebas y por ultimo borrar los datos de una prueba (se describirán a detalle en el manual de operación Anexo 10).

Se decidió realizar la interfaz gráfica en Matlab, con la ayuda de la herramienta de Diseño de entornos de interfaces gráficas de usuario, conocidas por sus siglas en inglés *GUIDE* (*Graphical User Interface Design Environment*), que provee una herramienta muy intuitiva en la realización de las interfaces gráficas, uniendo a cada uno de los botones un evento desencadenado, que corresponde a cada uno de los apartados descritos con anterioridad como el caso de la calibración, iniciación de comunicación bluetooth, etc.

La *GUIDE* presenta una respuesta excelente, ya que se puede controlar directamente cada una de las funciones, solo con presionar un botón, y la forma de utilizarse es simple e intuitiva, para que pueda ser usada por cualquier a (Fig. 45.).



Fig. 45. Interfaz Gráfica.

4. RESULTADOS

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos, con el fin de lograr los objetivos establecidos al inicio del proyecto.

La medición de la aceleración lineal se realizó por medio de la Unidad Integral de Medición Inercial, como primera instancia se realizó la obtención de los tres ejes de medición de aceleración, para posteriormente filtrarse por medio del filtro Kalman (Fig. 46), pero para efectos del proyecto se observó que con solo uno de los ejes bastaba para el funcionamiento del equipo.

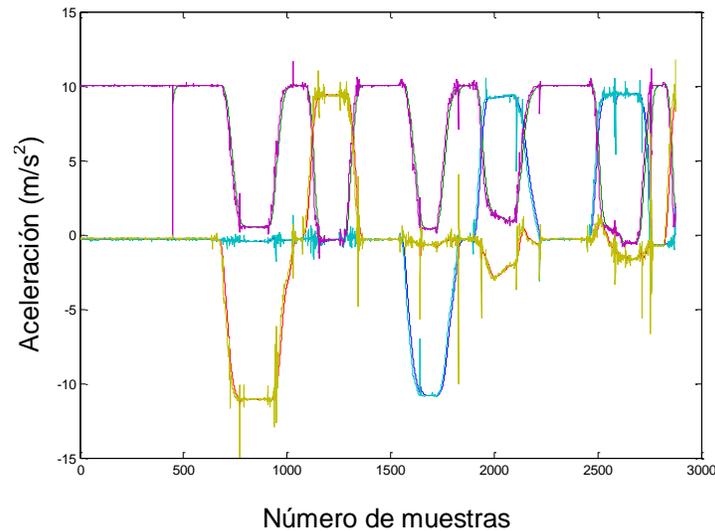


Fig. 46 Medición de aceleración en los 3 ejes.

El dispositivo mecatrónico final cumplió con los objetivos de trabajar de manera inalámbrica a través de la comunicación Bluetooth por medio del simulador del puerto serie bluetooth.

El dispositivo terminal fue de bajo costo, ergonómico (Fig. 47. a), fácil de utilizar por persona adultas con un peso menor a 100 Kg, y con fuerzas remanentes suficientes para operar una andadera. Tiene como inconveniente su peso, ya que el resultado final supero los 10 kilos.

Los sensores encargados de realizar la medición de la fuerza fueron calibrados de manera satisfactoria, obteniendo sus ecuaciones de operación ideal, teniendo como un rango de operación entre los 0 a los 30 Kgf. Los sensores fueron integrados perfectamente sobre las empuñaduras del dispositivo, por medio de sistemas mecánicos, encargados de transferir las presiones ejercidas sobre el dispositivo, sin llegar a afectar el proceso de la marcha del usuario.

Se realizaron diferentes pruebas en personas sanas de 25 ± 1 años, llegando a realizar solo una prueba en una persona adulta mayor de más de 70 años (Fig. 47.b), siendo todas las pruebas concluidas satisfactoriamente; pero debido a la falta de pruebas en el grupo poblacional de mayores, no fue posible establecer que el uso del dispositivo mejora la seguridad de las personas adultas mayores al utilizarlo.

Por otra parte no fue posible realizar una valoración por parte de un médico, para establecer si la información proporcionada es confiable para dar seguimiento a una discapacidad, además de no poder realizar un seguimiento más puntal al determinar la relación usuario-equipo.



(a)



(b)

Fig. 47. a) Equipo integrado, b) Dispositivo utilizado por una persona adulta mayor.

5. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

Para finalizar este trabajo de tesis, se abordaran las conclusiones, así como algunos beneficios obtenidos a lo largo de la realización de este proyecto, y propuestas a realizar para poder dar continuidad a este trabajo.

5.1 Conclusiones

El objetivo principal de la tesis fue crear un dispositivo que ayude a mejorar el desempeño de la marcha en las personas adultas mayores con problemas leves de discapacidad motriz, que proporcione información para dar seguimiento de la relación paciente-equipo, y sin llegar a afectar de alguna manera negativa al paciente.

Este objetivo quería lograrse realizando mediciones y procesamientos de parámetros de velocidad angular, aceleración y posición en sistema de coordenadas cartesianas (3 ejes), realizados durante todo el proceso de marcha, pero debido a la evolución del proyecto se optó por realizar limitaciones sobre los objetivos, utilizando aquellos datos obtenidos en solo un eje de aceleración, y mediciones de fuerza en las empuñaduras, logrando así el cumplimiento de los objetivos.

El sistema de medición se acoplo a un punto cercano al centro de gravedad de una persona, por medio de un cinturón elástico, cumpliendo con las especificaciones de no lastimar al paciente, proporcionar una estabilidad al dispositivo, proveyendo en algunos casos mediciones tridimensionales de aceleraciones y velocidades angulares durante el proceso de marcha; no solo de personas adultas mayores, sino también en personas adultas jóvenes.

El sistema de medición trabaja de manera inalámbrica por comunicación bluetooth para no afectar la marcha del usuario, tiene un bajo peso, y es de consumo de corriente inferior a los 25 mA.

El sistema mecatrónico que integra la batería, sensores de fuerzas, unidades de procesamiento, motores y se acoplaron al dispositivo de asistencia ambulatoria. El sistema tiene como únicos cables de conexión aquellos empleados para realizar la comunicación entre el dispositivo con los motores, y empleados para suministrar la corriente a los para su movimiento.

La unidad de procesamiento, cumplió además con las exigencias de ser de bajo costo, capaz de realizar mediciones de fuerzas ejercidas sobre las empuñaduras. El dispositivo final tiene el inconveniente del peso, ya que el pesar 10 kilos, hace que sea difícil su transporte.

5.2 Trabajo a futuro.

Dentro del proyecto se proponen diferentes tareas a realizar, para mejorar el funcionamiento del dispositivo; por una parte el hacer un mayor número de pruebas dentro de diferentes grupos poblacionales, acompañados de cuestionarios de evaluación del dispositivo, tanto a nivel funcionamiento y confiabilidad.

Una recomendación es ampliar el funcionamiento del sistema de procesamiento, al integrar mediciones de las velocidades angulares, para obtener los ángulos de giro, los 3 ejes de aceleración, ya que el trabajo actual solo se realiza el movimiento de los motores en una dirección (un eje de aceleración).

Adicionar un sistema de GPS para realizar un lazo de control cerrado más exacto, para conocer posiciones reales y al hacer el traslado de los motores.

Se propone por ultimo realizar una migración del software de la computadora, debido a que el dispositivo se encuentra atado al uso de una de ellas, hacia los dispositivos móviles, como celulares o tabletas electrónicas para realizar una evaluación del dispositivo en entornos desconocidos, ya que las pruebas se realizaron en ambientes controlados.

BIBLIOGRAFÍA

[1] “*Population Ageing and Development 2009*”, United Nations New York, December 2009, pp. 10-13.

[2] “*Estimaciones del CONAPO con base en el XII Censo General de Población y Vivienda*”. Consejo Nacional de Población, 2009. Disponible en: < <http://www.inegi.org.mx/est/contenidos/proyectos/ccpv/cpv2000/> >

[3] E. Coletta and J. Murphy, “The complications of immobility in the elderly stroke patient”. *The journal of the American Board of family Practice/American board of family practice*, 1992, vol. 5, p. 389.

[4] H. Bateni and B. Maki, “Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences”. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2005, vol. 86, pp. 134-145.

[5] Michael W. Whittle, *Gait Analysis an Introduction*, 4^a edición, 2007

[6] J. Surós Batlló, *Semiología Medica y Técnica exploratoria*, 8^a edición, 2001.

[7] H Bateni, BE Maki, “*Assistive device for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences*”. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, p. 86.

[8] Sr Faruqui, T. Jaebon, “Ambulatory assistive device in orthopedics: uses and modifications”. *Acad Orthop Surg*, 2010, p. 18.

[9] D. Chugo, W. Mastuoka, S. Jia, K. takase and H. Asama, “*Rehabilitation walker with standing assistance*”. 10th conference on rehabilitation Robotics, 2007, p. 132.

- [10] Kaye HS, Kang T, Laplante MP, “*Mobility device use in the United States, disability statistics report no.14*”, National Institute on Disability and Rehabilitation Research in U.S, 2000
- [11] Van Hook FW, Demonbreun D., Weiss BD, “*Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly*”. *Fam Physician*, 2003, p. 67.
- [12] Laufer Y. “*Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis*”, *Clin Rehabil*, 2002, p. 16.
- [13] Faruqui SR, Jaebon T, “*Ambulatory assistive devices in orthopedics; uses and modifications*”, *Journal Orthopedic Surgery*, 2010, p. 18.
- [14] Stevens JA, Thomas K, The L, Greenspan AI, “*Unintentional fall injuries associated with walkers and canes in older adults treated in US*”, *Journal Geriatric Society*, 2009, p. 57.
- [15] Cubo E, Moore CG, Leurgans S, “*Wheeled and standard walkers in Parkinson’s disease patients with gait freezing*”, *Parkinsonism Relat Disord*, 2003, p. 10.
- [16] Vladimir Kulykin, Aliasgar Kutiyawala, Edmund LoPresti, “*iwalker: Toward a Rollator-Mounted wayfinding system for the elderly*”, *International conference on RFID*, 2008, p. 303:310.
- [17] Adrian D.C. Chan and James R. Green, “*Smart Rollator Prototype*”, *Workshop on Medical Measurements and Applications*, 2008.
- [18] G.Postolache, P. Girao, C. Moura, G. Postolache, “*Smart Walker for Pervasive HealthCare*”, *Fifth International Conference on Sensing Technology*, 2011, pp. 482:487.

- [19] Simon L., Grondin and Qingguo Li, “*Intelligent Control of a Smart Walker and its Performance Evaluation*”, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2013.
- [20] H. J. Luinge, P. H Veltink, C. T. M Baten. “Estimation of orientation with gyroscopes and accelerometers”. *Serving Humanity, Advancing Technology*, 1999, pp. 13-16.
- [21] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, G. ÓLaighin. “Direct measurement of human movement by accelerometry”. *Medical Engineering & Physics*, 2008, 30, pp. 1364-1386.
- [22] Foerster, F., M. Smeja, and J. U. Fahrenberg. “Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring”. *Computer in Human Behavior*, 1999, 15(5), pp. 571-583.
- [23] Rahul Jain and Mark Epelbaum, “Kalman Filter Research”, 2012.
- [24] Oliver J. Woodman, “*An Introduction to inertial navigation*”, Technical Report of University of Cambridge, Computer Laboratory, 2007.
- [25] Greg Welch, Gary Bishop, “*An Introduction to the Kalman Filter*”, University of North Carolina at Chapel Hill Department of Computer Science, 2001.
- [26] M. S. Grewal, A.P. Andrews, “*Kalman Filtering-Theory and Practice Using Matlab*”, Wiley, 2001.

ANEXOS

Anexo 1 – Tablas de valores comunes de la marcha en variación de la edad.

Valores Comunes de Marcha de Hombres				
Edad (años)	Cadencia (pasos/min)	Tiempo del Ciclo (s)	Zancada (m)	Velocidad (m/s)
13-14	103-150	.80-1.17	.99-1.55	.90-1.62
15-17	100-144	.83-1.20	1.03-1.57	.92-1.64
18-49	98-138	.87-1.22	1.06-1.68	.94-1.66
50-64	97-137	.88-1.24	1.04-1.56	.91-1.63
65-80	96-136	.88-1.25	.94-1.46	.80-1.52

Valores Comunes de Marcha de Mujeres				
Edad (años)	Cadencia (pasos/min)	Tiempo del Ciclo (s)	Zancada (m)	Velocidad (m/s)
13-14	100-149	.81-1.20	1.06-1.64	.95-1.67
15-17	96-142	.85-1.25	1.15-1.75	1.03-1.75
18-49	91-135	.89-1.32	1.25-1.85	1.10-1.82
50-64	82-126	.95-1.46	1.22-1.82	.96-1.68
65-80	81-125	.96-1.48	1.11-1.71	.81-1.61

Anexo 2 – Datasheet JY-MCU HC-06 (Modulo Bluetooth).

HC Serial Bluetooth Products User Instructional Manual

1 Introduction

HC serial Bluetooth products consist of Bluetooth serial interface module and Bluetooth adapter, such as:

(1) Bluetooth serial interface module:

Industrial level: HC-03, HC-04(HC-04-M, HC-04-S)

Civil level: HC-05, HC-06(HC-06-M, HC-06-S)

HC-05-D, HC-06-D (with baseboard, for test and evaluation)

(2) Bluetooth adapter:

HC-M4 HC-M6

This document mainly introduces Bluetooth serial module. Bluetooth serial module is used for converting serial port to Bluetooth. These modules have two modes: master and slaver device. The device named after even number is defined to be master or slaver when out of factory and can't be changed to the other mode. But for the device named after odd number, users can set the work mode (master or slaver) of the device by AT commands.

HC-04 specifically includes:

Master device: HC-04-M, M=master

Slave device: HC-04-S, S=slaver

The default situation of HC-04 is slave mode. If you need master mode, please state it clearly or place an order for HC-O4-M directly. The naming rule of HC-06 is same.

When HC-03 and HC-05 are out of factory, one part of parameters are set for activating the device. The work mode is not set, since user can set the mode of HC-03, HC-05 as they want.

The main function of Bluetooth serial module is replacing the serial port line, such as:

1. There are two MCUs want to communicate with each other. One connects to Bluetooth master device while the other one connects to slave device. Their connection can be built once the pair is made. This Bluetooth connection is equivalently liked to a serial port line connection including RXD, TXD signals. And they can use the Bluetooth serial module to communicate with each other.

2. When MCU has Bluetooth slave module, it can communicate with Bluetooth adapter of computers and smart phones. Then there is a virtual communicable serial port line between MCU and computer or smart phone.

3. The Bluetooth devices in the market mostly are slave devices, such as Bluetooth printer, Bluetooth GPS. So, we can use master module to make pair and communicate with them. Bluetooth Serial module's operation doesn't need drive, and can communicate with the other Bluetooth device who has the serial. But communication between two Bluetooth modules requires at least two conditions:

- (1) The communication must be between master and slave.
- (2) The password must be correct.

However, the two conditions are not sufficient conditions. There are also some other conditions basing on different device model. Detailed information is provided in the following chapters.

2 Selection of the Module

The Bluetooth serial module named even number is compatible with each other; The slave module is also compatible with each other. In other word, the function of HC-04 and HC-06, HC-03 and HC-05 are mutually compatible with each other. HC-04 and HC-06 are former version that user can't reset the work mode (master or slave). And only a few AT commands and functions can be used, like reset the name of Bluetooth (only the slaver), reset the password, reset the baud rate and check the version number. The command set of HC-03 and HC-05 are more flexible than HC-04 and HC-06's. Generally, the Bluetooth of HC-03/HC-05 is recommended for the user.

Anexo 3 – MinIMU-9 v2 (LSM303DLHC).



LSM303DLHC

Ultra compact high performance e-compass 3D accelerometer and 3D magnetometer module

Preliminary data

Features

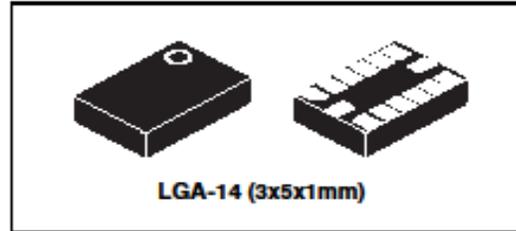
- 3 magnetic field channels and 3 acceleration channels
- From ± 1.3 to ± 8.1 gauss magnetic field full-scale
- $\pm 2g / \pm 4g / \pm 8g / \pm 16g$ selectable full-scale
- 16 bit data output
- I²C serial interface
- Analog supply voltage 2.16 V to 3.6 V
- Power-down mode/ low-power mode
- 2 independent programmable interrupt generators for free-fall and motion detection
- Embedded temperature sensor
- Embedded FIFO
- 6D/4D orientation detection
- ECOPACK[®] RoHS and "Green" compliant

Applications

- Compensated compass
- Map rotation
- Position detection
- Motion-activated functions
- Free-fall detection
- Click/double click recognition
- Pedometer
- Intelligent power-saving for handheld devices
- Display orientation
- Gaming and virtual reality input devices
- Impact recognition and logging
- Vibration monitoring and compensation

Table 1. Device summary

Part number	Temperature range [°C]	Package	Packing
LSM303DLHC	-40 to +85	LGA-14	Tray
LSM303DLHCTR	-40 to +85	LGA-14	Tape and reel



Description

The LSM303DLHC is a system-in-package featuring a 3D digital linear acceleration sensor and a 3D digital magnetic sensor.

LSM303DLHC has linear acceleration full-scales of $\pm 2g / \pm 4g / \pm 8g / \pm 16g$ and a magnetic field full-scale of $\pm 1.3 / \pm 1.9 / \pm 2.5 / \pm 4.0 / \pm 4.7 / \pm 5.6 / \pm 8.1$ gauss. All full-scales available are fully selectable by the user.

LSM303DLHC includes an I²C serial bus interface that supports standard and fast mode 100 kHz and 400kHz. The system can be configured to generate interrupt signals by inertial wake-up/free-fall events as well as by the position of the device itself. Thresholds and timing of interrupt generators are programmable by the end user on the fly. Magnetic and accelerometer parts can be enabled or put into power-down mode separately.

The LSM303DLHC is available in a plastic land grid array package (LGA) and is guaranteed to operate over an extended temperature range from -40 °C to $+85$ °C.

Anexo 4 – Arduino Nano (ATmega 328).

Features

- High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 256/512/512/1K Bytes EEPROM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C⁽¹⁾
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - In-System Programming by On-chip Boot Program
 - True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature Measurement
 - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
 - Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V for ATmega48PA/88PA/168PA/328P
- Temperature Range:
 - -40°C to 85°C
- Speed Grade:
 - 0 - 20 MHz @ 1.8 - 5.5V
- Low Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C for ATmega48PA/88PA/168PA/328P:
 - Active Mode: 0.2 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.75 µA (Including 32 kHz RTC)



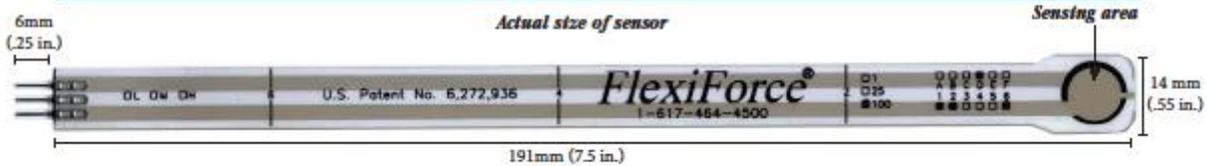
**8-bit AVR[®]
Microcontroller
with 4/8/16/32K
Bytes In-System
Programmable
Flash**

**ATmega48PA
ATmega88PA
ATmega168PA
ATmega328P**

Rev. 8161D-AVR-10/09



Anexo 5 – Flexiforce 100 lbs.



Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	191 mm (7.5 in.)* <i>optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.)</i>
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex: Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

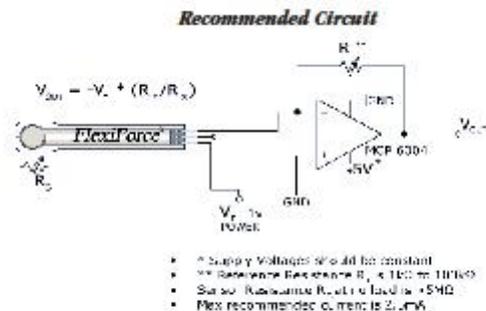
✓ ROHS Compliant

* Length does not include pins, please add approximately 6mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 197 mm (7.75 in.).

Standard Force Ranges (as tested with circuit shown below)

- 0 - 1 lb. (4.4 N)
- 0 - 25 lb. (111 N)
- 0 - 100 lb. (445 N)

In order to measure forces above 100 lb (up to 1000 lb), apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing the drive voltage or resistance of the feedback resistor.



Typical Performance Evaluation Conditions

Linearity (Error)	< ±3%
Repeatability	< ±2.5% of full scale
Hysteresis	< 4.5 % of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< 5µsec
Operating Temperature	-40°F - 140°F (-40°C - 60°C)

*Force reading change per degree of temperature change = ±0.2%/°F (0.36%/°C)

Line drawn from 0 to 50% load
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Conditioned sensor, 80% of full force applied
 Constant load of 25 lb (111 N)
 Impact load, output recorded on oscilloscope
 Time required for the sensor to respond to an input force

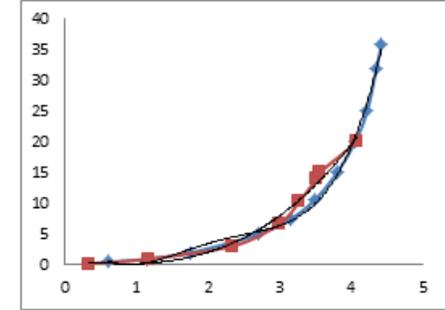
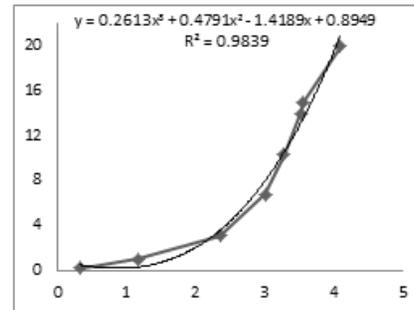
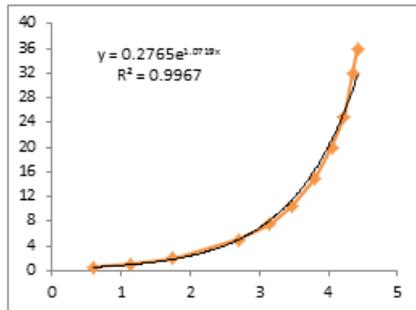
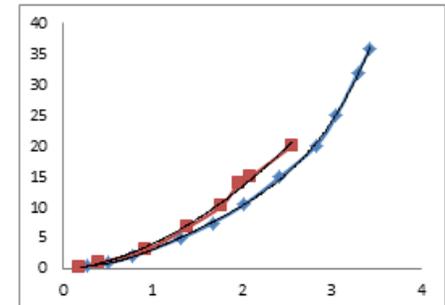
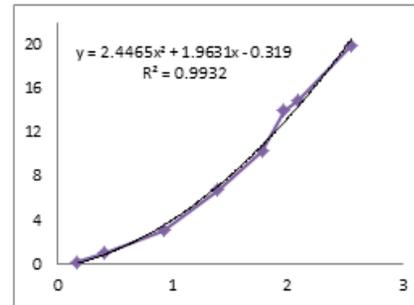
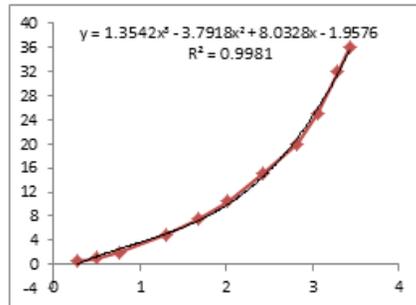
Tekscan, Inc. 307 West First Street South Boston, MA 02127-1309 USA tel: 617.464.4500/800.248.3669 fax: 617.464.4266
 e-mail: marketing@tekscan.com URL: www.tekscan.com



Anexo 6 – Datos de calibración para el sensor de fuerza.

Tabla X.-Sensores De Fuerza Ideal		
Peso (kgs)	Voltaje	
	Rojo	Café
0.5	0.27	0.61
1	0.51	1.14
2	0.77	1.75
5	1.31	2.7
7.5	1.67	3.15
10.5	2.02	3.48
15	2.42	3.8
20	2.82	4.05
25	3.05	4.22
32	3.29	4.35
36	3.43	4.42

Tabla X.-Sensores De Fuerza Real		
Peso (kgs)	Voltaje	
	Rojo	Café
0.23	0.17	0.33
1	0.4	1.16
3.12	0.92	2.35
6.77	1.39	3
10.3	1.77	3.27
14.03	1.96	3.51
15	2.09	3.55
20	2.55	4.08



CORRELACIÓN: .9845 (Rojo) y .9757 (Café)

Anexo 7 – Batería sellada de ácido-plomo.



Características de Diseño:

Color: negro

Dimensiones: 10.1 cm x 9 cm x 7 cm

Peso: 1.4 kg.

- Batería recargable sellada, de ácido-plomo, de 12 Vcc, 4 Amperes/hora y hasta 1000 ciclos de carga/descarga.
- Útil para alimentar No breaks, lámparas de emergencia, alarmas, juguetes, cámaras de video, equipos de sonido portátiles y más.

Tiene la característica de "**voltaje de carga flotante**" que te permitirá tener el cargador conectado por tiempo indefinido a la batería sin dañarla y tenerla lista para su uso en cualquier momento.

Características Técnicas:

- Voltaje nominal: 12 Vcc.
- Capacidad nominal: 4 Ah
- No tiene efecto de memoria.
- Sellado altamente seguro.
- Celdas de larga vida.
- Tecnología "Voltaje de carga flotante".
- Terminales de 1,06 cm.
- Soporta hasta 300° C.

Anexo 8 – Arduino Motor Shield (L298).



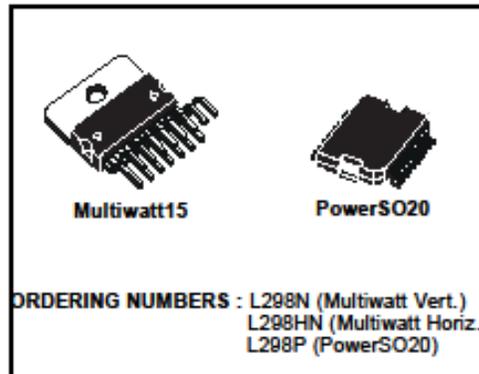
L298

DUAL FULL-BRIDGE DRIVER

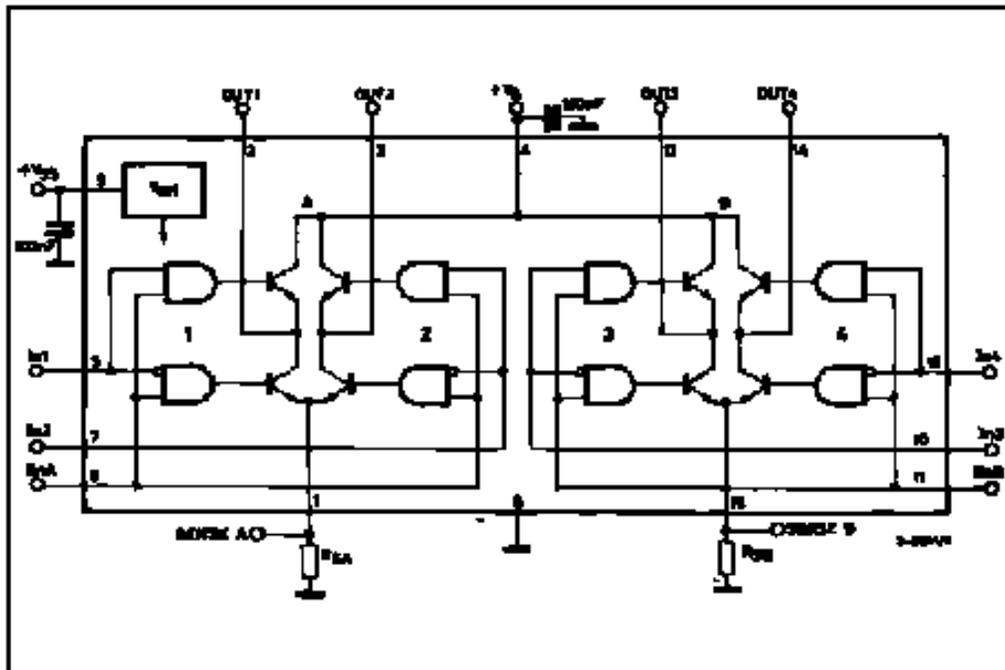
- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 48 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the connection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.



BLOCK DIAGRAM



Anexo 9 – Código Fuente en MATLAB.

```
-- Conexión De Bluetooth de Motores --
if strcmp(get(handles.pushbutton1,'string'),'Conexión 1')
s = Bluetooth('MOTORS', 1);
fopen(s);
handles.s=s;
guidata(hObject,handles);
set(handles.pushbutton3,'visible','on');
set(handles.pushbutton1,'string','Desconexión');

-- Desconexión De Bluetooth de Motores --
elseif strcmp(get(handles.pushbutton1,'string'),'Desconexión')
s=handles.s;
fclose(s);
delete(s);
clear s
set(handles.pushbutton1,'string','Conexión 1');
end

-- Conexión De Bluetooth de UIMI --
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

if strcmp(get(handles.pushbutton3,'string'),'Conexión 2')
b = Bluetooth('IMU', 1);
fopen(b);
handles.b=b;
guidata(hObject,handles);
set(handles.pushbutton3,'string','Desconexión');
set(handles.pushbutton6,'visible','on');

-- Desconexión De Bluetooth de UIMI --
elseif strcmp(get(handles.pushbutton3,'string'),'Desconexión')
b=handles.b;
fclose(b);
set(handles.pushbutton3,'string','Conexión 2');
set(handles.pushbutton6,'visible','off');
set(handles.pushbutton8,'visible','off');
set(handles.pushbutton9,'visible','off');
set(handles.pushbutton10,'visible','off');
set(handles.axes1,'visible','off');
set(handles.axes3,'visible','off');
B1=0;
axes(handles.axes1);
plot(B1);
axes(handles.axes3);
plot(B1);
set(handles.axes1,'visible','off');
set(handles.axes3,'visible','off');
set(handles.text2,'string',' ');
end
```

```

-- Inicio de Pruebas --
%Constantes Filtro Kalman
R=[.5886 0 0 0; 0 .5886 0 0; 0 0 .5886 0; 0 0 0 15];
P=(eye(4))*100;
Xp=[0;0;0;0];
F=eye(4);
H=eye(4);
Q=[.005 0 0 0; 0 .005 0 0; 0 0 .005 0; 0 0 0 .01];

%Variables
E=[];
gy=[];
ag=[];
A=[];
Fuerza1=[];
errAc=0;
errAc2=0;
f1=0;
f2=0;

%Eliminar datos de lectura
sen=fgetl(b);
sen=fgetl(b);

senS=fgetl(s);
senS=fgetl(s);

-- Calibración --
if(strcmp(get(handles.pushbutton6,'string'),'Calibración'))

tic;
while(toc<=6)
sen=fgets(b);
m = textscan(sen, '%f', 'delimiter', ',', 'emptyvalue',0.0);
m1 = m{1};

if length(m1)== 5
    ax1 = m1(1);
    ay1 = m1(2);
    az1 = m1(3);
    gy1 = m1(4);
    fs = m1(5);
else
    ax1 = 0;
    ay1 = 0;
    az1 = 0;
    gy1 = 0;
    fs = 0;
end
gy=[gy; gy1];
ag=[ag; az1];
end

```

```

%Offset
mag=mean(ag);
errAc2=0;

handles.ag=ag;
guidata(hObject,handles);
handles.mag=mag;
guidata(hObject,handles);

-- Iniciar Prueba --

set(handles.pushbutton6,'string','Iniciar Prueba');
else
set(handles.text2,'string','En proceso...');
set(handles.pushbutton8,'visible','off');
set(handles.pushbutton9,'visible','off');
set(handles.pushbutton10,'visible','off');
B1=0;
axes(handles.axes1);
plot(B1);
axes(handles.axes3);
plot(B1);
set(handles.axes1,'visible','off');
set(handles.axes3,'visible','off');
pause(1);

tic;

while(toc<=60)

mag=handles.mag;
ag=handles.ag;

%Bluetooth
sen1=fgets(b);
m = textscan(sen1, '%f', 'delimiter', ',', 'emptyvalue',0.0);
m1 = m{1};
if length(m1)== 5
    ax1 = m1(1);
    ay1 = m1(2);
    az1 = m1(3);
    gy1 = m1(4);
    fs = m1(5);
else
    ax1 = 0;
    ay1 = 0;
    az1 = 0;
    gy1 = 0;
    fs = 0;
end

```

```

%Bluetooth Fuerza

senS1=fgets(s);
fm = textscan(senS1, '%f', 'delimiter', ',', 'emptyvalue',0.0);
fm1 = fm{1};

if length(fm1)== 2
    f1 = fm1(1);
    f2 = fm1(2);
else
    f1 = 0;
    f2 = 0;
end

-- Filtro Kalman --
A=[ax1;ay1;az1;gy1];

%Time update
X=F*Xp;
px=F*P*transpose(F)+Q;

%Measurement Update
K = px*transpose(H) / (H*px*transpose(H) + R);
Xp= X + K*(A-H*X);
P = (eye(4) -K*H) *px;

Acc=Xp';

-- Datos de Aceleración --

errAc1=Acc(3);

%Ajuste de offset de Aceleracion
if Acc(3) < 1.25*(-(sqrt(var(ag))+norm(mag)))
    errAc1 = -norm(mag);
end

if Acc(3) > 0.75*(-(-sqrt(var(ag))+norm(mag)))
    errAc1 = -norm(mag);
end

errAc2=errAc1+(sqrt(var(ag))+norm(mag));

-- PWM Calibración --

if errAc2 >= 1.7*sqrt(var(ag))
    motor=255;
elseif errAc2 < .3*sqrt(var(ag))
    motor=255;
else
    motor=0;
end

```

```

-- Limitadores de Fuerza --
if f1<0
    f1=0;
else
    f1=f1;
end

if f1>15
    f1=0;
end

f2=f2-.28;

if f2<0
    f2=0;
else
    f2=f2;
end

if f2>15
    f2=0;
end

-- Movimientos de Motores --
if toc > 6
    fwrite(s,[motor motor 0 0]);
end

Fuerza1=[Fuerza1;f1 f2];
end

save Fuerza1.mat Fuerza1;

fwrite(s,[0 0 0 0]);

handles.Fuerza1=Fuerza1;
guidata(hObject,handles);

set(handles.pushbutton6,'string','Otra Prueba');
set(handles.pushbutton8,'visible','on');
set(handles.pushbutton9,'visible','on');
set(handles.pushbutton10,'visible','on');
B1=0;
axes(handles.axes1);
plot(B1);
axes(handles.axes3);
plot(B1);
set(handles.axes1,'visible','off');
set(handles.axes3,'visible','off');
set(handles.text2,'string','Prueba Lista');
end

```

```

-- Mostrar Sensores de Fuerza --
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
Fuerza1=handles.Fuerza1;
ff1=Fuerza1(:,1);
ff2=Fuerza1(:,2);
set(handles.axes1,'visible','on');
axes(handles.axes1);
plot(ff1);
set(handles.axes3,'visible','on');
axes(handles.axes3);
plot(ff2);

-- Guardar Datos --
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
Texto=fopen('Prueba.txt','w');
Fuerza1=handles.Fuerza1;
ff1=Fuerza1(:,1);
ff2=Fuerza1(:,2);
formatSpec = 'La fuerza aplicada Sensor 1 de %2.3f N, Sensor 2 de
%2.3f N\n';
fprintf(Texto,formatSpec,ff1,ff2);

-- Borrar Datos --
function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
B1=0;
axes(handles.axes1);
plot(B1);
axes(handles.axes3);
plot(B1);
set(handles.axes1,'visible','off');
set(handles.axes3,'visible','off');

```

Anexo 10 – Manual de Usuario.

MANUAL DE OPERACIÓN: PROGRAMA ANDADERA INTELIGENTE

Para poder usar este software, es necesario instalar previamente el software: *andadera.exe* éste se encuentra dentro de la carpeta: *software necesario* (solo necesario si no se cuenta con una versión de Matlab 2012 en adelante), además de contar con una computadora o dispositivo que cuente con bluetooth.

Al dar doble clic sobre el icono de *andadera.exe*, se abrirá la siguiente ventana:



**El tiempo de respuesta del programa dependerá del procesador de la computadora que esté intentando abrirlo, además de la carga operacional a la que esté sometida.*

Al dar clic sobre el icono de dispositivos bluetooth la ventana principal cambiara a la siguiente forma, donde se activara un botón necesario para realizar la primera conexión bluetooth al dar clic sobre este:



En la zona de activación se encuentra dos botones que realizaran las conexiones vía bluetooth, uno de ellos se encuentra oculto y se activara después de presionar y realizar la correcta conexión del primer dispositivo bluetooth que corresponde a la andadera, una vez presionado el primer botón, la leyenda que lleva esté cambiara a “desconexión” y aparecerá el siguiente botón que será el encargado de realizar la conexión del dispositivo de medición inercial.



Una vez realizada la conexión exitosa de los dispositivos la venta principal cambiara de la siguiente manera:

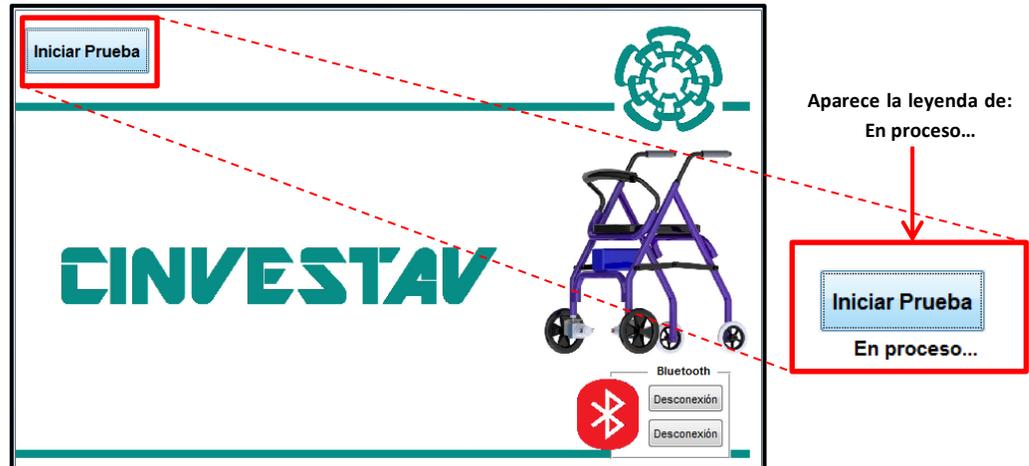


Calibración

La calibración del sensor dura alrededor de 8 segundos; una vez siendo oprimido el botón de calibración, el usuario deberá realizar movimientos que comúnmente ejecuta durante el proceso de marcha, esto para poder calibrar correctamente los sensores de la unidad inercial; cabe mencionar que este sistema de calibración funciona para cualquier zona donde los sensores sean puestos, y que el tiempo de calibración siempre permanece constante.

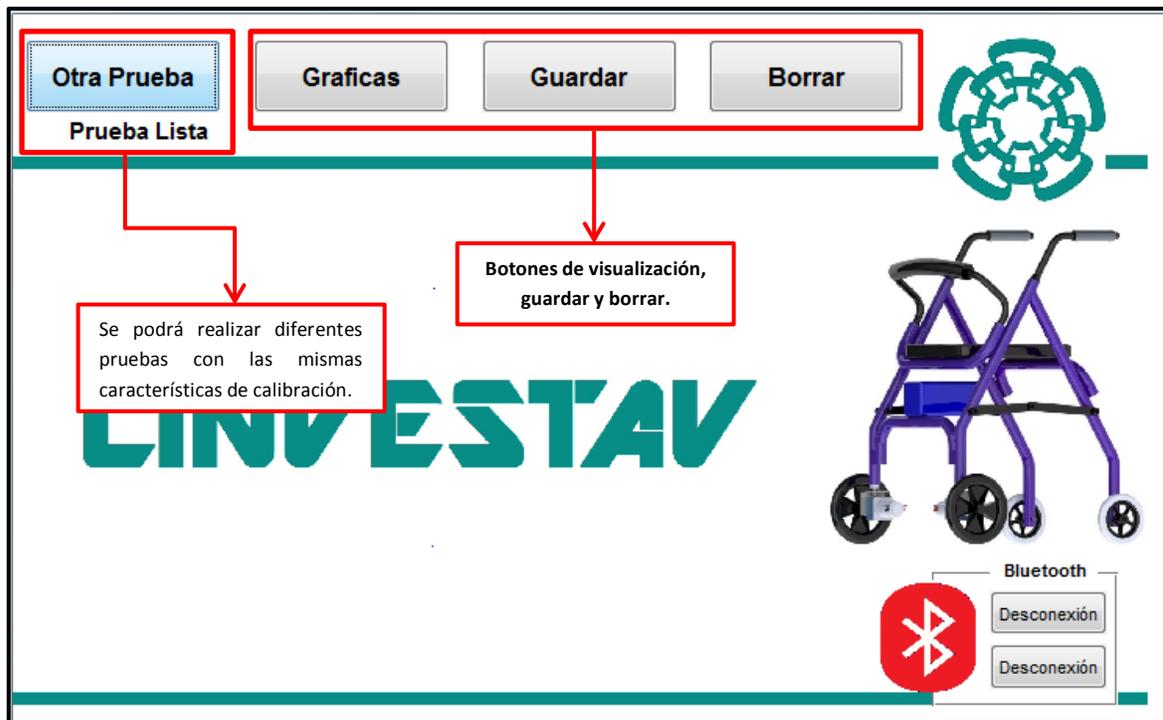
Iniciar Prueba

Después de realizarse la calibración, aparecerá un nuevo botón con la leyenda de “Iniciar Prueba”, al presionar el botón aparecerá una leyenda debajo del botón, esta prueba durara alrededor de un minuto:



**Una vez iniciado este modo de operación no será posible detenerla.*

Cuando haya finalizado la prueba la ventana principal cambiara nuevamente a la siguiente forma:

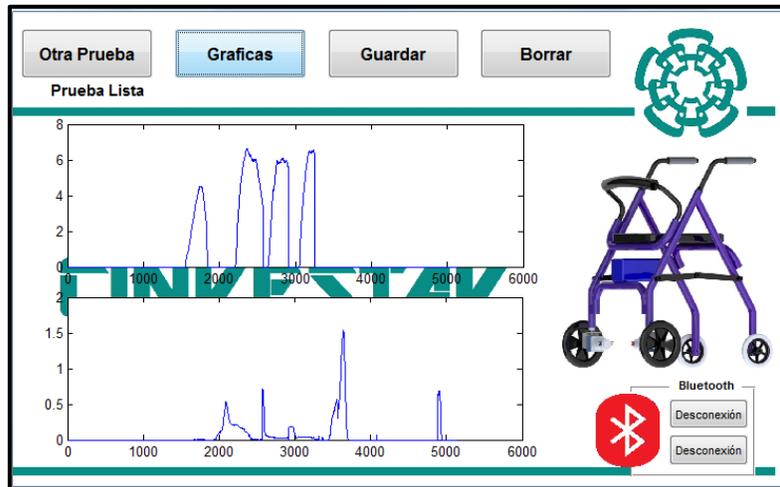


Otra prueba

Al presionar este botón se repetirá la prueba con las mismas características de calibración y tiempos (60 segundos o 1 minuto) que la primera prueba.

Gráficas

Este botón muestra los valores obtenidos durante la prueba realizada por los dos sensores de fuerza ubicados en los soportes de la andadera.



Guardar

Se guardarán los datos obtenidos por los sensores de fuerza e inerciales en una matriz para su posterior uso.

Borrar

Se borrarán los botones y gráficas que se encuentran en la pantalla principal, dejando solo aquellos que permiten la conexión y desconexión de los bluetooth.



Cerrar programa

Para cerrar el programa solo basta con dar un clic en la cruz blanca que se encuentra en la esquina superior derecha.



Posibles errores.

Error al instalar *andadera.exe*

Aparece cuando el procesador no es compatible con este software y la única solución es el cambiar de computadora o procesador.



Error al no tener un sistema con bluetooth

El programa no funcionara si el ordenador no cuenta con la opción de conexión vía bluetooth, ya que no se podrán realizar lectura de los sensores o el control de los motores.