



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Andadera inteligente enlazada a un celular basado en android para la asistencia de la marcha en adultos mayores.

Tesis que presenta

Emmanuel Barragán Muñoz

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Arturo Minor Martínez

Dedicatoria

Dedico este trabajo de manera muy especial.

A mi madre, Concepción Muñoz Nadal, por ser siempre el pilar en mi vida, en ella veo el espejo en el cual me quiero reflejar, siempre inculcándome el deseo de superarme y a nunca conformarme, también a ser perseverante y especialmente por contagiarme ese coraje de alcanzar siempre mis metas. Fuiste la motivación más grande para concluir con éxito este proyecto.

A Mi hermana Verónica Barragán Muñoz por su gran apoyo incondicional que me brinda día a día y que nunca ha faltado cuando la he necesitado, por su motivación de la cual me ha contagiado, pero más que nada, por su amor fraternal y ejemplo de hermana mayor.

A mi familia y amigos en general por siempre motivar el sentimiento de triunfo en la vida, por esta razón este nuevo logro es parte de ustedes, ya que contribuyeron de alguna forma para ser culminado.

Agradecimientos

Gracias al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico otorgado durante estos dos años.

Quiero agradecer al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) y a la sección de Bioelectrónica por darme la oportunidad de obtener mi grado de maestría en este centro de investigación que es bien reconocido a nivel nacional e internacional, en especial quiero dar gracias a mi tutor el Dr. Arturo Minor Martínez por su gran dirección y orientación en este trabajo.

A Bianet por mostrarme, paciencia, confianza, comprensión, sacrificio y por su inmenso apoyo, que ha sido su compañía y soporte para que este trabajo pudiera ser culminado, además de reconocerle el impulso que dio para que este trabajo tuviera un alcance internacional.

A la Doctora Blanca Luz Jiménez Herrera jefa de geriatría y a su equipo de médicos, por abrirme la puerta para realizar pruebas en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR). Y también al doctor Ignacio Hernández Investigador de este instituto por ser el enlace que me dirigió a realizar las pruebas.

A mi familia por confiar, apoyar y sacrificar todo para que un soñador alcance sus metas.

Reconocimientos Irwin Rosales García y a José Rosas Ortiz por su ayuda en la construcción y elaboración del prototipo, además compartir sus conocimientos durante este proyecto.

Gratitudes a todas las personas que conocí durante este tiempo, a mis amigos del laboratorio, Reynaldo mi amigo del alma por su opinión y buenos consejos siempre objetivos, a Elba y a Perla por mostrarme que la alegría y una buena actitud son parte de la fórmula para el éxito.

Hago reconocimiento de mis amigos Oscar y Edgar, por su gran sabiduría que pude palpar cuando formamos equipo y logramos cumplir con creces nuestros objetivos sin limitaciones.

A Paty Peña por su ayuda y excelente trabajo en todos los trámites administrativos que llegaron a surgir durante la maestría y sobre todo por gran su amabilidad.

Resumen.

En 2012 un estudio desarrollado por el Departamento de Economía y Negocios Sociales de la ONU reportó un aproximado de 810 millones de adultos en edad mayor. En este mismo estudio proyectó que para el 2050 la población incrementaría a 2 mil millones, esto indica que para esta fecha una de cada cinco personas serán personas mayores de 60 años [1].

En México poco más de cinco millones de adultos mayores mexicanos presentan alguna forma de discapacidad; entre ellos, más de 500 mil viven en situación de dependencia. En los próximos años, el reto será progresivamente mayor, debido a que con el envejecimiento poblacional la presencia de enfermedades crónicas, lesiones, en particular aquellas asociadas con las caídas contribuyen a la necesidad de desarrollar soluciones que resuelvan o apoyen a la población durante este periodo [2].

Este trabajo propone el desarrollo de un sistema de apoyo a la marcha en adultos mayores, el cual será utilizado como un equipo de asistencia para la marcha común sin afectar el andar del usuario, sin interconexiones físicas entre él y el dispositivo a través de comunicación inalámbrica, además de registrar las métricas generadas, este tiene la capacidad de almacenarlas, para que la información pueda ser analizada con posterioridad.

El sistema consiste en la modificación de una andadera tipo “*Rollator*”, el cual cuenta con una Unidad de Medición Inercial (IMU), mediante el cual se obtienen las aceleraciones lineales del sistema, éste cuenta con 3 sensores ultrasónicos de distancia para la detección de obstáculos, además tiene instalados un par de motores eléctricos alimentados por baterías, que controlaran el avance de la andadera. A su vez el adulto mayor porta una IMU que mide las aceleraciones generadas durante la marcha, estos valores a su vez son enviados mediante comunicación Bluetooth, a un módulo de procesamiento y almacenamiento.

Key words: Teléfono inteligente, andadera inteligente, dispositivos de asistencia ambulatoria, adulto mayor, marcha humana.

Abstract.

According to the Enonomy and Social Affairs Department of UN, world's largest adult population in 2012 was approximately 810 million person, by that time it was predicted that by 2050 it would increase to 2 billion, this indicates by this date of one of each five people will be people over 60 years.[1]

In Mexico, a little more than five million Mexican elderly people have some kind of disability, Among them, more than 500 thosuand of people live in a dependency situation. In the upcoming years, the challenge will be progressively higher, due to the aging and the presence of chronic diseases, as well as injures, particularly those associated with fall downs contribute to the need of develop solutions that resolve or support the population during this period [2].

This papper proposes the development of a gait support system for older adults, which will be used as a common ambulatory assistance equipment without affecting the user's gait, without physical interconnections between the patient and the device through wireless communication, in addition of record the measurements generated, the device is able to store them, the information can be analyzed later.

The system consists of the modification of a Rollator, it is a kind of walker, which has an Inertial Measurement Unit (IMU), same that provides the linear accelerations of the system, It has three distance ultrasonic sensor for detection of obstacles, besides a pair of electric DC motors powered by batteries were installed, they control the advance of the walker. Successively, the senior adult carries an IMU that measures the accelerations generated during the gait these values will be sent via Bluetooth communication to a processing and storage module.

Key words: Smart phone, smart Walker, Ambulatory care devices, elderly people, gait.

Contenido

Capítulo 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 Solución propuesta.....	4
2. Antecedentes.....	5
2.1 Marcha Humana.....	5
2.2 Ciclo de la marcha.....	6
2.3 Cambios en la marcha del adulto mayor.....	8
2.4 Dispositivos de asistencia para la marcha.....	10
2.4.1 Bastones.....	11
2.4.1.1 Bastones estándar.....	11
2.4.1.2 Bastones de cuello de ganso.....	13
2.4.1.3 Bastón de múltiple apoyos.....	14
2.4.1.4 Bastón-andadera.....	15
2.4.2 Muletas.....	16
2.4.2.1 Muletas axilares.....	16
2.4.2.2 Muletas Canadienses.....	17
2.4.3 Andaderas.....	17
2.4.3.1 Andaderas estándares.....	18
2.4.3.2 Andadera con ruedas delanteras.....	19
2.4.3.3 Andadera de cuatro ruedas.....	19

2.4.3.4 Andaderas inteligentes.....	21
2.4 Estado del Arte.	22
3. Desarrollo.	26
3.1 Descripción del sistema.....	27
3.1.1 Dispositivo ambulatorio.	28
3.2 Materiales.	29
3.2.1 Acelerómetros.....	29
3.2.2 MPU-6050.	30
3.2.3 HC- SR04 Sensor ultrasónico.....	32
3.2.4 Motor Vibrador C1026B	34
3.2.5 Módulo Bluetooth a Serial HC-05.....	35
3.2.6 Tarjeta de desarrollo.	36
3.2.7 Baterías.	38
3.2.8 DRIVER L298N.....	39
3.2.9 Motores.....	40
3.3 Metodología.....	41
3.3.1 Programación del Módulo HC-05.	41
3.3.2 Manijas.	43
3.3.3 Construcción interfaz háptica.	44
3.3.4 Circuito de carga.....	46
3.3.5 Circuito de la andadera.....	47
3.3.6 Arreglo sensores ultrasónicos.....	48
3.3.7 Medición de la velocidad.....	50
3.3.8 Gabinete.....	52
3.3. Programa de control de la andadera.	53

a)	Cálculo de valores.	54
b)	Lectura del acelerómetro.	55
c)	Lectura del puerto serial.	56
i)	Envío aceleraciones lineales y velocidad.	57
ii)	Envío de aceleraciones lineales, angulares y temperatura.	57
iii)	Envío de mediciones de distancia de los sensores ultrasónicos.	57
iv)	Modo control remoto.	57
v)	Configuración de parámetros.	59
vi)	Avance automático.	59
vii)	Estado de bloqueo.	59
viii)	Desactivación de retroalimentación.	60
d)	Configuración de velocidad.	61
e)	Lectura sensores ultrasónicos.	62
f)	Respuesta Interfaz Háptica.	63
g)	Control de velocidad de los motores.	64
h)	Lectura de velocidad.	64
i)	Respuesta detección de Obstáculos.	65
	Avance Gradual de los motores.	66
3.4	Desarrollo de la aplicación para un teléfono inteligente.	67
3.4.1	App inventor 2.	67
3.4.2	Características de la Aplicación.	67
3.4.3	Pantalla de inicio.	68
3.4.4	Modo Control Remoto.	71
3.4.5	Despliegue de valores de distancia.	71
3.4.6	Despliegue valores del sensor mpu-6050.	72

3.4.7 Configuración.....	72
3.5 Características del celular usado.	73
3.6 Cinta.	74
3.7 Software de análisis.....	75
3.7.1 Pretratamiento de la señal.....	75
3.7.2 Tratamiento de la señal.....	75
3.7.3 Detección de pasos.	77
Capítulo 4. Pruebas.....	78
4.1 Procedimiento.....	79
Capítulo 5. Resultados.....	81
Capítulo 6. Conclusiones y trabajo a futuro.	87
6.1 Conclusiones.....	87
6.2 Trabajo a futuro.	90
Anexos.....	95
Anexo 1. Lista de los comandos de configuración del HC-05.....	95
Anexo 2. Programa para la configuración del Modulo HC-05.	97
Anexo 3. Formato de consentimiento informado y aviso de privacidad.....	98
Anexo 4. Encuesta del uso del sistema ambulatorio.	100
Anexo 5. PCB.....	101

Índice de figuras

Figura 1. Densidad de población en México 2010.....	1
Figura 2. Índice de envejecimiento de 1990 al 2010.....	2
Figura 3. Diagrama a bloques solución propuesta.....	4
Figura 4. a) Batón de madera fijo b) Bastón de aluminio en donde la altura es ajustable. ...	12
Figura 5 Bastón de cuello de ganso.....	13
Figura 6. Bastón de cuatro patas.....	14
Figura 7. Bastón de múltiples apoyos.....	15
Figura 8. Muleta axilar.	16
Figura 9. Muletas canadienses.....	17
Figura 10. Andadera Estándar.	18
Figura 11. Andadera con ruedas delanteras.....	19
Figura 12. Andadera de cuatro ruedas.....	20
Figura 13. The Assitive Robotic Walker desarrollado en la universidad de Virginia.....	22
Figura 14. Instrumentación de la andadera construida en la Universidad de Toronto.	23
Figura 15. JabbaWalker.....	23
Figura 16. Boceto del ROAR.	24
Figura 17. Prototipo Robotic Walker.	24
Figura 18. SmartWalker.	25
Figura 19. Descripción a bloques del sistema.	26
Figura 20. a) Andadera de cuatro ruedas convencional, b) andadera inteligente desarrollada.	28
Figura 21. Representación de un acelerómetro de 3 ejes lineales y 3 ejes angulares.....	29
Figura 22. MPU-6050.....	31
Figura 23. Sensor Ultrasónico HC-SR04.	32
Figura 24. Diagrama en tiempo del funcionamiento del HC-SR04.	33
Figura 25. Representación de la distancia recorrida del sonido.	33
Figura 26. Motor vibrador C1026B.....	34
Figura 27. Modulo Bluetooth HC-05.	35
Figura 28. Arduino Nano.....	37
Figura 29. Batería sellada de ácido-plomo.	38
Figura 30. Módulo L298N.....	39

Figura 31. Acoplamiento de Motor con Rueda.	41
Figura 32. Representación de la conexión para la programación del HC-05.	42
Figura 33. Diagrama Esquemático de conexión entre arduino y el módulo HC-05.....	42
Figura 34. Manijas.	44
Figura 35. Representación de vibración.	44
Figura 36. Vibrador encapsulado e instalación dentro de la manija.	45
Figura 37 Circuito de carga.	46
Figura 38 Circuito Andadera.	47
Figura 39. Vista superior de la ubicación de los sensores ultrasónicos.....	48
Figura 40. Respuesta gráfica de la intensidad del PWM vs distancia detectada.	49
Figura 41 Gráfica de la cantidad de vibración.....	50
Figura 42. Arreglo de imanes sobre la rueda.....	51
Figura 43. Circuito de Instrumentación Sensor efecto hall.	51
Figura 44. Parte frontal Caja de control.	52
Figura 45. Parte posterior Caja de control.	52
Figura 46. Representación General del programa.	53
Figura 47. Inicialización del programa.	54
Figura 48. Lectura de acelerómetro.....	55
Figura 49. Lectura del puerto serial.....	56
Figura 50. Algoritmo del modo de control remoto.....	58
Figura 51. Algoritmo de estado de bloqueo.	60
Figura 52. Algoritmo activación/desactivación de la interfaz háptica.	60
Figura 53. Algoritmo de configuración de la velocidad.....	61
Figura 54. Metodología para obtener los valores de distancia de los sensores ultrasónicos.....	62
Figura 55. Algoritmo Respuesta háptica.	63
Figura 56. Algoritmo para medir la velocidad.	64
Figura 57. Respuesta de la detección de obstáculos.....	65
Figura 58. Metodología para el avance gradual de los motores.	66
Figura 59. Pantalla del móvil donde se muestra el icono de la app.....	68
Figura 60. Pantalla de inicio con sus características.	69
Figura 61. Función que corresponde a cada botón de la pantalla de inicio.....	70

Figura 62. Representación del uso del celular para los giros de la andadera.	71
Figura 63. Cinta adaptada para colocar el celular.	74
Figura 64. Señal de acelerometría con ruido.	76
Figura 65. Señal de acelerometría filtrada.	76
Figura 66. Gráfica de la magnitud (color azul) con detección de pasos, los puntos rojos representan un evento detectado.	77
Figura 67. Sujetos de pruebas durante el estudio.	78
Figura 68. Cinta colocada en el pecho para realizar la prueba.	79
Figura 69. Representación de la prueba realizada.	80
Figura 70. Planos anatómicos según la posición anatómica estándar.	81
Figura 71. Tasa de variación del tiempo entre muestra y muestra.	84
Figura 72. Gráficas de la aceleración de un segmento de una prueba de marcha en los tres ejes.	85
Figura 73. Gráficas de un segmento de una prueba de marcha, en este caso se pudieron detectar 13 pasos como se mencionó en el apartado de metodología los pasos son detectados como puntos rojos sobre la gráfica de la magnitud de las tres aceleraciones.	85
Figura 74. Regresión Polinómica de grado 50 en color rojo, Señal original en puntos azules.	86
Figura 75 Tarjeta de Circuito Impreso.	101

Capítulo 1. Introducción.

1.1 Planteamiento del problema.

La distribución en la población mexicana en el último censo poblacional el grupo más denso esta entre los 5-19 años, y para menores de 4 años se muestra una disminución de este grupo (Figura 1). [3]

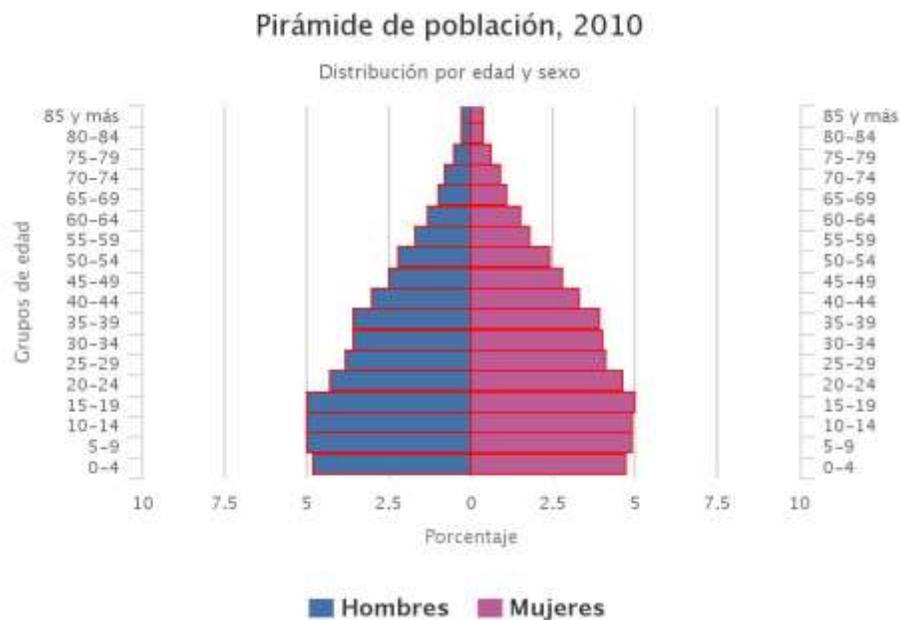


Figura 1. Densidad de población en México 2010.

Aunque la población joven es mayoritaria, la población adulta mayor ha estado en aumento en relación al total, como se muestra en la figura 2, la tendencia es que este índice aumenta una razón de 1.1 cada 5 años con respecto al periodo anterior, para el 2010 el porcentaje es de 31%.

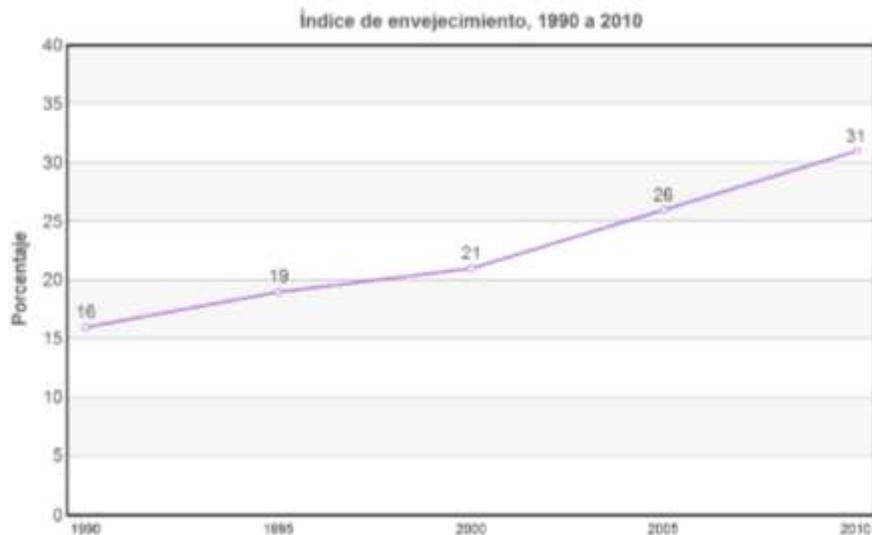


Figura 2. Índice de envejecimiento de 1990 al 2010.

Otro factor relevante es la relación de dependencia por vejez en México en donde 9 de cada 100 habitantes son adultos mayores, los cuales necesitan de apoyo para su sustento [4], por diversas razones como puede ser algún tipo de discapacidad.

Las personas con discapacidad están expuestas a desenlaces desfavorables, una menor participación económica y mayor empobrecimiento, 26.8% de los Adultos Mayores tienen alguna limitación para realizar actividades de autocuidado, como es el caminar. Para preservar la autonomía y la calidad de vida al envejecer debemos intervenir sobre los determinantes de la discapacidad y suprimir los obstáculos que impiden el acceso a un cuidado digno. [2]

La ONU, reportó que en el 2015, que más de mil millones de personas, que representa un 15% de la población mundial, sufre de alguna forma de discapacidad, de esta cifra entre 110 millones a 190 millones son adultos, los cuales padecen dificultades considerables para ser dependientes. Esta tasa de discapacidad está en aumento debido al envejecimiento de la población y el aumento de las enfermedades crónicas, entre otras razones. Personas con estas complicaciones tienen menos acceso a los servicios de asistencia sanitaria y por lo tanto necesidades insatisfechas. [5]

Las personas con discapacidad son particularmente vulnerables a las deficiencias de los servicios de asistencia sanitaria. Dependiendo del grupo y las circunstancias, las personas con discapacidad pueden experimentar una mayor vulnerabilidad a afecciones secundarias, comorbilidad, enfermedades relacionadas con la edad y una frecuencia más elevada de comportamientos nocivos para la salud y muerte prematura. [5]

1.2 Objetivos.

1.2.1 Objetivo General.

Desarrollo de un sistema que de asistencia durante la marcha, permitiendo que el usuario se desplace sin dependencia en ambientes familiares y no familiares, reincorporándola a sus actividades normales en la sociedad y mejorando su calidad de vida, además de registrar las señales de aceleración que se presentan durante la marcha de una persona adulta mayor con algún tipo de discapacidad motriz.

1.2.2 Objetivos Específicos.

Desarrollar un sistema ambulatorio con las siguientes características:

- Detectar los obstáculos que se crucen en el frente a una distancia de hasta 2 m.
- Detectar las aceleraciones lineales que se generan durante la marcha.
- Registrar y almacenar los valores de aceleración.
- Realizar la comunicación de forma inalámbrica entre los módulos para no obstaculizar el proceso natural de marcha.
- Implementar un suministro eléctrico por medio de baterías.
- Apoyo del avance del sistema mediante motores DC con control de velocidad variable.

1.3 Solución propuesta.

Se propone un sistema ambulatorio que se utilice a la par de la marcha de un adulto mayor que mejore el desempeño, la estabilidad y la seguridad a éste, que sea intuitiva y con la capacidad de prevenir caídas. Este estará basado en la modificación y adaptación electromecánica de una andadera convencional de cuatro ruedas, Una andadera de cuatro ruedas es un dispositivo comúnmente utilizado para la asistencia durante la marcha en donde el usuario no necesita levantarla con cada paso, está cuenta con un par de frenos mecánicos activados desde un par de manijas que accionan los frenos de las ruedas por medio de chicotes.

Como se menciona en el apartado de objetivos, el dispositivo tendrá la capacidad de responder paralelamente con el movimiento de marcha del paciente, realizar el registro y almacenamiento de las aceleraciones lineales que se generan con la marcha y la detección de objetos que obstaculicen la marcha, esta estará equipada con actuadores que controlen su avance.

Para no perturbar una marcha normal, se deben evitar cables de interconexión con el usuario, por lo que la alimentación será portátil. La propuesta esta descrita en la figura 3.

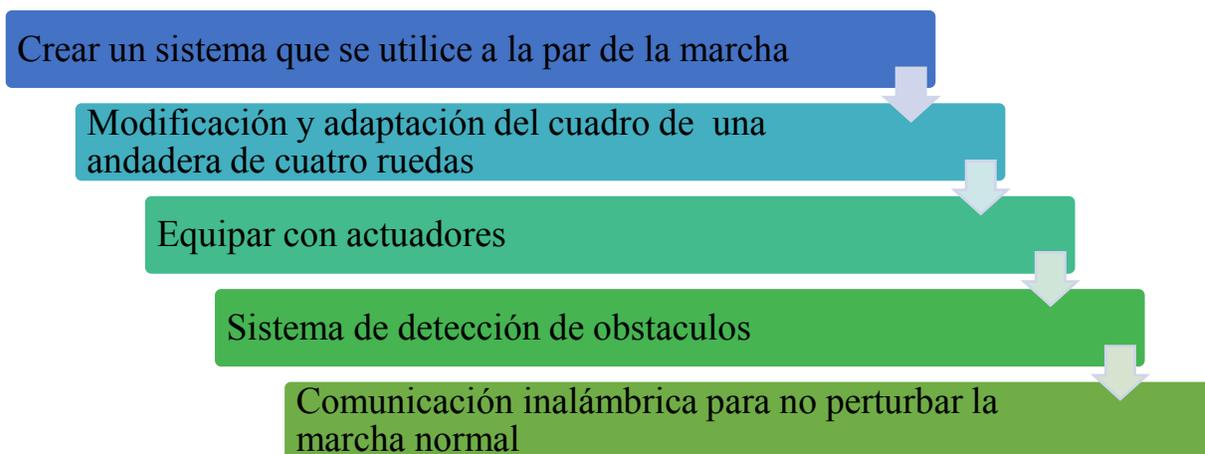


Figura 3. Diagrama a bloques solución propuesta.

2. Antecedentes.

En este apartado se detallara la información previa para el desarrollo de este trabajo, relacionada con la marcha humana, el ciclo de la marcha, marcha en el adulto mayor y los cambios de la marcha que se van presentando con la edad, consecuentemente se enunciara los dispositivos que dan soporte durante la marcha y sus usos, ventajas y desventajas. Lo desarrollado durante los últimos años en materia de los dispositivos de asistencia para la marcha y por último se plantea la problemática del porque es necesario el surgimiento de nuevas tecnologías que den sustento y apoyo al adulto mayor.

2.1 Marcha Humana.

Es un modo de locomoción bípeda mediante la actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir, que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor o el impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior. También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante.

Más que el desarrollo de un reflejo innato, la marcha es una actividad aprendida. Durante los primeros años de su infancia el niño experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. Hasta los 7 u 8 años no se alcanza la marcha característica, que una persona muestra en la edad adulta. Aunque algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud del paso, continúan evolucionando hasta alcanzar los valores típicos del adulto alrededor de los 15 años. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales, que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con diferentes circunstancias como

el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente, y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas. [6]

2.2 Ciclo de la marcha.

Conviene dividir la marcha en fases, ya que su análisis cinemático comienza por la inspección visual de cada región anatómica, en cada una de las fases del ciclo de la marcha, mientras el individuo camina. Por ello, definiremos el ciclo de marcha y sus fases. El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Durante un ciclo de marcha completo, cada miembro inferior considerado pasa por dos fases:

- A) Fase de apoyo: en la cual el pie de referencia está en contacto con el suelo.
- B) Fase de oscilación: en la que el pie de referencia está suspendido en el aire.

La fase de apoyo constituye alrededor del 60% del ciclo y la fase de oscilación representa el 40% restante. Las fases del ciclo de marcha, para facilitar su estudio suelen dividirse, todavía, en componentes más pequeños o subfases, según la siguiente secuencia: El ciclo se inicia con el impacto de talón en el suelo; al 15% el antepié también contacta con el suelo, por lo que esta subfase se denomina "pie plano sobre el suelo" o media; al 40% del ciclo, el talón comienza a elevarse del suelo (subfase de despegue de talón o final), al 50%, despegamos el antepié, que culmina al 60% del ciclo con el despegue de los dedos, lo que indica también el comienzo de la fase de oscilación. La atribución de percentiles en esta fase es algo imprecisa, pero en la primera parte, se realiza el avance del miembro oscilante hasta alcanzar el miembro contralateral, y la extensión de rodilla completa el avance del miembro inferior. Al cumplirse el 100% del ciclo, se produce de nuevo el impacto de talón, con el mismo pie. Autores como Perry dividen la fase de apoyo en 4 subfases (inicial, media, final y preoscilación) y la de oscilación en 3 (inicial, media y final). El ciclo de marcha con sus porcentajes de duración sucede exactamente igual para el miembro contralateral, lo que revela, considerando los dos miembros inferiores, la existencia de dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos

pies contactan con el suelo: uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, próximo a la fase de despegue, se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo. Estos periodos tienen un porcentaje de duración de alrededor de un 10%, cada uno, y, también hay durante un ciclo de marcha dos periodos de apoyo monopodal durante los cuales tan sólo un miembro inferior contacta con el suelo y sobre él recae el peso del cuerpo.

Los cuatro periodos en que se divide el ciclo de marcha son, por tanto:

1. Primer periodo de doble apoyo: Que comienza cuando el pie tomado como referencia toma contacto con el suelo por el talón, frenando la aceleración del cuerpo hacia delante y culmina con el despegue del miembro contralateral.
2. Primer apoyo unipodal o periodo portante: En el cual el peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el miembro contralateral está oscilando.
3. Segundo doble apoyo: El pie considerado se apoya solo por el antepié en el suelo y está en situación posterior acelerando el cuerpo hacia delante, es el miembro propulsor o miembro activo dinámico.
4. Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante.- El pie que en el tiempo anterior solo se apoyaba por el antepié en el suelo, ha despegado e inicia su periodo oscilante. Para una mayor descripción del ciclo de marcha pueden realizarse medidas de algunos parámetros generales descriptivos como la longitud, anchura y ángulo del paso, la cadencia y la velocidad de marcha.

Cada ciclo de marcha comprende dos pasos, siendo el paso la actividad entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral.

- La longitud del paso corresponde a la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del pie contralateral. Su media es de 75 cm.
- La anchura del paso es la distancia entre los puntos medios de ambos talones y su media es de unos 10 cm. en terreno llano.
- El ángulo del paso es el que forma el eje longitudinal del pie con la línea de dirección de la progresión; normalmente mide 15°.

- La cadencia es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente se mide en pasos por minuto. La cadencia espontánea o libre en adultos oscila de 100 a 120 ppm.
- La velocidad de marcha es la distancia recorrida en la unidad de tiempo y también se obtiene evidentemente multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min. o Km/hora. La velocidad espontánea en adultos oscila de 75 a 80 m/min., es decir, de 4,5 a 4,8 Km/h. [7]

2.3 Cambios en la marcha del adulto mayor.

En el envejecimiento ocurren una serie de modificaciones en los mecanismos nerviosos centrales y periféricos que controlan el equilibrio y en el aparato locomotor, que pueden modificar el patrón normal de la marcha, constituyendo la marcha senil.

La marcha senil se caracteriza por una postura del cuerpo con discreta proyección anterior de cabeza, flexión del tronco, caderas y rodillas. Las extremidades superiores tienden a realizar un menor balanceo y el desplazamiento vertical del tronco se reduce. El largo del paso disminuye y el ancho del paso se incrementa levemente. Los ancianos tienen una fase de balanceo reducida a expensas de la fase de doble apoyo. El doble apoyo aumenta con la edad de un 15-20% del ciclo de marcha hasta el 25-30%. Durante la fase de doble apoyo el centro de gravedad se encuentra entre los pies, lo que favorece la estabilidad. El ritmo al caminar se relaciona con el largo de las piernas y no cambia excepto que existan patologías.

A medida que envejecemos, el sistema músculo-esquelético sufre numerosos cambios que afectan a los segmentos corporales que participan en la marcha. En el tobillo disminuye la fuerza del tríceps sural y el rango articular en parte por pérdida de elasticidad de las partes blandas. En el pie es común la atrofia de las células firoadiposas del talón, disminución de la movilidad de las articulaciones del antepié con deformidades, zonas de hiperqueratosis en la piel de planta y dorso de ortejos y atrofia de la musculatura intrínseca del pie.

En la rodilla, por la alta prevalencia de artrosis, se produce disminución de la movilidad articular, siendo más compleja la pérdida de extensión completa de la rodilla por el costo energético que implica mantener la marcha y la inestabilidad que podría generar. La generación de osteofitos puede ir dañando el aparato cápsulo-ligamentoso de la rodilla y producir una inestabilidad progresiva, alteraciones del eje (genu valgo o varo) y claudicación espontánea.

A nivel de cadera, es bastante frecuente que por la posición sedente prolongada se produzca acortamiento del músculo iliopsoas favoreciendo la pérdida de extensión de la cadera. Debido al acortamiento del psoas iliaco y su eventual sobreactivación mioeléctrica se altera el patrón de reclutamiento muscular en el plano sagital y el glúteo mayor (extensor de cadera) pierde capacidad de activación. La alteración entre las fuerzas de flexión y extensión genera condiciones poco favorables para la articulación y se precipita el desgaste articular.

Secundario al desgaste del cartílago articular se puede producir disminución de la movilidad e incluso rigidez en flexo de cadera. Cuando la artrosis es muy severa, la cabeza femoral puede aplanarse ocasionando acortamiento de la extremidad. Por último, la sarcopenia y el dolor pueden favorecer que exista una insuficiencia de los músculos abductores de cadera. A nivel de la columna vertebral, debido a la disminución de altura de discos intervertebrales y eventual acuñaamiento de vértebras por fracturas osteoporóticas, se produce una cifosis dorsal que favorece que el centro de gravedad se desplace hacia anterior.

En el adulto mayor aparece el fenómeno de sarcopenia y esto es especialmente relevante en músculos antigravitatorios como glúteos, cuádriceps, tríceps sural, fundamentales en el equilibrio y la locomoción.

Uno de los aspectos de la marcha más importantes en la tercera edad es la velocidad. La velocidad de marcha menor a 1m/s es indicador de eventos adversos en el adulto mayor

aparentemente sano y si la velocidad de marcha disminuye hasta menos de 0,8 m/s, se puede perder la capacidad de marcha extradomiciliar funcional. A partir de los 60 años la velocidad de marcha rápida disminuye 1% por año, debido a que los ancianos tienen menor fuerza propulsiva, menor resistencia aeróbica y a que sacrifican el largo del paso en favor de lograr una mayor estabilidad. En Chile se encontró que la velocidad de marcha rápida a los 60 años obtenida a través del test de marcha de 6 minutos es en promedio 1,7m/s en hombres y 1,6m/s en mujeres. Un estudio peruano midió la velocidad de marcha en 10 metros y encontró valores promedio de 0,95m/s en el grupo de 60 a 69 años, 0,91 m/s en ancianos de 70 a 79 años y 0,84m/s en mayores de 80 años, donde los peores valores se encontraban en ancianos frágiles y mujeres [8].

Trastornos de la marcha en el anciano son comunes y en la mayoría de los casos no pueden ser tratados médicamente o quirúrgicamente. Por lo tanto, el tratamiento a menudo se basa en los dispositivos ambulatorios tales como bastones, muletas y andadores. Antes de seleccionar un dispositivo, el paciente debe ser evaluado para definir si se requieren una o ambas extremidades superiores para lograr el equilibrio o soportar peso. Los pacientes que requieren sólo una extremidad superior pueden usar un bastón, mientras que los pacientes que requieren ambas extremidades superiores son mejor servidos por muletas o andadores. La necesidad del paciente de soportar el peso a través del dispositivo ayudará al médico a elegir un dispositivo de asistencia para la marcha. [9]

2.4 Dispositivos de asistencia para la marcha.

Son 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.

En muchos casos, los dispositivos ambulatorios se utilizan en su forma básica, pero todos los dispositivos pueden ser equipados con accesorios para modificar su función. Por ejemplo, las empuñaduras hechas a la medida se pueden utilizar para mejorar la comodidad y la función en pacientes con cuadros severos de artritis reumatoide.

2.4.1 Bastones.

Los bastones amplían la base de apoyo de una persona, proporcionando de este modo un mayor balance. Mientras que los bastones han sido tradicionalmente utilizados sólo para el equilibrio y no la carga de peso, los diseños modificados permiten diferentes grados de carga de peso a través del bastón.

Un bastón normalmente se utiliza cuando se requiere sólo una extremidad superior para mantener el equilibrio o la carga de peso. Algunos diseños de bastones modificados incluyen contrapeso y múltiples apoyos. No hay muchos estudios que comparan la eficacia de los diferentes tipos de bastones.

El patrón de marcha de una persona usando un bastón por lo general consiste en colocar el bastón en la mano opuesta a la pierna con el déficit más grave. El bastón da apoyo a la pierna opuesta.

2.4.1.1 Bastones estándar.

Bastones de madera estándar son dispositivos económicos y ligeros que deben ser ajustados adecuadamente a la medida de la longitud. Bastones de aluminio estándar (Figura 4) son más caros, pero su longitud se puede ajustar fácilmente, evitando así la necesidad de ajuste a la medida personalizado.

Bastones de madera y de aluminio (Figura 4) son útiles para los pacientes que necesitan un punto de contacto con el suelo para mantener el equilibrio adicional, pero que tienen poco o ningún requisito de que la carga de peso de las extremidades superiores. Bastones estándar se pueden utilizar en pacientes con disfunción vestibular, deficiencia visual o ataxia sensorial.



a)



b)

Figura 4. a) Batón de madera fijo b) Bastón de aluminio en donde la altura es ajustable.

2.4.1.2 Bastones de cuello de ganso.

Los bastones de cuello de ganso (figura 5) permiten que el peso del paciente se desplace sobre el eje del bastón. Por lo general son de aluminio, y su longitud es ajustable. En contraste con los bastones estándares, los bastones de cuello de ganso pueden ser utilizados por pacientes que tienen necesidad de la carga de peso. Este tipo de bastones por lo tanto pueden ser prescritos para los pacientes con trastornos de la marcha dolorosos, desde leve a moderado causado por marcha antiálgica de cadera o rodilla osteoartrítica.



Figura 5 Bastón de cuello de ganso.

2.4.1.3 Bastón de múltiple apoyos.

Este proporciona una base mayor de apoyo y permite una carga mayor de peso. Ellos pueden ser prescritos para los pacientes con una moderada a severa marcha antiálgica de la osteoartritis.

Una ventaja principal de los bastones de múltiples apoyos (figura 6) es que pueden mantenerse de pie en el suelo cuando no este en uso, liberando así las manos del paciente para llevar a cabo otras tareas.

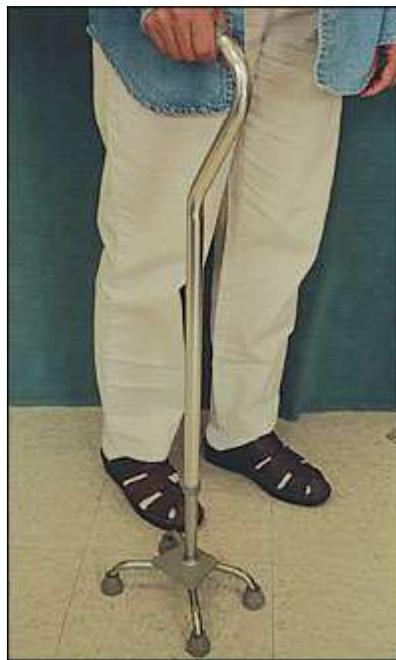


Figura 6. Bastón de cuatro patas.

2.4.1.4 Bastón-andadera.

Son dispositivos de aluminio de base amplia que tienen un componente vertical con un mango y dos patas, y otro componente con dos patas adicionales en ángulo lejos del paciente (Figura 7). El Bastón andadera proporciona un apoyo más amplio que los bastones. Estos son ideales para pacientes que requieren de peso continuo teniendo con un solo brazo. Por ejemplo, un paciente que tuvo un accidente cerebrovascular con hemiparesia y que tiene pérdida de moderada a severa de la función de la extremidad inferior sería un candidato para este dispositivo.



Figura 7. Bastón de múltiples apoyos.

2.4.2 Muletas.

Las muletas aumentan la base de apoyo, lo que mejora la estabilidad lateral. En contraste con bastones, las muletas se pueden utilizar para la carga de peso completa.

2.4.2.1 Muletas axilares.

(Figura 8) Son de bajo costo y por lo general se utilizan para proporcionar apoyo a la deambulación con carga de peso para las personas en situación de marcha temporalmente restringida. Debido a la amplia necesidad para la deambulación y la fuerza es necesario utilizar muletas axilares.



Figura 8. Muleta axilar.

2.4.2.2 Muletas Canadienses.

Las muletas de antebrazo, también conocidos como muletas canadienses o Lofstrand (figura 7), Se utilizan para pacientes que requieren apoyo bilateral de las extremidades superiores con soporte de peso de vez en cuando. Una ventaja de las muletas de antebrazo es que permiten tener las manos libres sin desenganchar la muleta del antebrazo. Son menos complicadas que muletas axilares y fáciles de usar para subir escaleras. Pueden ser utilizados para los pacientes altamente activos con paraplejia



Figura 9. Muletas canadienses.

2.4.3 Andaderas.

Las andaderas mejoran el equilibrio mediante el aumento de la base de apoyo del paciente, mejorando la estabilidad lateral, y el apoyo del peso del paciente. A pesar del apoyo mejorado y utilidad para la carga de peso, las andaderas también tienen desventajas. Estos incluyen dificultad para mover el dispositivo a través de puertas y áreas congestionadas, reducción de balanceo de los brazos normales, y la mala postura anormal con la flexión de la espalda mientras se camina. En general, las andaderas no se deben utilizar en las escaleras.

2.4.3.1 Andaderas estándares.

Las andaderas estándares (Figura 8) tienen cuatro patas con puntas de goma que debe entrar en contacto simultáneo con el suelo. Esta es el más estable, pero requiere un patrón de marcha controlada más lenta porque los pacientes que lo usan deben ser capaces de recoger la andadera por completo fuera del suelo y colocarlo hacia adelante antes de dar un paso. Un estudio indicó que era necesaria una mayor demanda de atención para el uso de todos las andaderas en comparación con los bastones, la andadera estándar puede ser útil para los pacientes con ataxia cerebelosa de moderada a severa, pero la necesidad de atención los hace menos deseables para los pacientes con deterioro cognitivo.



Figura 10. Andadera Estándar.

2.4.3.2 Andadera con ruedas delanteras.

Las andaderas con ruedas delanteras (Figura 9) son las mejores para pacientes, con un paso que es demasiado rápido o que tienen dificultad para levantar una andadera estándar. Las ruedas permiten al paciente mantener un patrón de marcha más natural que lo haría con una andadera estándar.



Figura 11. Andadera con ruedas delanteras.

2.4.3.3 Andadera de cuatro ruedas.

Este tipo de andaderas (figura 10) se puede utilizar si el paciente requiere una mayor base de apoyo y no puede soportar peso. Si un paciente aplica su peso a través del dispositivo, este podría rodar, lo que resulta en una caída. Este tipo de andaderas son mejores para los pacientes mayores que caminan largas distancias y que requieren mínima carga de peso. El tipo de

pacientes propuestos para las andaderas de cuatro ruedas incluyen pacientes con Parkinson de afección leve a moderada o ataxia. Cuando sea necesario, estas andaderas pueden ser modificadas para proporcionar robustez a su construcción, ruedas más grandes, los sistemas de frenado, o un asiento. [9]



Figura 12. Andadera de cuatro ruedas.

2.4.3.4 Andaderas inteligentes.

Desde hace varios años, los investigadores se han ocupado de las necesidades de las personas con problemas de movilidad a través de dispositivos de asistencia robótica: sillas de ruedas robóticas, bastones con sensores y andaderas mejoradas. La prioridad fundamental es proporcionar seguridad (evitando caídas y obstáculos), el control postural de los pacientes, y ayuda a la navegación. Recientemente, los investigadores comenzaron a centrar su trabajo en tratar de estandarizar y crear una forma efectiva para analizar y evaluar la marcha.

Este tipo de dispositivos mejoran la calidad de vida de las personas con trastornos del equilibrio (por ejemplo, algunos pacientes con ataxia de edad avanzada). Se planteó la hipótesis de que agregar la robótica a una andadera puede eliminar las limitantes de las andaderas convencionales. Un gran número de propietarios de andaderas convencionales experimentaron problemas relacionados con el uso de este dispositivo. Además, estas andaderas son más apropiadas para los ancianos con problemas de equilibrio de baja a media intensidad o patologías clínicas, tales como la artritis.

La manera más frecuente de accidentes relacionados con las andaderas son las caídas. En una tentativa de esbozar estos problemas, las andaderas inteligentes (*Smart Walker*) empezaron a surgir en la investigación. Mediante la integración de los motores y sensores, es posible proporcionar un sistema de navegación de asistencia con sensores que detectan obstáculos y proporcionar una marcha estable y fácil maniobrabilidad.

El uso de andaderas puede aumentar la confianza del usuario y la sensación de seguridad, lo que, a su vez, puede ayudar a sus niveles de actividad e independencia. [10]

2.4 Estado del Arte.

El desarrollo de sistemas de análisis y apoyo para la marcha es una de las áreas de interés que ha aumentado debido a que se espera un aumento en la población con patologías en la marcha, en especial atención con los adultos mayores.

Durante el 2001, En la universidad de Virginia se diseñó un agente asistente robótico, basado en la modificación de un cuadro tipo *Rollator* (figura 11) que evita obstáculos y previene caídas, proveyendo asistencia a los usuarios, los sensores con los que cuenta son sonares IR, y un motor en la rueda frontal y con sistema de frenos automáticos [11].



Figura 13. The Assitive Robotic Walker desarrollado en la universidad de Virginia.

El i-Walker es desarrollado en Japón como una herramienta para la rehabilitación en hospitales para pacientes hemiplégicos, este tiene la capacidad de prevenir caídas y asistir en la dirección del andar, equipado con una cámara frontal, encoders en las ruedas y frenos, todo controlado desde una computadora portátil [12].

En la universidad de Toronto en el 2011 se desarrolla un asistente (figura 12) enfocado para los pacientes con esclerosis múltiple, basada en un sistema iWalker, el cual es una herramienta para el registro del movimiento de los pies, mediante la detección de marcadores con cámaras [13].

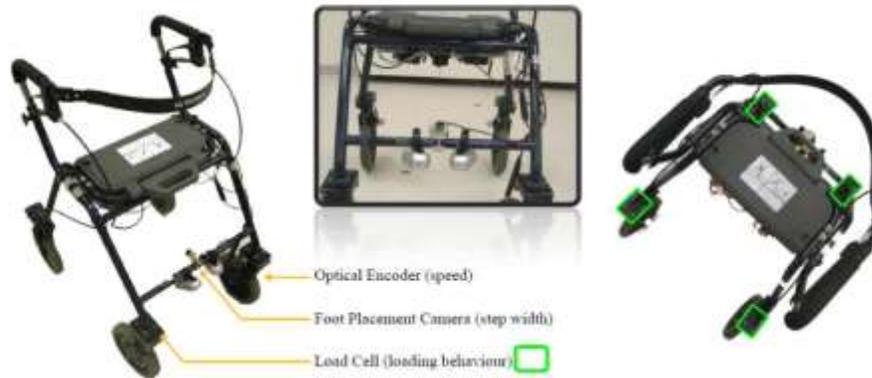


Figura 14. Instrumentación de la andadera construida en la Universidad de Toronto.

En el 2012, K. Bolante, Et Al desarrolló un sistema de nombre Jabba Walker, fabricado en una aleación de aluminio 6061 y acero Inoxidable 304 , el cual es un sistema ajustable con doble sistema de freno dual (figura 13), con capacidad de soportar a un paciente de 136 Kg, proporcionando estabilidad y de peso reducido [14].



Figura 15. JabbaWalker.

En ese mismo año en el departamento de ciencias computacionales de la universidad de Umeå, Suecia, desarrollan el sistema ROAR (*Robotically Augmented Rollator*) como se muestra en la figura 14, este tiene la capacidad de y evitar las esquinas, postes, muebles y otros obstáculos, evitar agujeros, este trabajo esta enfocado para personas con visión limitada y personas con discapacidades motoras [15].

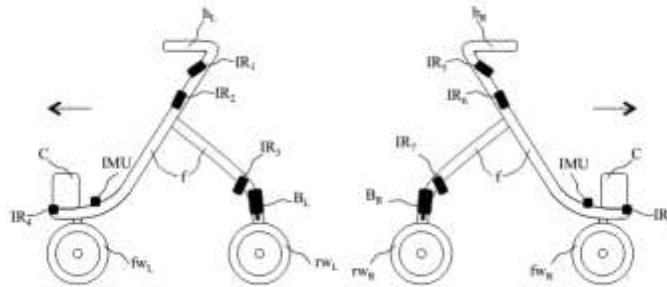


Figura 16. Boceto del ROAR.

En la Universidad de Atenas Grecia en conjunto con la Universidad de Munich, se desarrolla en 2014 un sistema en un cuadro tipo *Rollator*, considerado un *Robotic Walker* (figura 15), equipado con actuadores, que son controlados por la interacción y el movimiento del usuario hacia el sistema, este está equipado con sensores laser de proximidad, sensores de fuerza y torque, cámaras RGB, encoders y micrófonos, los sensores laser proporcionan escaneo completo de la zona de paso y el registro del movimiento de las piernas, los sensores de fuerza y de torque miden las fuerzas aplicadas entre el paciente y el dispositivo, tiene la capacidad de capturar el movimiento del cuerpo del paciente, los micrófonos junto con las cámaras reciben comandos audio-gestuales [16].

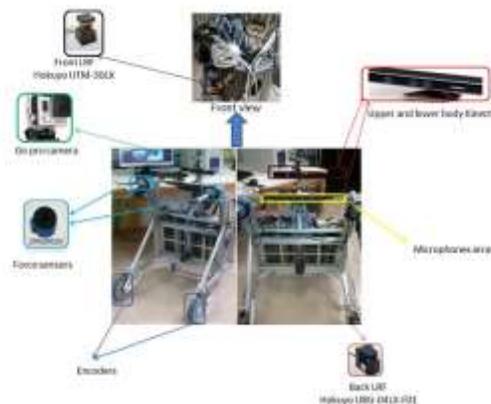


Figura 17. Prototipo Robotic Walker.

En el 2015 el departamento de ciencias de la computación de ETH Zurich, desarrollan nombrado de SMARTWALKER (figura 16), que es una andadera equipada con actuadores en las ruedas y escaners laser de rango, un inclinómetro y una cámara giratoria, mediante una tarjeta Beaglebone junto con una Tablet se realiza el procesamiento, consta con control de velocidad, tiene dos modos de funcionamiento autónomo, permitiéndole navegar solo en un entorno; y asistencia, dándole soporte al usuario cuando camina, evitando objetos que se le atraviesen durante la marcha, el prototipo fue evaluado por 13 personas adultas mayores, opinando positivamente por su uso [17].



Figura 18. SmartWalker.

3. Desarrollo.

En este apartado se describe la metodología de la construcción del sistema que cumple con las expectativas de la solución propuesta, así como la descripción de los elementos usados, la lógica empleada y memorias de cálculo en las que está apoyado este proyecto.

El sistema está conformado por tres elementos (figura 19), el primero es el dispositivo de asistencia para la marcha equipado con sensores y actuadores, este le proveerá al usuario asistencia de la marcha, el segundo elemento está conformado por un teléfono inteligente, toma registros de aceleración los almacena y envía, así como la configuración de parámetros. El último elemento es el procesamiento, tratamiento y despliegue de los datos con MATLAB 8.1

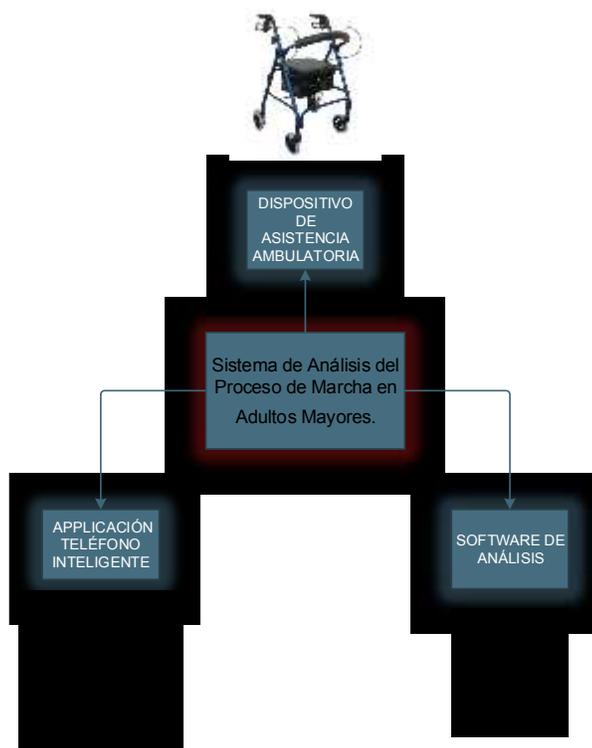


Figura 19. Descripción a bloques del sistema.

3.1 Descripción del sistema.

Es un sistema autónomo con la capacidad de asistencia para la marcha, basado en la modificación del cuadro de aluminio de una andadera tipo “*Walker Rollator*”, está equipado con un par de motores de corriente continua para el control del movimiento mediante una tracción diferencial también cuenta con un arreglo de sensores ultrasónicos para la detección de objetos, la Smart walker cuenta con acelerómetros lineales y angulares en los tres ejes. Como retroalimentación para el usuario se colocaron en las empuñaduras interfaces hápticas, el sistema tiene la capacidad de detectar un posible desequilibrio del usuario y mandar un estado de bloqueo electromecánico para evitar la caída, además de detectar objetos en frente, éste reduce la velocidad mientras se aproxime al obstáculo hasta evitar el contacto y detenerse por completo. Para la configuración, monitoreo y despliegue de los valores registrados, se creó una aplicación en Android 5.1, el sistema tiene tres modos de control manual, automático y mando a distancia, para el control manual el usuario tiene botones en las empuñaduras para el avance recto, giro y reversa; en el modo automático el sistema detecta pasos mediante los registros de aceleración de la marcha avanzando una proporción hacia el frente; y el último modo en control a distancia se utiliza el celular como de interfaz de control usando los acelerómetros del teléfono para controlar la dirección de la andadera y con un par de botones activar si se desea ir hacia adelante o hacia atrás. Dentro de la app de Android se puede generar un archivo de texto de los registros de las aceleraciones durante la marcha y compartirlo mediante email, además de monitorear las distancias detectadas por los sensores ultrasónicos, configurar la velocidad, activar o desactivar el feedback háptico, modificar las distancias de sensado ultrasónico. Por último con MATLAB® 8.3, se analizan las señales de aceleración del archivo de texto, aplicando un filtro promedio y un filtro Butterworth pasa bajas de cuarto grado con frecuencia de corte de 6 Hz.

3.1.1 Dispositivo ambulatorio.

Como base del sistema de apoyo se modificó una andadera de cuatro ruedas convencional tipo tubular de aluminio (figura 20), a la cual se le retiraron las ruedas originales y el sistema de freno instalado en las empuñaduras, a la andadera se le instalaron sensores para la detección de obstáculos que se le interpongan, para saber su registro de aceleración la misma andadera tiene instalada una Unidad de masa inercial, la velocidad de la andadera es medida también por un sensor. La forma de interacción entre el usuario y la andadera es mediante una interfaz háptica, para el desplazamiento fueron instalados un par de motores DC en las ruedas delanteras, además de tener interconexión bluetooth.

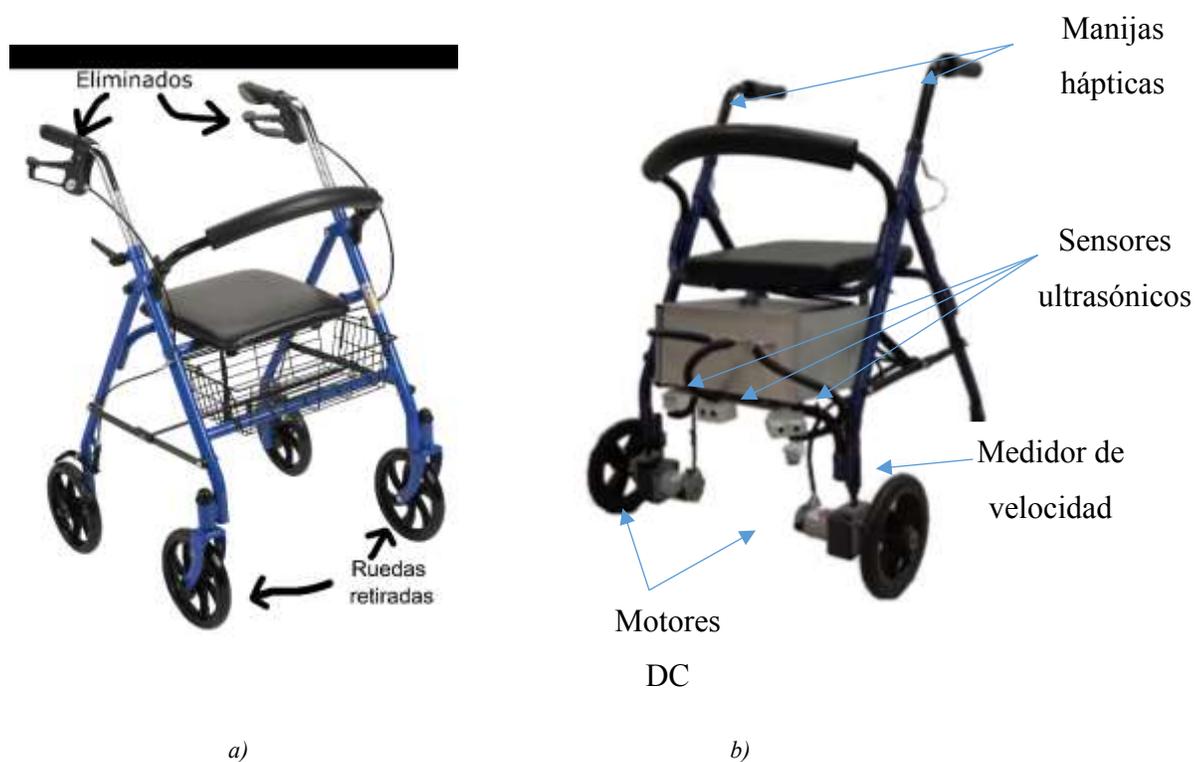


Figura 20. a) Andadera de cuatro ruedas convencional, b) andadera inteligente desarrollada.

3.2 Materiales.

3.2.1 Acelerómetros.

Es cualquier instrumento con la capacidad de medir variaciones en la aceleración durante el movimiento, existen diferentes tipos de instrumentos como son mecánicos, piezoeléctricos, y los sistemas miniaturizados que son un tipo de MEMS (Sistemas microelectromecánicos por sus siglas en inglés), el diseño de acelerómetros MEMS consiste de un sistema de suspensión y de una masa de prueba cuya deflexión provee una medición de la aceleración. Estos dispositivos están clasificados según su fabricación, según el método de transducción del dominio mecánico al eléctrico y el tipo de sistema de control utilizado. Dos procesos de fabricación son los que dominan en el diseño de los acelerómetros, estos procesos son el micro maquinado en bulto y el micro maquinado en superficie, este último utilizado para cuando se requiere integrar el circuito integrado y la estructura mecánica en el mismo chip (Figura 21). [18]

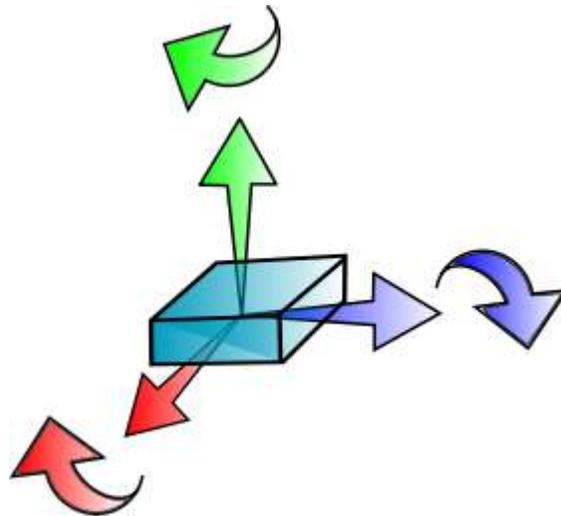


Figura 21. Representación de un acelerómetro de 3 ejes lineales y 3 ejes angulares.

3.2.2 MPU-6050.

El circuito integrado MPU-6050 (figura 22) contiene un acelerómetro lineal y acelerómetro angular tipo MEMS en un solo empaquetado. Cuenta con una resolución de 16-bits, lo cual significa que divide el rango dinámico en 65536 fracciones, estos aplican para cada eje X, Y y Z al igual que en la aceleración angular. El sensor es ideal para diseñar control de robótica, medición de vibración, sistemas de medición inercial (IMU), detector de caídas, sensor de distancia y velocidad, entre otras cosas. El MPU-6050 contiene un acelerómetro, además de un sensor de temperatura, y mediante I2C regresa unos valores conocidos como raw o “crudos” según el registro seleccionado.

ESPECIFICACIONES.

- Salida digital de 6 ejes.
- Acelerómetro con sensibilidad de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$.
- Algoritmos embebidos para calibración.
- Sensor de temperatura digital.
- Entrada digital de video FSYNC.
- Interrupciones programables.
- Voltaje de alimentación: 2.37 a 3.46V.
- Voltaje lógico: $1.8V \pm 5\%$ o VDD.
- 10000g tolerancia de aceleración máxima.

A continuación se muestran los rangos de escala y el valor máximo raw.

Tabla I. Especificaciones MPU-6050.

Rango De Escala Completa Giroscopio	Sensibilidad del Giroscopio	Rango De Escala Completa Acelerómetro	Sensibilidad del Acelerómetro
±250	131	±2	16384
±500	65.5	±4	8192
±1000	32.8	±8	4096
±2000	16.4	±16	2048



Figura 22. MPU-6050.

3.2.3 HC- SR04 Sensor ultrasónico.

El sensor ultrasónico HC-SR04 (figura 23) provee un rango de medición sin contacto desde los 2 cm hasta los 400 cm, la precisión oscila entre los 3 mm, este módulo esta compuesto por el transmisor ultrasónico y el receptor, así como la electrónica de control. Las salidas del módulo son las siguientes:

1. 5V suministro de voltaje.
2. Trigger pulso de entrada.
3. Echo pulso de salida.
4. GND tierra.



Figura 23. Sensor Ultrasónico HC-SR04.

El principio básico de funcionamiento (figura 24) se mantiene en nivel alto la entrada trigger por al menos 10 μ s, el modulo automáticamente envía 8 pulsos de 40 KHz y detecta si existe una señal de pulso de regreso, si se detectó la señal de regreso como un pulso en alto, la duración del tiempo (td) en alto es correspondiente al tiempo entre el envío y el retorno de la señal.

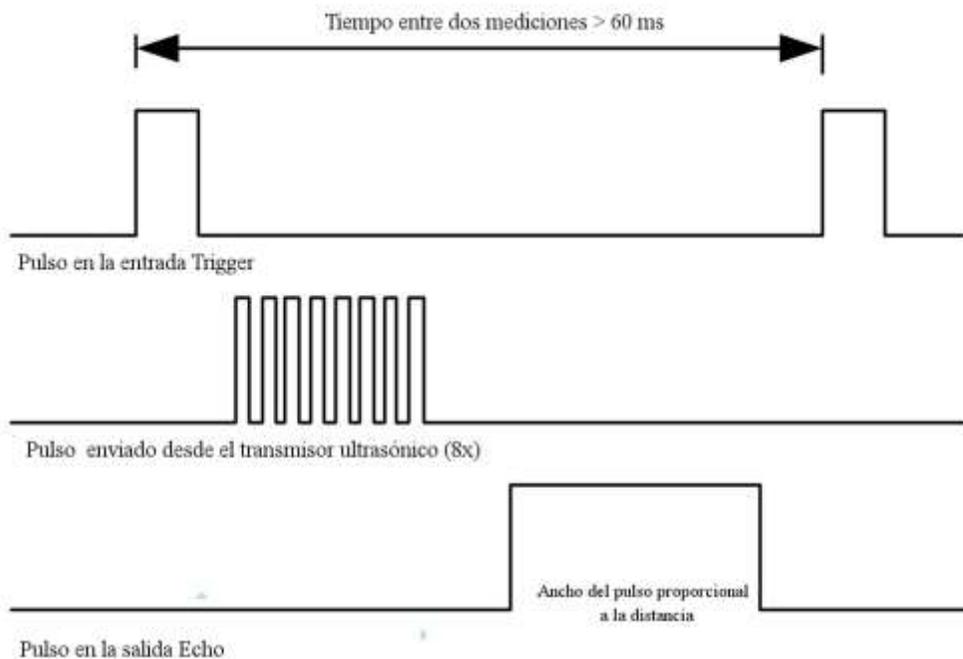


Figura 24. Diagrama en tiempo del funcionamiento del HC-SR04.

Utilizando la siguiente formula se puede calcular la distancia:

$$Distancia = \frac{td(340m/s)}{2} \quad (1)$$

El valor de 340 m/s es la constante de la velocidad en el aire y se divide entre dos a causa de que el sonido emitido recorre dos veces la distancia hasta rebotar con el objeto como se muestra en la figura 25.

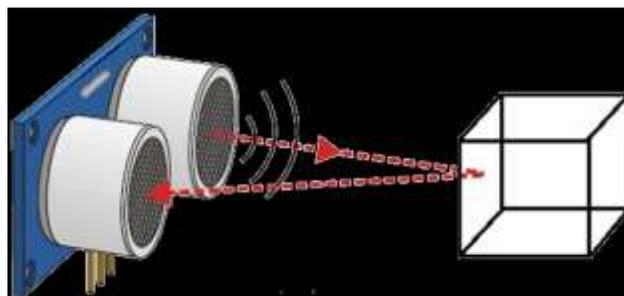


Figura 25. Representación de la distancia recorrida del sonido.

Sus parámetros del módulo HC-SR04 son:

Tabla II. Especificaciones sensores ultrasónicos.

Tensión de trabajo	DC 5 V
Consumo de Corriente	15 mA
Frecuencia de trabajo	40 Hz
Rango máximo de medición	4 m
Rango mínimo de medición	2 cm
Ángulo de apertura	15°
Dimensiones	40x20x15mm

3.2.4 Motor Vibrador C1026B

Este es un pequeño vibrador plano fabricado por la empresa Parallax Inc. (figura 26) se ha reportado que sus usos son diversos, como es el área médica, autos, teléfonos y usos industriales. Es de bajo consumo y sus dimensiones de diámetro de 10 mm con un ancho de 2.7 mm.

Tabla III. Especificaciones C1026B



Especificaciones	
Tensión Nominal	3 V
Consumo de corriente	90 mA @9000 rpm
Velocidad	9000 rpm
Sentido de rotación	CW ó CCW

Figura 26. Motor vibrador C1026B.

3.2.5 Módulo Bluetooth a Serial HC-05.

El HC-05 (figura 27) es una herramienta que interconecta datos *Bluetooth* y los convierte a comunicación serial, diseñado para una conexión inalámbrica-serial transparente. Está habilitado para *bluetooth* v2.0+EDR y una modulación de 3 Mbps con un radio transceptor y de banda de 2.4 GHz de bajo consumo y de dimensiones pequeñas 12.7mmx27mm.

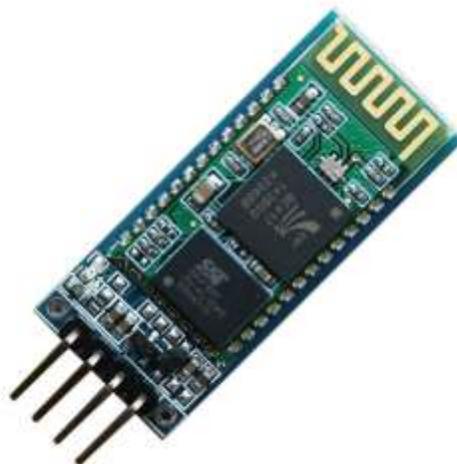


Figura 27. Módulo Bluetooth HC-05.

Especificaciones:

- Módulo *Bluetooth Slave & Master* HC-06.
- Protocolo *bluetooth*: *Bluetooth* especificación V2.0+EDR.
- Modulación: GFSK (*Gaussian Frequency Shift Keying*).
- Potencia de emisión: <4dBm, clase 2.
- Sensibilidad: <-84dBm a 0.1% BER.
- Temperatura de trabajo: -20°C a +75°C.
- Frecuencia: 2.4Ghz ISM *Band*.

3.2.6 Tarjeta de desarrollo.

Es una tarjeta (figura 28) que tiene como unidad de procesamiento un microcontrolador de la familia ATMEL el ATmega328 el cual contiene un bootloader precargado que permite su programación, esto evita la necesidad de tener una tarjeta dedicada para programarlo, además tiene el tamaño de un integrado de empaquetado tipo DIP (Dual in-line package) de 30 pines la forma de interconexión es mediante un mini USB tipo B. Arduino tiene un software en donde se realiza la programación y el monitoreo serial de la tarjeta de desarrollo.

La alimentación puede ser suministrada desde el cable USB mini tipo B, se puede alimentar externamente en el pin 27 con una alimentación regulada de 5v o se puede alimentar con una fuente no regulada en el pin 30 de 6 a 20 v.

La comunicación con la PC la hace mediante un chip FTDI FT232RL funciona como un puerto COM virtual para el software de la PC este mismo chip provee de 3.3 v a la tarjeta, también puede emparejarse con otro arduino el ATmega328 contiene un UART con el cual puede hacer la interacción serial USB-serial.

Pines dedicados.

- Se puede emparejar una comunicación serial con niveles lógicos TTL en los pines 0 y 1 en este caso 0 es el Rx y 1 es el Tx.
- Para comunicación SPI los pines 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK) tienen esa configuración.
- Tiene habilitada la comunicación I2C (TWI) en los Pines 4 (SDA) y 5 (SCL).
- Cuenta con dos pines para ser utilizados en interrupciones externas que son el pin 2 y 3, y se pueden activar por cambio flanco de subida, flanco de bajada, toggle o por paso a nivel bajo.
- En el pin 18 funciona como pin de tensión de referencia para las entradas analógicas.

- También cuenta con el hardware dedicado a PWM de 8 bits (256 niveles) en los pines 3, 5, 6, 9,10 y 11.
- Y un pin de reinicio a nivel bajo en el pin 29.

Especificaciones:

- Microcontrolador: ATmega328.
- Tensión de Operación (nivel lógico): 5 V.
- Tensión de Entrada (recomendado): 7-12 V.
- Tensión de Entrada (límites): 6-20 V.
- Pines E/S Digitales: 14 (de los cuales 6 proveen de salida PWM).
- Entradas Analógicas: 8.
- Corriente máx por cada PIN de E/S: 40 mA.
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el *bootloader*.
- SRAM: 2 KB (ATmega328).
- EEPROM: 1 KB (ATmega328).
- Frecuencia de reloj: 16 MHz.
- Dimensiones: 18.5mm x 43.2mm



Figura 28. Arduino Nano.

3.2.7 Baterías.

Debido a que los motores instalados necesitan un suministro de 24v se usaran dos baterías de ácido- plomo selladas (figura 29) con un suministro 12v en serie de una capacidad de 5 Ah, para que el arreglo pueda suministrar 24v @ 5Ah.



Figura 29. Batería sellada de ácido-plomo.

Las baterías al ser de un voltaje de salida de 12v DC, su carga se recomienda que sea de 14.2 V DC durante tres horas

3.2.8 DRIVER L298N.

Este Módulo (figura 30) tiene la función de control de motores DC, con un driver dual, puede controlar un motor a pasos bipolar o motores DC, tiene la capacidad de corriente de hasta 2 A.

Este módulo cuenta con un regulador de voltaje LM7805 para suministrar +5v a la parte lógica, éste tiene 2 jumpers que tienen la función de habilitar los dos módulos con los que cuenta.

Cada módulo tiene un par de salidas, las salidas del módulo 1 es OUT1 y OUT2, el módulo 2 es OUT3 y OUT4, para el pin para habilitar el módulo 1 es el ENA y el pin para habilitar el módulo 2 es el ENB, este siempre es con +5V.

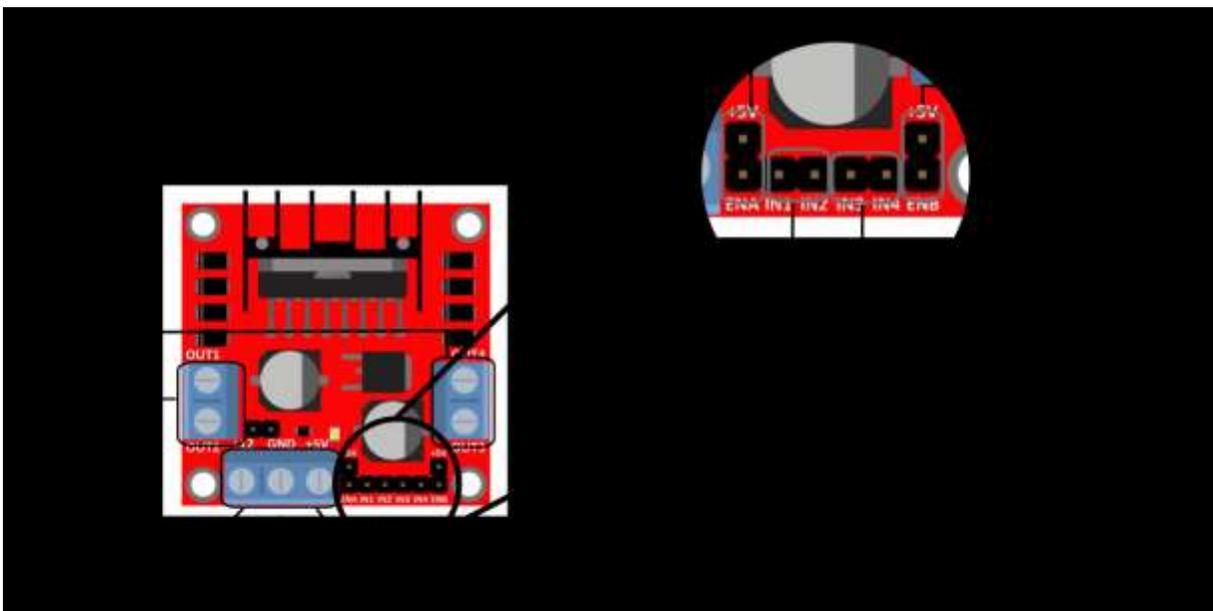


Figura 30. Módulo L298N.

Las terminales de input son los pines de control de este módulo que son el IN1, IN2, IN3 e IN4. El sistema puede suministrar 5 v a la parte lógica desde el regulador de voltaje 7805 siempre y cuando el motor a controlar sea menor a los 12 v DC, como en esta aplicación se controlarían dos motores de 24 v DC se retira el jumper 5v, y se suministra externamente +5vDC.

La velocidad de los motores será regulada mediante PWM, que habilite y deshabilite el pin enable. Los pines inputs regulan el sentido de giro, in1 e in2 controlan al módulo 1 y el in3 e in4 controlan al módulo 2.

3.2.9 Motores.

Se utilizaron dos motores de corriente directa (figura 31), 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 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.



Figura 31. Acoplamiento de Motor con Rueda.

3.3 Metodología.

3.3.1 Programación del Módulo HC-05.

Los módulos *bluetooth* tienen que ser configurados para modificar el *BaudRate*, la clave de acceso, el nombre del dispositivo, el tipo de emparejamiento.

El fabricante tiene una serie de instrucciones para entrar al modo de configuración del módulo

1. Conecta en alto la terminal KEY
2. Enciende el módulo alimentando la terminal Vcc , conecta la terminal Rx al Tx del programador, y el Tx del módulo al Rx del programador
3. Con un baud rate de 38400, envía el comando “AT+ROLE=1\r\n” al módulo vía serial, en la terminal se observara que el modulo responde con el comando “OK\r\n” para indicar que existe comunicación
4. Una vez que la comunicación es exitosa se pueden enviar los comandos de configuración (Ver anexo 1) precedidos siempre de un retorno de carro y una nueva línea “\r\n”.
5. Al finalizar poner la terminal KEY en nivel bajo.

Para realizar esta tarea se generó un programa en el mismo arduino Nano, las instrucciones se hicieron llegar al módulo HC-05 mediante la interconexión entre la PC al arduino y del arduino al módulo (figura 32).



Figura 32. Representación de la conexión para la programación del HC-05.

Se configuró una velocidad de 115200 baudios por segundo, para tener la mayor cantidad de datos en menor tiempo, se le asignó el nombre de “Andadera” para identificar el equipo, se deja configurado como esclavo y la dirección “20:15:03:27:02:02” al dispositivo. Arduino Nano y el módulo HC-05 se interconectaron como en la figura 33.

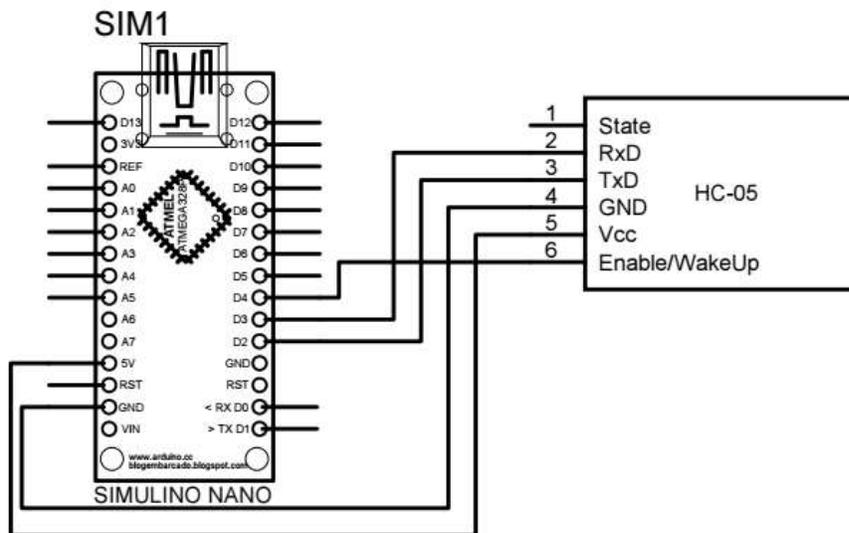


Figura 33. Diagrama Esquemático de conexión entre arduino y el módulo HC-05.

3.3.2 Manijas.

La intención de las manijas además de ser la parte de la andera donde el usuario se sujeta de la andadera es ser el lugar en donde se colocaran los botones para contralarla. Fueron construidas en Nylamid® negro, se instalaron 2 botones por manija uno en la parte superior y el segundo en la parte inferior (figura 34), en total 4 botones en todo el sistema, los cuales podrán controlar el avance, giro y retroceso de la andadera.

La función de la combinación de los botones es la siguiente.

Tabla IV. Lógica de activación de los motores en modo control remoto.

Botón Izquierdo superior	Botón Derecho superior	Botón Izquierdo inferior	Botón Derecho inferior	Función
activado	activado	desactivado	desactivado	Avance recto
activado	desactivado	desactivado	desactivado	Giro a la izquierda
desactivado	activado	desactivado	desactivado	Giro a la derecha
desactivado	desactivado	activado	activado	Retroceso recto
desactivado	desactivado	activado	desactivado	Giro reversa izquierda
desactivado	desactivado	desactivado	activado	Giro reversa derecha
activado	activado	activado	activado	Opción de configuración de velocidad

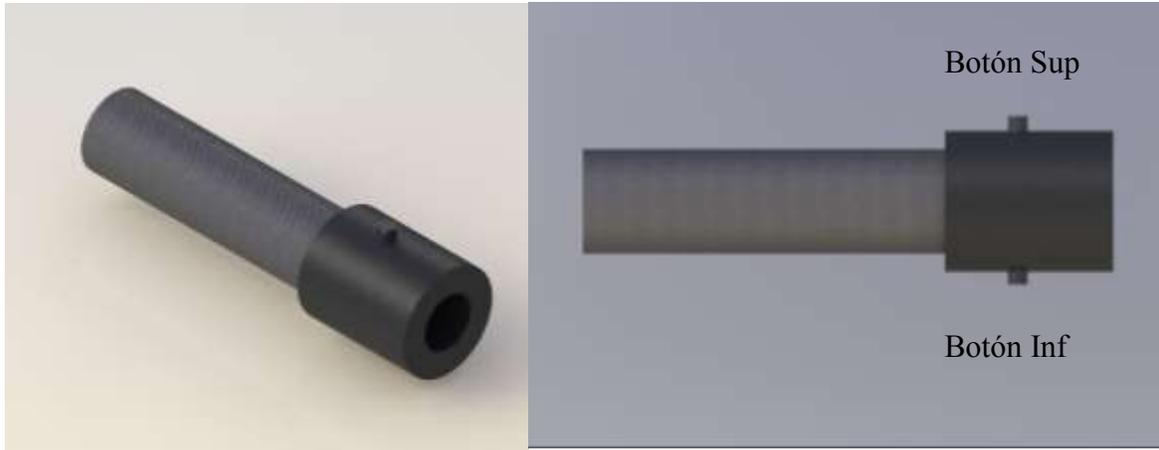


Figura 34. Manijas.

3.3.3 Construcción interfaz háptica.

Se usaron los motores vibradores C1026B para crear una interfaz háptica (figura 35) la cual tiene la función de dar aviso al usuario de algún evento que puede ser un obstáculo, un posible estado de alerta o de bloqueo, así como para retroalimentar al momento de configurar el sistema. Los motores están instalados y fijados dentro del tubo de las manijas, se construyó un cilindro de Nylamid en donde está inmerso y con pasta epoxica se encapsulo el vibrador, dejando una terminal de conexión (figura 36).

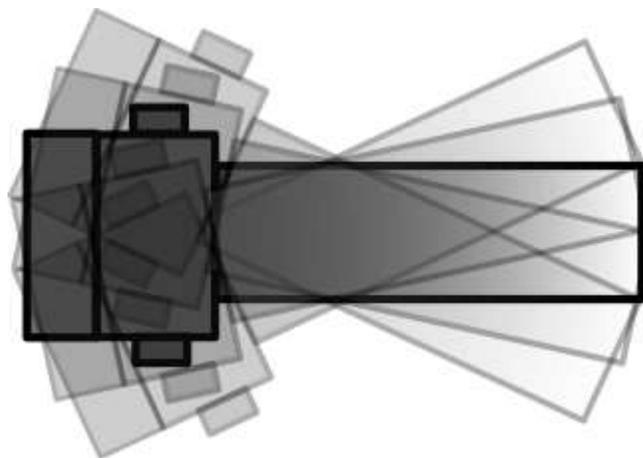


Figura 35. Representación de vibración.

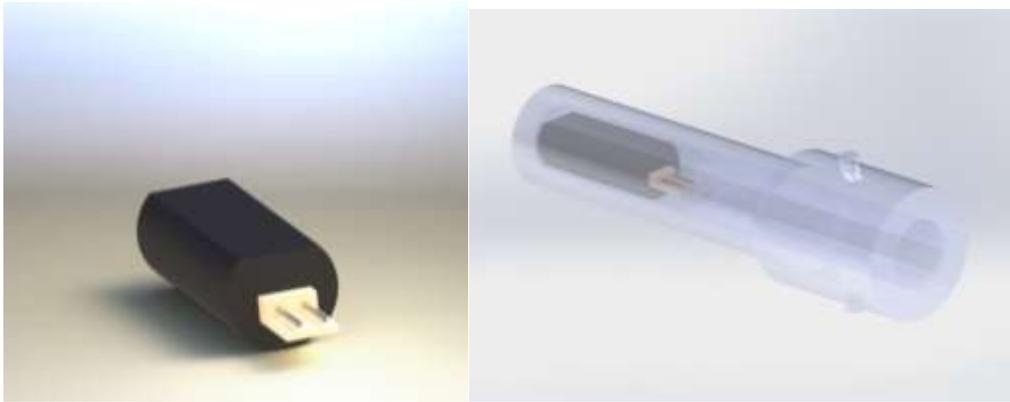


Figura 36. Vibrador encapsulado e instalación dentro de la manija.

3.3.4 Circuito de carga.

Como ya se comentó en la sección de batería el sistema de andadera Inteligente cuenta con un par de baterías, que conectadas en serie dan un suministro total de 24 v, dado que el banco no puede ser cargado en conjunto es necesario realizar la carga por separado, primero una batería y consecuentemente la otra, cuidando que cuando se realice la carga esta no induzca algún voltaje al circuito principal de funcionamiento, ni que el voltaje de carga suministre energía a la otra batería que no se desea cargar, debido a estas premisas se diseñó un circuito con interruptores que realice el corte de voltaje al sistema para pasar al estado de carga y otro interruptor más que haga la función de selector para cargar la primera o la segunda batería, llamado selector de batería. El circuito esquemático se muestra en la figura 37.

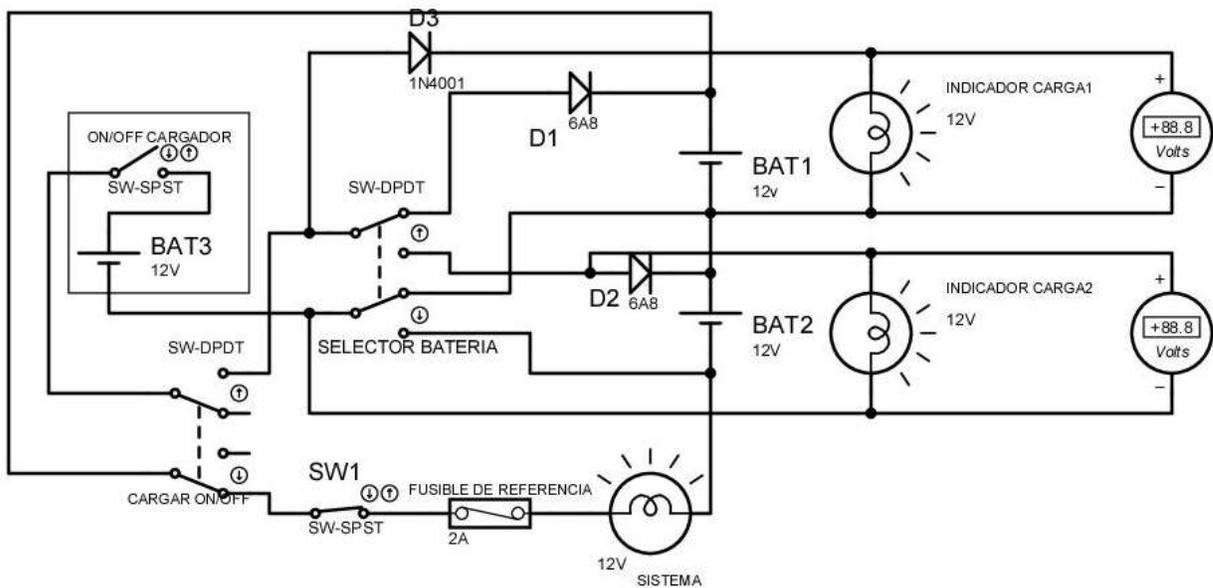


Figura 37 Circuito de carga.

3.3.5 Circuito de la andadera.

El sistema electrónico y eléctrico está conformado por la interconexión, entre diferentes componentes, los sensores ultrasónicos que son tres están distribuidos uno a la izquierda, centrado y a la derecha (Sensor Izq, Sensor Cent, Sensor Der). El acelerómetro conecta con el arduino nano, los interruptores de accionamiento fueron colocados en seguidores de voltaje (Flexiforce 1 y 2) y los botones de reversa se conectaron con un divisor de voltaje (Gatillo 1 y 2), la comunicación inalámbrica se realizó mediante el módulo bluetooth HC-05, y el control de los motores se utilizó el circuito L298N, La conexión de los vibradores que funcionan para la retroalimentación háptica, es mediante unos transistores BC547, que se activan desde una señal proveniente del microcontrolador, el esquemático del circuito se muestra en la figura 38.

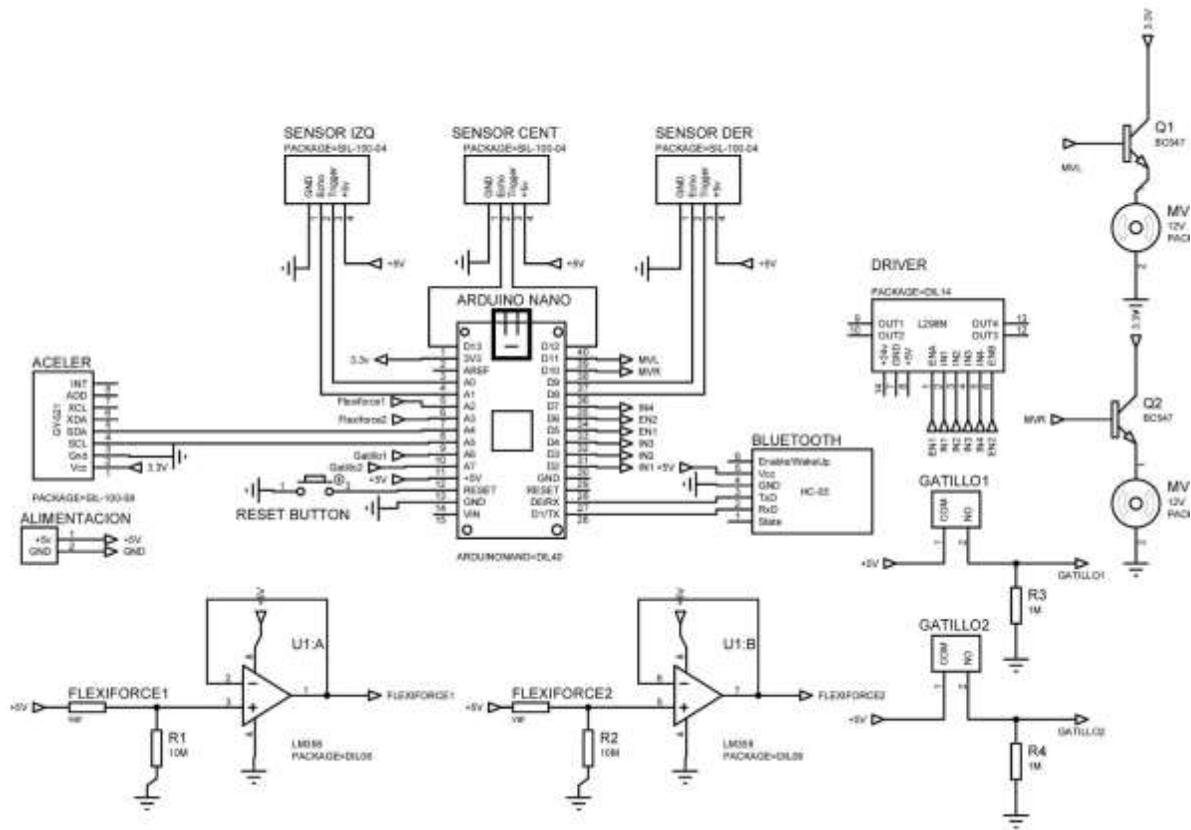


Figura 38 Circuito Andadera.

3.3.6 Arreglo sensores ultrasónicos.

Se usaron 3 sensores ultrasónicos distribuidos en la parte frontal de la andadera (figura 39), el central apuntando hacia el frente (L), está colocado de esta manera con la intención de detectar obstáculos hacia el frente, la andadera tiene la capacidad de reducir la velocidad mientras más se aproxima al objeto desde los 70 cm hasta detenerse completamente a 3 cm de distancia del objeto, aunque estos valores son configurables por default tiene esos, un par de sensores ultrasónicos más se instalaron apuntando a un ángulo de 45° con respecto al sensor central (N).

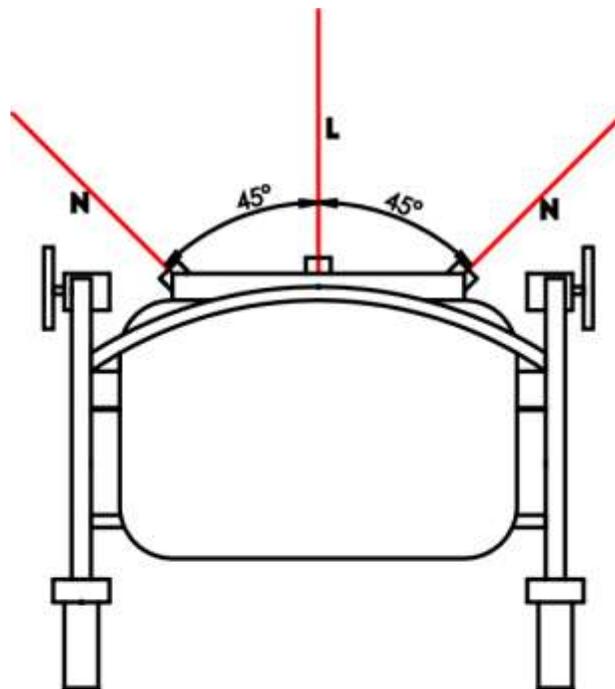


Figura 39. Vista superior de la ubicación de los sensores ultrasónicos.

La respuesta de la reducción de velocidad esta modelada con la siguiente ecuación:

$$PWM = Vmax \left(1 - e^{-\frac{d-3}{10}} \right) \quad (2)$$

Donde PWM, es el valor de una modulación por ancho de pulso de 8 bits (256), d es la distancia medida, Vmax es el valor máximo prestablecido de velocidad máxima, la gráfica a esta respuesta es la que se muestra en la figura 40, para valores menores a 3 cm la velocidad es cero y para valores mayores a los 70 cm la velocidad es la máxima prestablecida.

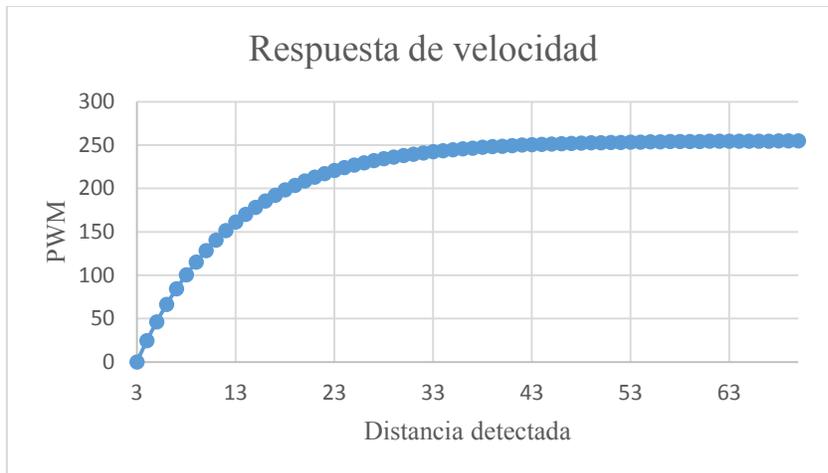


Figura 40. Respuesta gráfica de la intensidad del PWM vs distancia detectada.

Los sensores laterales al detectar algún objeto acercarse el sistema manda una señal PWM proporcional a la distancia a los motores vibradores instalados en las manijas, lo que se ve representado con una vibración de mayor intensidad mientras esté más próximo el obstáculo, cabe destacar que en los sensores laterales solo avisan de obstáculos y no controlan los motores de avance.

La respuesta a la intensidad de vibración de la interfaz háptica obedece a la siguiente expresión.

$$y = mx + b \quad (3)$$

Esta es una expresión de la recta en donde y es el valor intensidad de vibración, y va desde 0 hasta 255, que representan la salida de un PWM de 8 bits, x es la distancia de lectura de los sensores ultrasónicos, m es la pendiente de la recta y b la ordenada al origen, estos valores cambian con respecto a las distancias de configuración máxima y mínima que se desean medir y son calculadas de la siguiente forma:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (4)$$

$$b = -m(x_1) + y_1 \quad (5)$$

En estas expresiones y_2 es el valor de pwm máximo y_1 es el valor de pwm mínimo, x_2 es la distancia máxima medida y x_1 es la distancia mínima medida. Así para los valores, máximo de

vibración 255, mínimo 0, valor máximo de distancia 30 cm y mínimo 5 cm, la respuesta se muestra en la gráfica (figura 41).

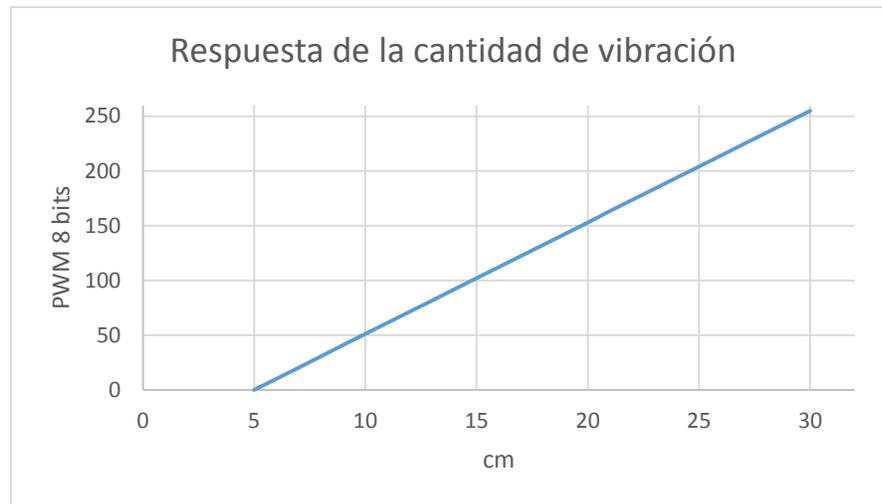


Figura 41 Gráfica de la cantidad de vibración.

3.3.7 Medición de la velocidad.

Para medir la velocidad se usó un sensor de efecto hall (este detecta campos magnéticos o corrientes, si fluye corriente por el sensor y se acerca un imán en donde las líneas de flujo atraviesen verticalmente al sensor se producirá una diferencia de potencial proporcional al producto de la fuerza del campo magnético y de la corriente del sensor) colocado próximo a la rueda izquierda delantera, sobre la rueda se pegaron 4 imanes.

La rueda tiene de diámetro 8 pulgadas, para saber el avance de la rueda en una vuelta, se necesita saber el perímetro, y se calcula con la siguiente fórmula.

$$p = \pi(D) \quad (6)$$

Donde p es el perímetro y D es el diámetro de la rueda. Para un valor de 8 pulgadas resulta un perímetro de 25.1327 pulgadas de diámetro en centímetro el valor correspondiente es de 63.8371cm al dar un giro la rueda es la distancia recorrida. Como los imanes están distribuidos a 90° de la rueda, es decir a un cuarto de la rueda (figura 42), el paso entre dos imanes al ser detectados entre uno y otro se habrá recorrido 15.95929 cm. Para medir la velocidad solo se debe medir el tiempo en minutos de detección entre el primer imán (t_1) y el tiempo del segundo imán (t_2), como en la siguiente expresión.

$$v = \frac{15.95929(60000)}{t_2 - t_1} \left[\frac{cm}{min.} \right] \quad (7)$$

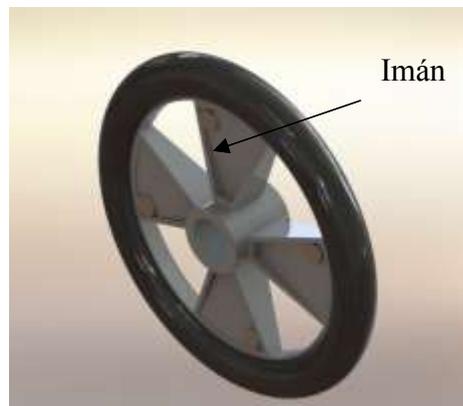


Figura 42. Arreglo de imanes sobre la rueda.

Para instrumentar el sensor de efecto hall, este fue alimentado a 5v y la señal de salida entra a un comparador, la tensión de comparación es ajustada con una resistencia variable de $5k\Omega$ y la salida del comparador es enviada al microcontrolador (figura 43).

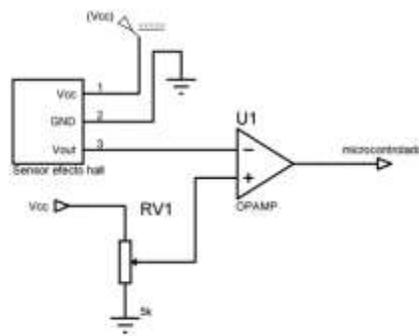


Figura 43. Circuito de Instrumentación Sensor efecto hall.

3.3.8 Gabinete.

Es la caja en donde está contenida las baterías, el circuito de carga, circuito de la andadera, que tiene internamente un acelerómetro y un módulo bluetooth, además de tener las terminales de las interconexiones de los periféricos de entrada y salida de la andadera como son motores, vibradores, sensores de distancia, sensor de efecto hall, interruptores de avance y reversa (figura 44), esta cuenta con un fusible de 2 A para proteger el sistema de una sobre corriente o corto circuito, también tiene un botón rojo de *reset* del sistema, por algún evento que sea necesario reiniciar el sistema, cuenta con dos interruptores , el primero hace un cambio entre el estado de funcionamiento y el estado de carga de las baterías. Para dar el voltaje de 24 v se tuvieron que conectar un par de baterías de 12 v como se comentó en el apartado de baterías. Es necesario hacer la carga por separado por esto el segundo interruptor hace una selección de cual batería se va a cargar. Se colocaron 3 focos indicadores, el primero enciende para indicar que el sistema está funcionando, el segundo indica que la primer batería está en estado de carga y el tercero indica que la segunda batería está en estado de carga (figura 45), la caja tiene un conector para la alimentación para recargar las baterías.



Figura 44. Parte frontal Caja de control.



Figura 45. Parte posterior Caja de control.

3.3. Programa de control de la andadera.

La andadera tiene diferentes funciones, por esto el programa está dividido en diferentes secciones, para realizar las mediciones y en base a estas la activación de los motores, envío y recepción de datos, para esto el software desarrollado sigue el orden descrito en el diagrama de la figura 46.

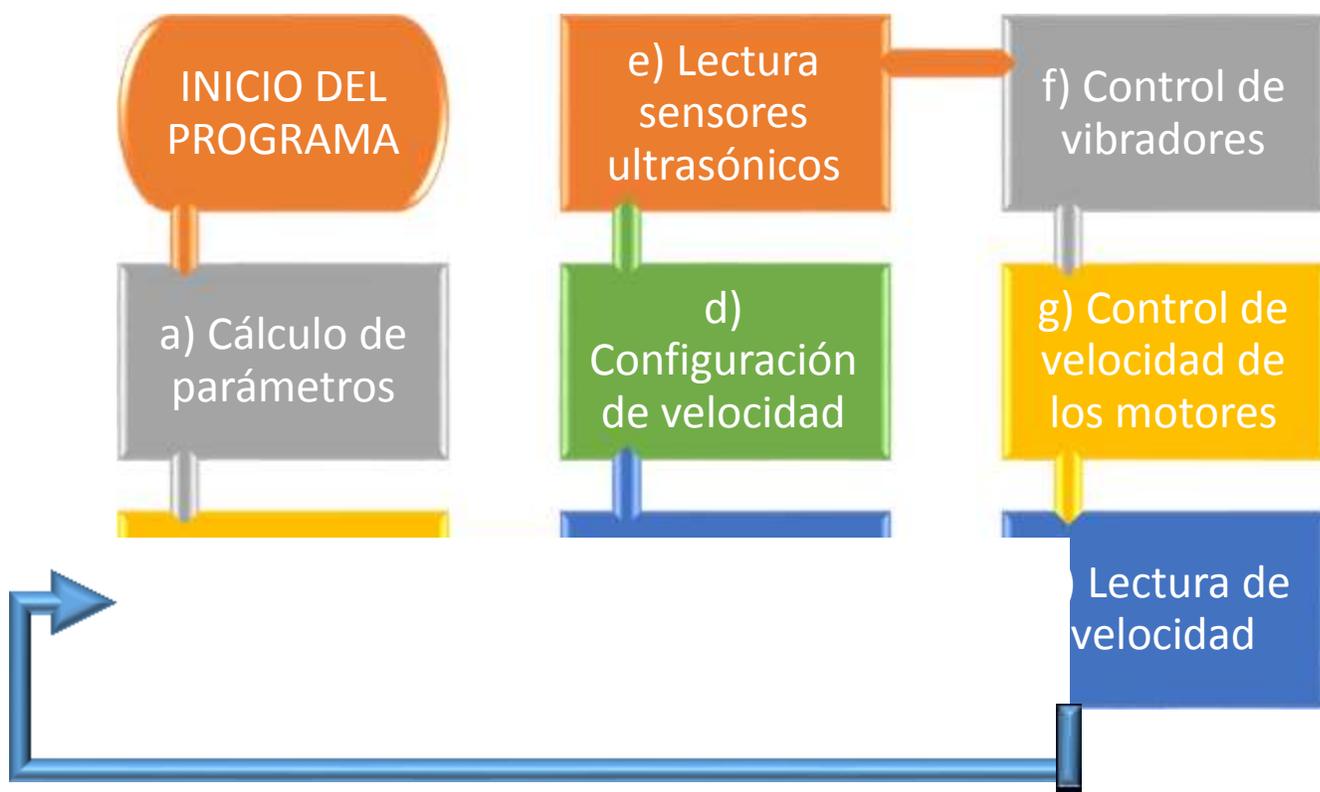


Figura 46. Representación General del programa.

Para una mejor comprensión y debido a que el algoritmo es muy extenso cada bloque de la figura 46 será descrito a detalle y por separado en los siguientes apartados.

a) Cálculo de valores.

En este apartado se inicializan las variables y los valores de distancias mínimas y máximas de los sensores ultrasónicos, además de los valores de incremento de velocidad y velocidad máxima (figura 47).



Figura 47. Inicialización del programa.

b) Lectura del acelerómetro.

En este apartado se hace la lectura del acelerómetro mediante una conexión I2C entre el sensor y el arduino, Se obtienen 6 valores de aceleración y uno de temperatura (Figura 48).



Figura 48. Lectura de acelerómetro.

c) Lectura del puerto serial.

Mediante la conexión bluetooth la andadera puede recibir datos, dependiendo del carácter recibido se ejecuta una instrucción diferente como se explica en la figura 49.

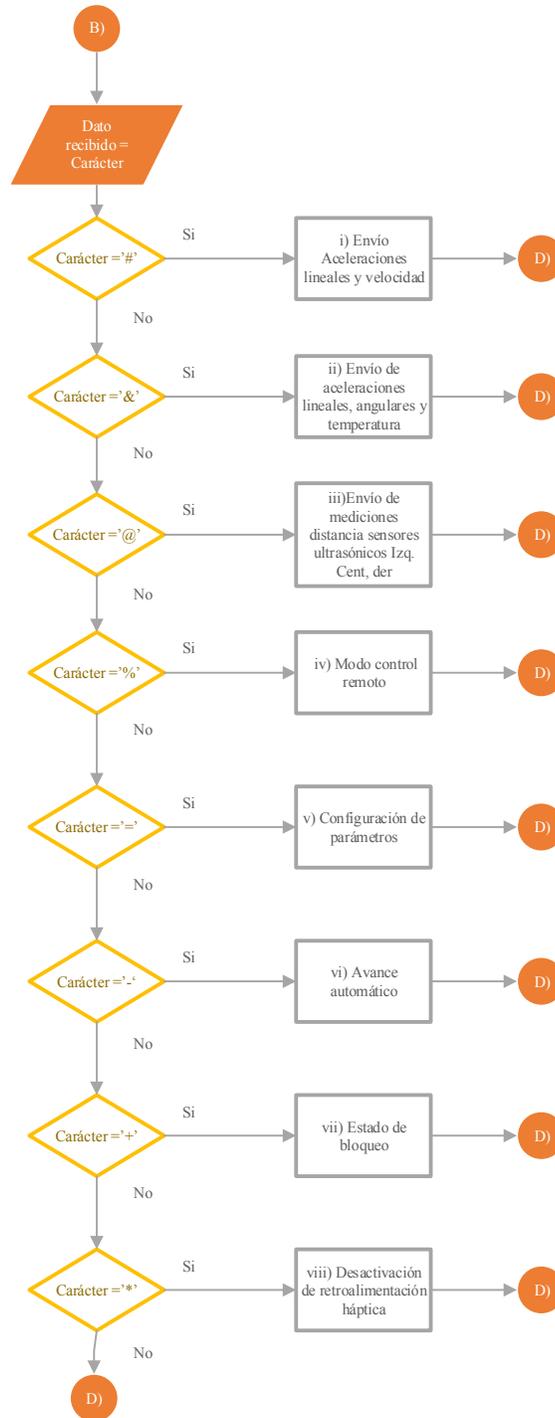


Figura 49. Lectura del puerto serial.

Son ocho los caracteres seleccionados, en la siguiente lista se expondrá a detalle que es lo que realiza el programa cuando recibe alguno usando como guía la figura 49.

i) Envío aceleraciones lineales y velocidad.

Se envía un arreglo tipo carácter el cual contiene “AcX, AcY, AcZ, Vel,”, que representa las aceleraciones lineales en los tres ejes y la velocidad medida por el puerto serial y a su vez vía bluetooth.

ii) Envío de aceleraciones lineales, angulares y temperatura.

Se envía un arreglo tipo carácter que contiene “AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ, Temp,”, estos datos contienen los valores de aceleración lineal y angular de los tres ejes además de la temperatura proveniente del acelerómetro MPU-6050 por el puerto serial y por vía bluetooth.

iii) Envío de mediciones de distancia de los sensores ultrasónicos.

Se envía un arreglo tipo carácter que contiene las distancias medidas por los tres sensores ultrasónicos “distL,distC,distR” por el puerto serial y por vía bluetooth.

iv) Modo control remoto.

En este modo la andadera puede ser controlada desde distancia con la recepción de tres variables, sentido de giro, estado y velocidad, mediante una lógica de casos se usa una lookup table (tabla V) para asignar la velocidad y el sentido de giro de los motores. La lógica se explica en la figura 50.

Tabla V. Lookup Table.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
PWM Motor Der	vel	vel/2	0	vel/2	vel	vel	vel	vel	vel
PWM Motor Izq	vel	vel	vel	vel	vel	vel/2	0	vel/2	vel
Sentido de giro Motor Der	false	false	false	true	true	true	true	true	true
Sentido de giro Motor Izq	true	true	true	true	true	true	false	false	false

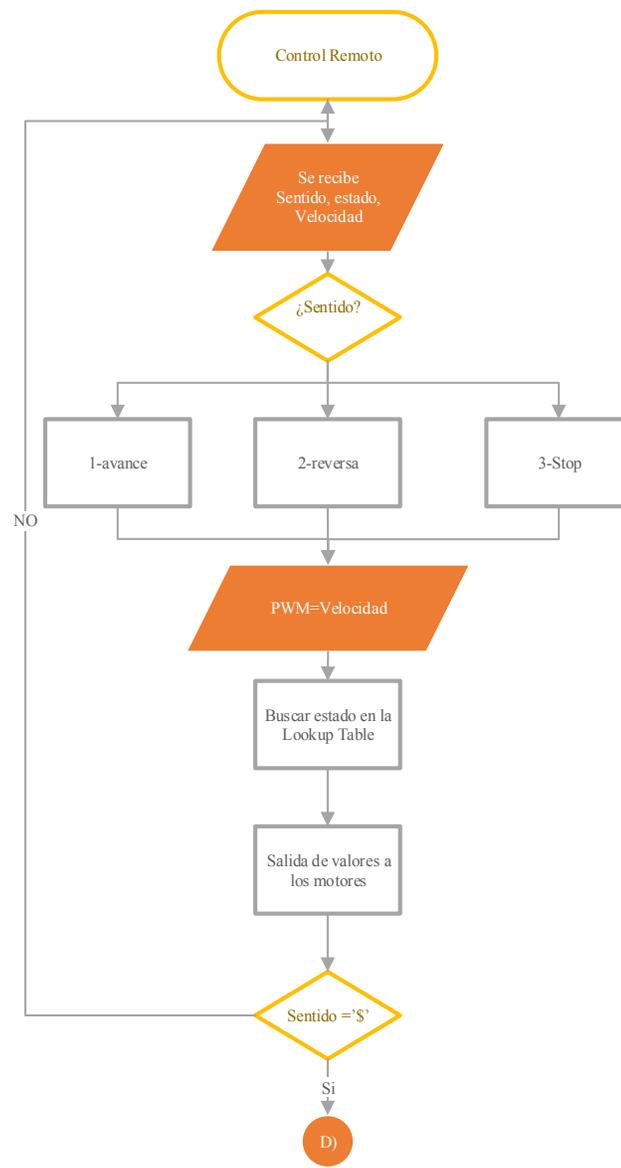


Figura 50. Algoritmo del modo de control remoto.

v) Configuración de parámetros.

Al entrar a este estado si recibe 5 variables, los cuales son valores de configuración de la andadera. El primero se refiere a un valor el cual se ve representado en la aceleración que tiene la andadera desde una velocidad cero hasta alcanzar la velocidad máxima configurada, La andadera para ocupar menor área de vuelta tiene la capacidad de girar sobre su propio eje el segundo valor configura esta respuesta, el tercer preestablece la velocidad máxima que alcanza la andadera y los últimos dos valores configuran la distancia mínima y máxima que el sensor central puede detectar.

- Incremento PWM= v_1
- Razón de giro= v_2
- Velocidad máxima= v_3
- X3 (distancia máxima de sensado)= v_4
- X4 (distancia mínima de sensado)= v_5

vi) Avance automático.

Al entrar en este modo la andadera avanza un tramo en línea recta activando los motores durante 700 ms a la velocidad máxima preestablecida, esta opción está pensada para un posible control automático.

vii) Estado de bloqueo.

Cuando entra en este estado el sistema se bloquea, desactivando los motores, sensores ultrasónicos, se pausa la comunicación y se deshabilitan los 4 botones de avance y retroceso. Para avisar que entro en este estado la interfaz háptica se activa intermitentemente intercalándose entre la manija derecha y la izquierda, este estado se activa al detectarse una

posible una caída, y se desbloquea apretando los dos botones de retroceso al mismo tiempo, esto se explica en la figura 51.

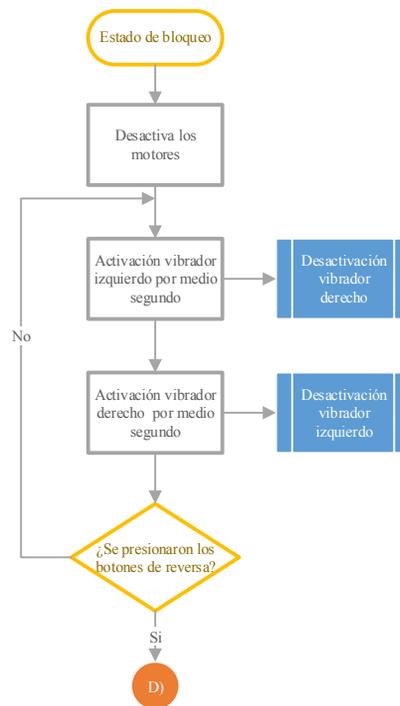


Figura 51. Algoritmo de estado de bloqueo.

viii) Desactivación de retroalimentación.

Al entrar en esta opción se puede activar o desactivar la retroalimentación háptica, recibiendo 0 ó 1, el algoritmo se explica en la figura 52.

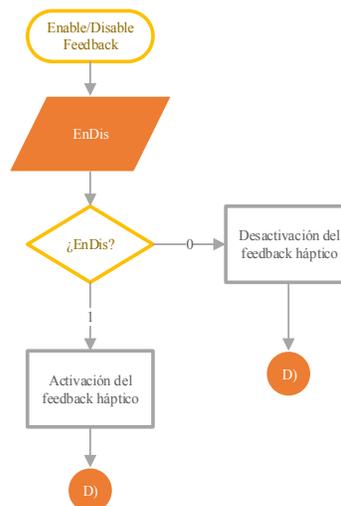


Figura 52. Algoritmo activación/desactivación de la interfaz háptica.

d) Configuración de velocidad.

La velocidad de la andadera se puede modificar desde los botones de avance y retroceso, al presionar los 4 botones al mismo tiempo, está entra en este estado y se va aumentado al presionar el botón superior derecho y se disminuye al presionar el botón superior izquierdo, la retroalimentación háptica tiene respuesta dependiendo del aumento o disminución del valor, esto se explica en la figura 53.

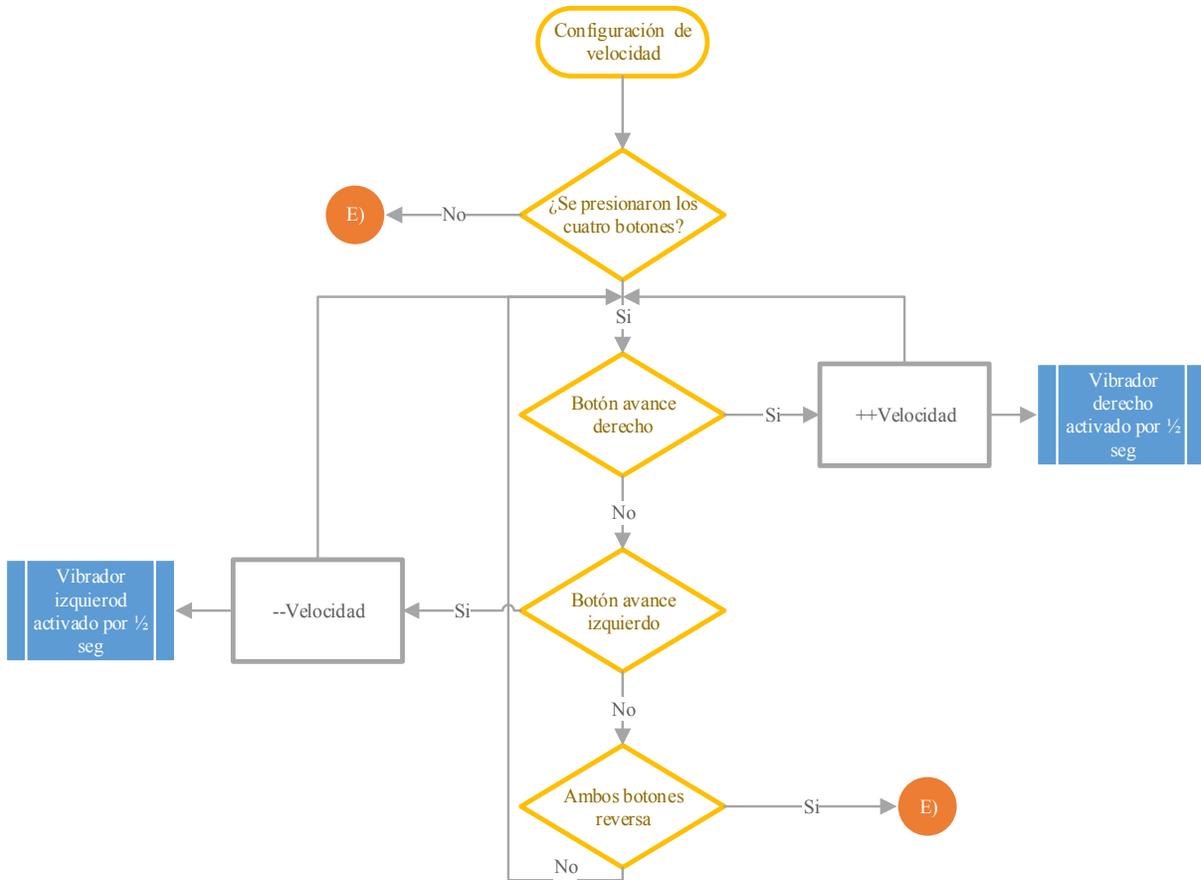


Figura 53. Algoritmo de configuración de la velocidad.

e) Lectura sensores ultrasónicos.

Anteriormente en la sección de materiales se había explicado cómo funciona el sensor ultrasónico, en la figura 54 se muestra la metodología seguida para obtener los valores de distancia, esta fue aplicada para cada uno de los tres sensores.

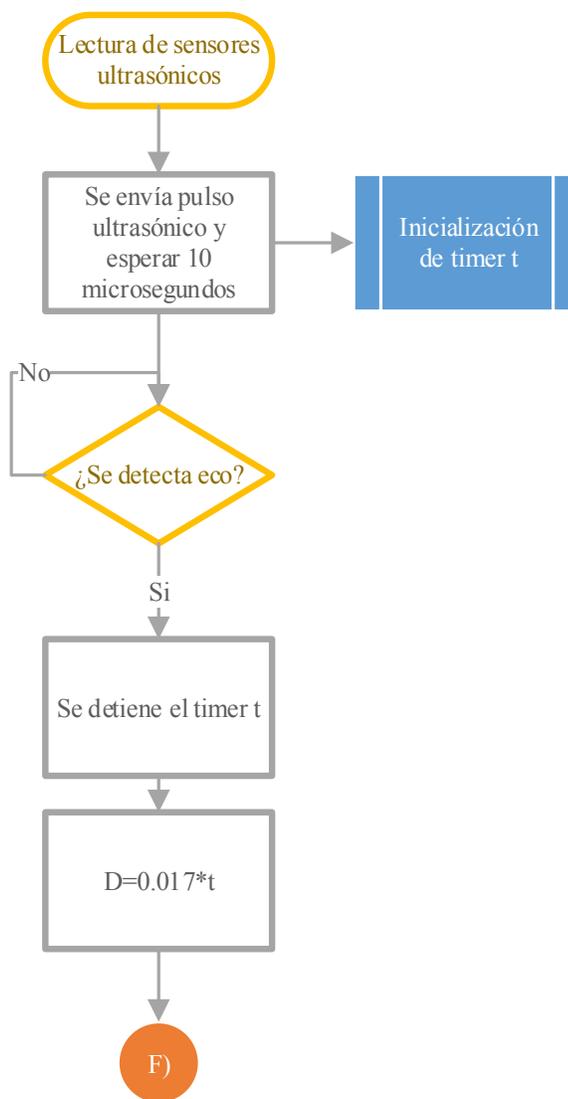


Figura 54. Metodología para obtener los valores de distancia de los sensores ultrasónicos.

f) Respuesta Interfaz Háptica.

El uso de los sensores laterales para dar aviso al usuario es mediante la activación de la interfaz háptica, para que el usuario tenga la percepción de proximidad del objeto el valor de la lectura de los sensores de distancia laterales es operado matemáticamente, como se mostró en el apartado de Arreglo sensores ultrasónicos. Del lado en que se encuentre el obstáculo la manija vibrara y será con diferente intensidad en función de la ecuación 3 y dentro del límite máximo y mínimo configurado, este proceso es detallado en la figura 55 y se aplica independientemente para los sensores laterales.

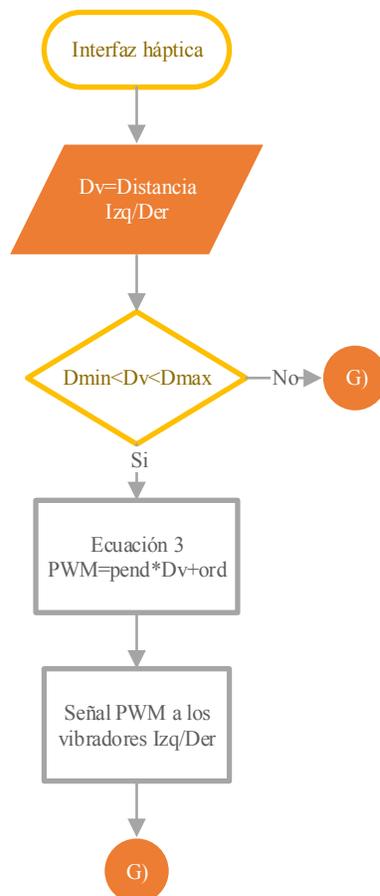


Figura 55. Algoritmo Respuesta háptica.

g) Control de velocidad de los motores.

El avance de los motores es regulado por dos motivos, la detección de objetos el cual evita una colisión y reduce su velocidad mientras más se aproxime la andadera y la otra función es mediante el usuario activando la combinación de botones para avance, retroceso o giro.

h) Lectura de velocidad.

La velocidad es un parámetro de interés que se desea obtener, como ya se mencionó en el apartado de materiales, se usó un arreglo de imanes y un sensor de efecto hall, los imanes son detectados por el sensor que realiza un conteo del tiempo en que pasa entre cada imán sabiendo que la distribución de los imanes es de 90° de separación entre ellos, se puede usar la ecuación (7), la secuencia para obtener estos valores se puede observar en la figura 56.

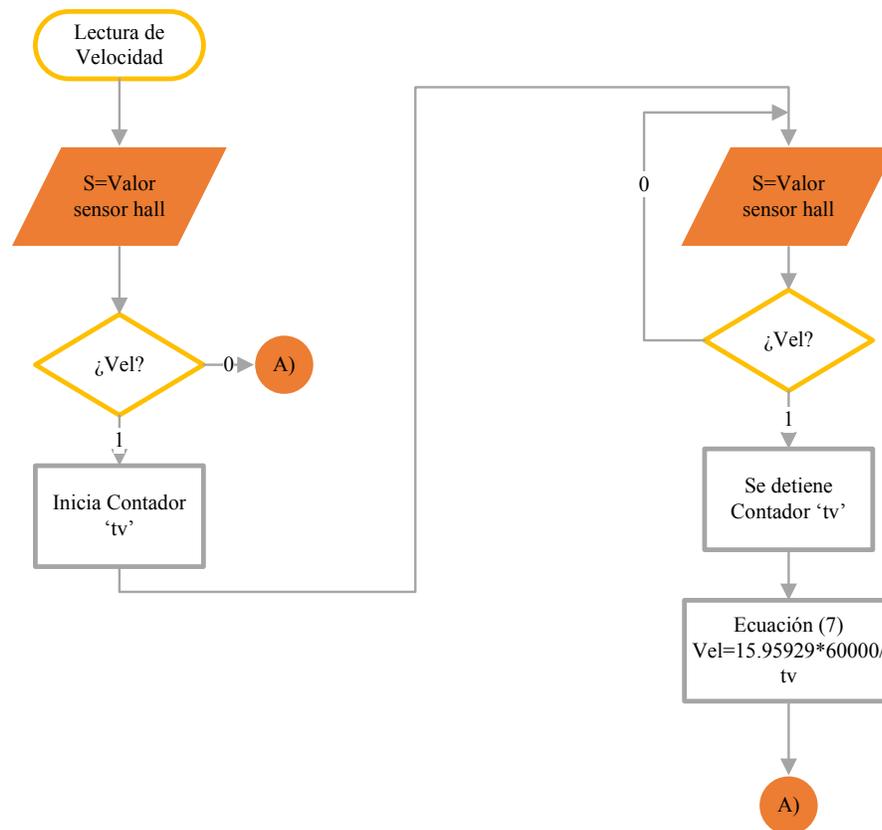


Figura 56. Algoritmo para medir la velocidad.

i) Respuesta detección de Obstáculos.

Mientras el obstáculo se encuentre dentro de un rango, la velocidad de la andadera es disminuida hasta llegar a un punto en el cual se detiene completamente para evitar la colisión, la técnica para cumplir esta tarea esta mostrada en la figura 57.

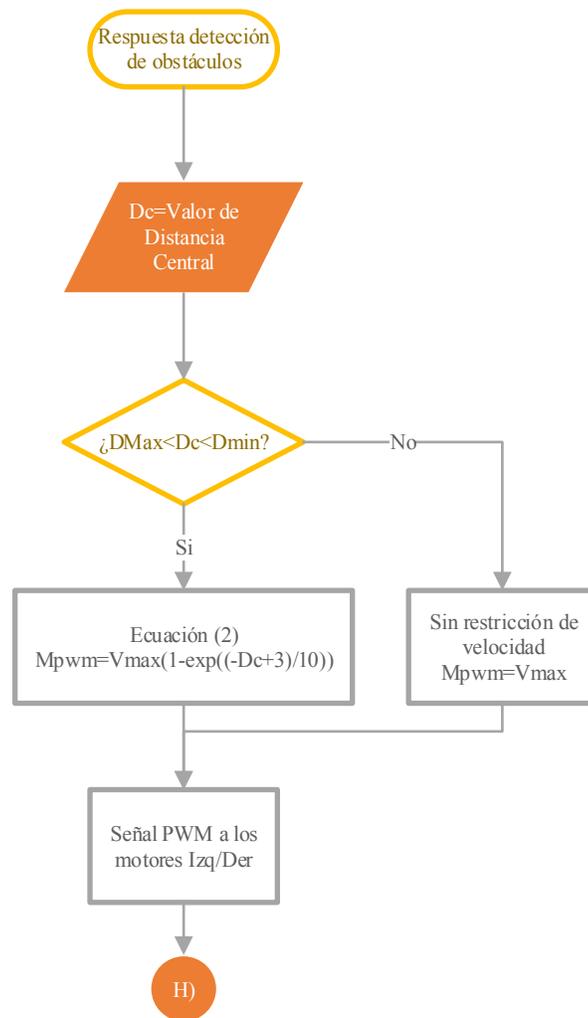


Figura 57. Respuesta de la detección de obstáculos.

Avance Gradual de los motores.

Los motores para tener un arranque suave y evitar un jalón que pueda lastimar o incomodar al usuario, una vez que se activan los motores, la velocidad va aumentando gradualmente hasta alcanzar la velocidad máxima configurada, esta opción esta programa para ambos motores independientemente tanto para el avance como para la reversa, para mayor detalle se muestra en la figura 58.

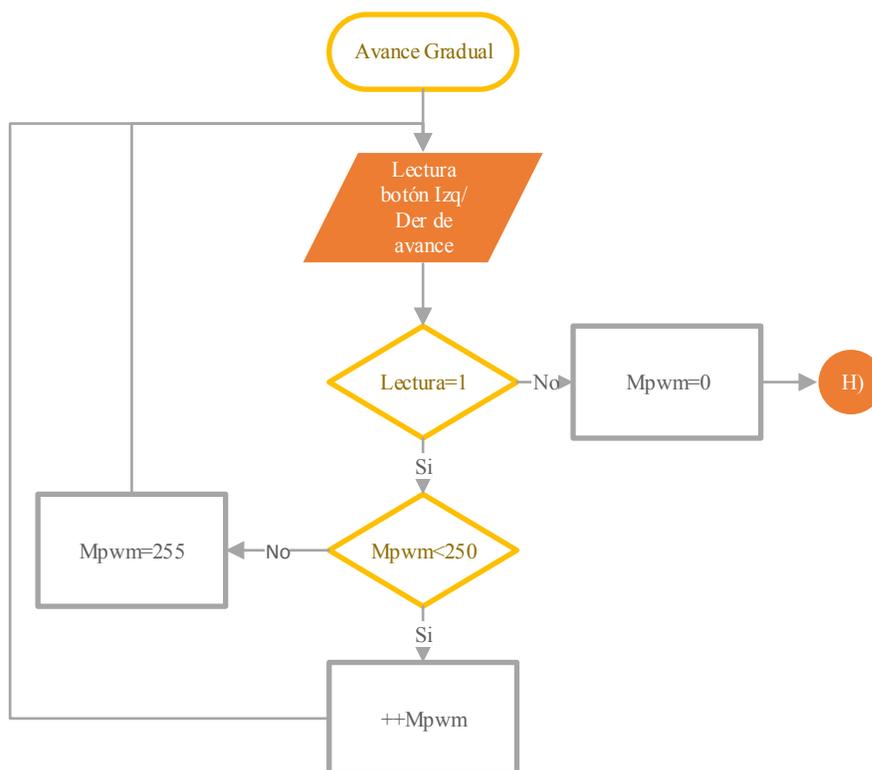


Figura 58. Metodología para el avance gradual de los motores.

3.4 Desarrollo de la aplicación para un teléfono inteligente.

Para el registro de los valores de velocidad y aceleración, configuración, control del modo remoto y despliegue de valores se desarrolló una aplicación para Android en una plataforma de nombre app inventor 2.

3.4.1 App inventor 2.

App inventor 2 es una herramienta basada en la nube, lo que significa que puedes desarrollar aplicaciones en el buscador sin instalar algún programa en la PC, la forma de programar es orientada a objetos y el lenguaje es mediante bloques predefinidos, permitiendo desde crear la interfaz de la pantalla cargar imágenes, crear botones, notificadoros, cuadros de textos, acceder a los sensores del móvil, recibir y enviar datos por bluetooth, generar archivos y compartirlos, entre otras funciones.

3.4.2 Características de la Aplicación.

La intención de la programación de una aplicación es ser la interfaz visual en donde el usuario puede interactuar con la andadera, esta aplicación (figura 59) automáticamente se enlaza mediante bluetooth con la andadera, inmediatamente le solicita a la andadera los datos de velocidad y de aceleración y los despliega en la pantalla, mide las aceleraciones propias del acelerómetro del móvil, y al igual los muestra sobre pantalla, estos valores registrados los almacena en la memoria en un archivo de texto, además de que se pueden configurar los parametros de la andadera, y se puede desplegar los valores de distancia de los sensores ultrasónicos.

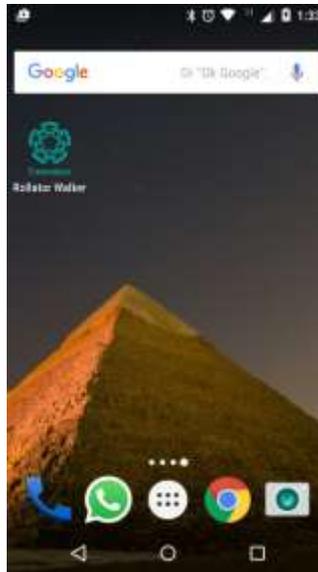


Figura 59. Pantalla del móvil donde se muestra el icono de la app.

3.4.3 Pantalla de inicio.

Es el display principal de la aplicación (figura 60), si la andadera esta conectada se empareja por bluetooth automáticamente, si es que está apagada tiene un botón de conectar para poder hacer la conexión de forma manual, y si se desea se puede hacer la desconexión, con esta pantalla se puede acceder a las pantallas secundarias (figura 61) que son:

- Modo Control remoto.
- Despliegue de valores de distancia.
- Despliegue valores del sensor MPU-6050.
- Configuración.

Una vez conectada la andadera despliega los valores de aceleración lineal de los tres ejes, los de la aceleración de la andadera y del mismo teléfono y el valor de velocidad, en la pantalla también se puede activar o desactivar la retroalimentación háptica y la detección de caídas, mediante una detección de variación de aceleración y un umbral se puede detectar los pasos, y mandar una señal de avance automático como se mencionó en el apartado “vi” del programa de control.

Los valores de aceleración pueden ser registrados en un archivo de texto que se guarda en la memoria del teléfono, este puede ser compartido vía email.



Figura 60. Pantalla de inicio con sus características.

3.4.4 Modo Control Remoto.

Cuando entra a este modo el celular manda las instrucciones de velocidad, sentido y giro. Sobre la pantalla hay un barra tipo slider que configura la velocidad de los motores esta desde 100 hasta 255, hay un botón verde en forma de flecha que indica que la andadera se moverá hacia adelante y otro botón rojo para mover hacia atrás, y el control de giro se hace con el acelerómetro de la aplicación inclinando el celular como si fuera un volante este daría la dirección de la andadera.

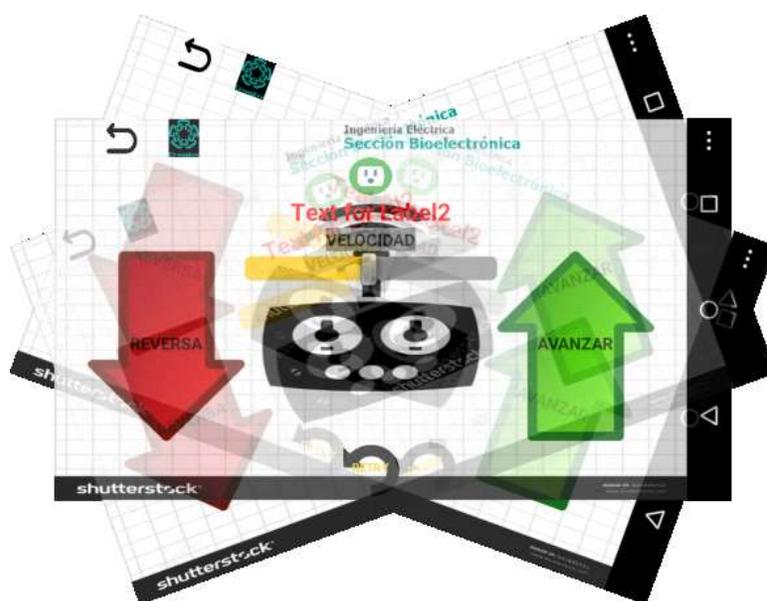


Figura 62. Representación del uso del celular para los giros de la andadera.

3.4.5 Despliegue de valores de distancia.

Cuando se presiona este botón la aplicación le solicita a la andadera los valores que los sensores de distancia están midiendo para desplegarlos en una tabla mostrando en tres columnas los valores están en centímetros, la intención con esta opción es monitorear los valores mínimos y máximos de distancia para configurarlos en la andadera.

3.4.6 Despliegue valores del sensor mpu-6050.

Como ya se comentó el módulo MPU-6050 puede medir las tres aceleraciones lineales y tres aceleraciones angulares y la temperatura del chip, en esta opción el móvil le solicita estos 7 valores y los muestra en la pantalla, se puede hacer un registro de estos valores, de igual forma se genera un archivo de texto que se almacena en la memoria del teléfono, este al igual puede ser compartido vía email.

3.4.7 Configuración.

Al entrar en esta opción se pueden hacer algunas modificaciones, como estos valores pueden comprometer la seguridad del paciente se accede mediante una clave que por default es “lab5”, esta puede ser modificada en los campos inferiores, si la clave de acceso es errónea se manda un mensaje de alerta, si el *password* fue correcto se accede a otro menú donde hay cinco barras tipo slider para predefinir cada valor, estas variables son:

- El incremento pwm (velocidad).
- Umbral para el giro (giro sobre el mismo eje).
- Velocidad máxima.
- Distancia máxima de sensado del sensor ultra sónico central.
- Distancia mínima de sensado del sensor ultra sónico central.

Una vez que los valores fueron seleccionados se presiona el botón de enviar para aplicar los cambios. También tiene un botón para regresar los valores por default.

3.5 Características del celular usado.

Aunque la aplicación se puede usar en cualquier dispositivo móvil con Android 5.1 para este caso se usó un teléfono modelo un teléfono inteligente de marca Motorola®, modelo Moto E 2nd Gen con las siguientes características mostradas en la tabla VI.

Tabla VI. Características teléfono

GENERAL	RED	GSM 850 / 900 / 1800 / 1900 - HSDPA 850 / 1700 / 1900 - LTE 2/4/5/7/12/17
TAMAÑO	DIMENSIONES	129.9 x 66.8 x 12.3 mm
DISPLAY	TIPO	LCD IPS touchscreen capacitivo, 16M colores <ul style="list-style-type: none"> • Pantalla Gorilla Glass 3 • Soporte multitouch • Sensor acelerómetro para auto rotación • Sensor de proximidad para auto apagado • Capa oleofóbica • Resistente al agua • Sensor de luz ambiente
PROCESADOR	Procesador Qualcomm	Snapdragon 410 quad-core 1.2 GHz, GPU Adreno 306
SISTEMA OPERATIVO	Android	Android OS, v5.0 Lollipop
MENSAJERÍA		SMS, MMS, Email, Push Email, IM
OTRAS	Características	<ul style="list-style-type: none"> • GPS con soporte A-GPS, GLONASS • Brújula digital • Wi-Fi 802.11 b/g/n • Bluetooth v4.0 LE • microUSB 2.0 • Reproductor de video MP4/H.263/H.264

		<ul style="list-style-type: none"> • Reproductor de audio MP3/AAC+/WAV/eAAC+ • Organizador • Servicios Google • Memo/comandos/discado de voz • Manos libres incorporado • Ingreso predictivo de texto
BATERÍA	tipo	Standard, Li-Ion 2390 mAh
SENSORES	Tipos	Acelerómetro (x2), luz ambiental, proximidad, sensor hub

3.6 Cinta.

La intención es que el teléfono se pueda colocar en el cuerpo del usuario para tomar registros, para esto se modificó una cinta para ejercicio agregándole bandas con velcro y con un broche plástico para ser ajustada fácilmente (figura 63).



Figura 63. Cinta adaptada para colocar el celular.

3.7 Software de análisis.

Los datos son guardados y compartidos por vía email para ser mostrados, tratados, visualizados y procesados, se ha creado un programa en Matlab 8.3 con el cual poder realizar un análisis de la información.

3.7.1 Pretratamiento de la señal.

Debido a que el archivo de texto no tiene formato, se encuentra separado por el carácter “,” el programa se encarga de segmentar el archivo, ordenar y convertirlos en una matriz de datos, donde cada columna tiene correspondencia a cada valor como se muestra en la tabla 6.

Tabla VII. Arreglo del archivo de texto.

Tiempo del sistema	Aceleración del móvil			Valores de aceleración y de velocidad de la andadera			
	AcX	AcZ	AcY	AcX	AcZ	AcY	Velocidad
1476896460451	-7.94875	33.80613	90.78813	-316	-480	19272	839

Dado que el tiempo registrado no inicia desde cero a causa de que el celular guarda el tiempo en ms del sistema, a todas las pruebas se les debe restar el primer valor de tiempo registrado a todos los registros de tiempo.

3.7.2 Tratamiento de la señal.

La frecuencia de la marcha se encuentra entre los 3Hz a los 12 Hz. [19] , Puesto que el acelerómetro tiene un ruido interno de alta frecuencia que puede afectar los resultados la señal fue filtrada con un filtro tipo butterworth pasabajos de 4 grado con una frecuencia de corte de

6 Hz, en algunos trabajos de análisis para marcha y trote, como el de Tine Alkjær [20] y Emma Fortune [21], en ellos eligen estos valores para tratar señales de aceleración durante la marcha.

Es usual usar un filtro promediador para descartar picos aislados con una ventana de tres elementos, para remover picos de ruido. [21]

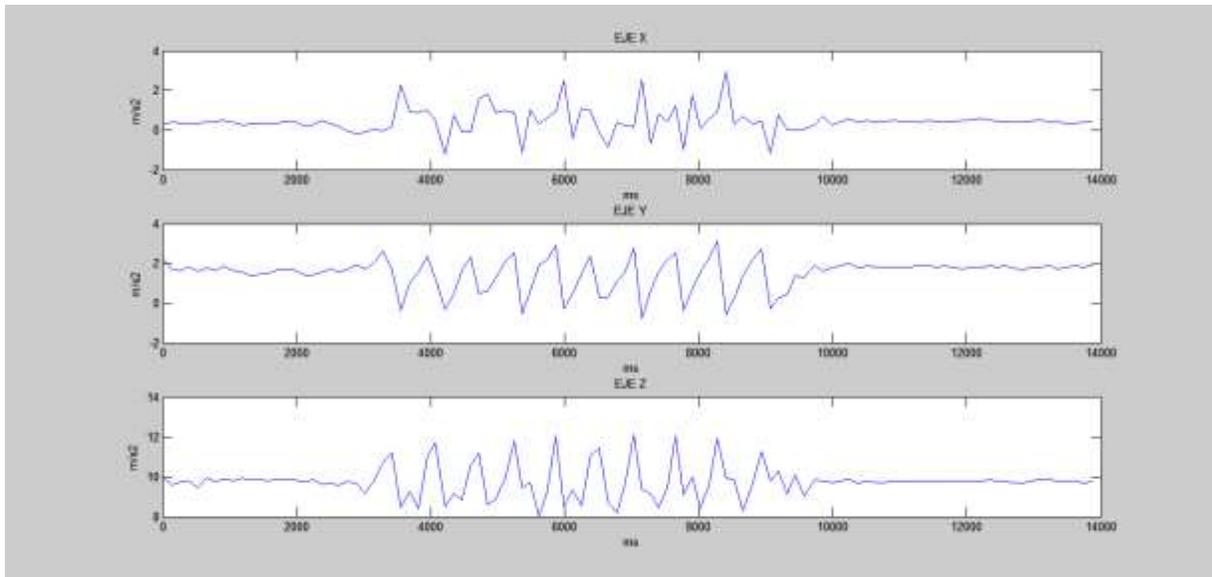


Figura 64. Señal de acelerometría con ruido.

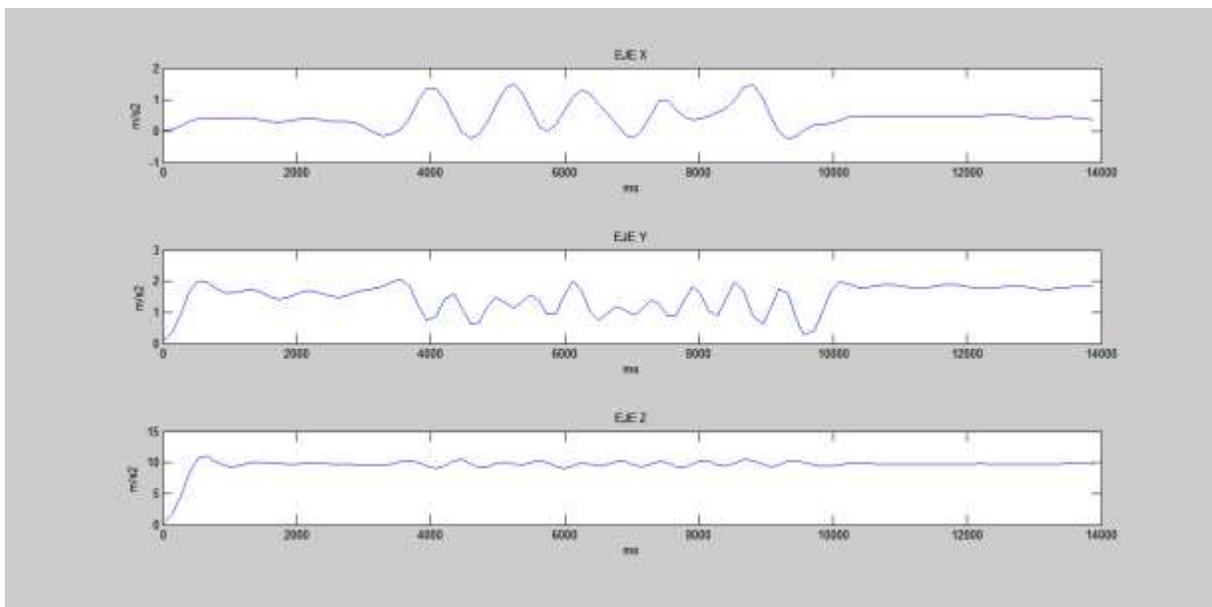


Figura 65. Señal de acelerometría filtrada.

Como en el trabajo de Mohamed Boutayamou [22], se obtiene la magnitud de las tres señales ya filtradas según la ecuación (8).

$$m_a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (8)$$

Donde m_a es la magnitud, a_x la aceleración en el eje x, a_y la aceleración en el eje y & a_z la aceleración en el eje z, al obtener la magnitud de las tres componentes se obtiene una señal independiente de la posición del acelerómetro.

3.7.3 Detección de pasos.

Para la detección de pasos se utilizó la técnica reportada por Mingjing Yang [23], que consiste en predefinir un nivel de umbral, y se aplica a la señal de la magnitud, como la aparición de la señal es cíclica esta al pasar por un nivel se puede determinar que se presentó un paso y se vuelve a contar otro evento una vez que la señal vuelve a pasar por este nivel.

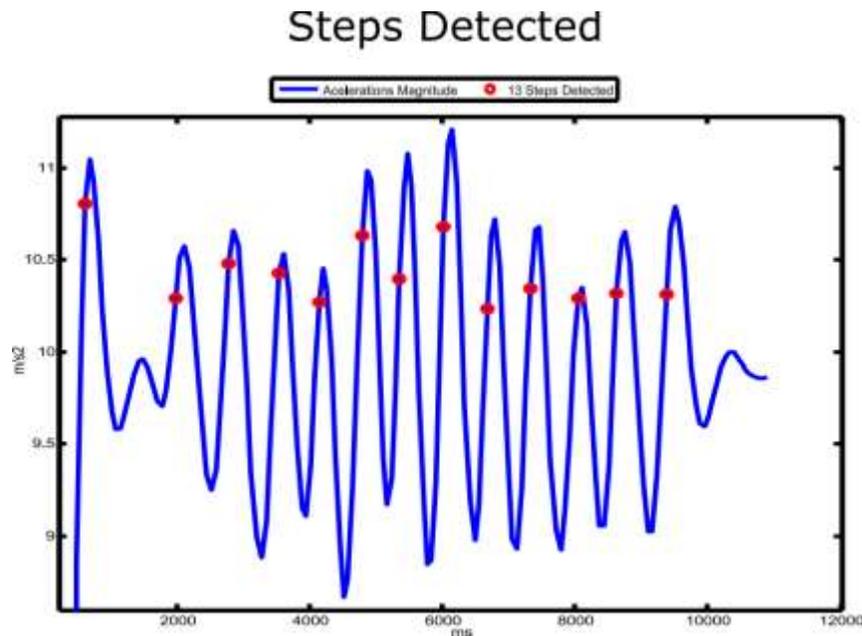


Figura 66. Gráfica de la magnitud (color azul) con detección de pasos, los puntos rojos representan un evento detectado.

Capítulo 4. Pruebas.

Estudiantes de la sección de Bioelectrónica entre los 24 y los 31 años, fueron reclutados como voluntarios, estos fueron 1 mujeres y 4 hombres, ninguno de ellos reporta alguna enfermedad o lesión asociada con la marcha o problemas con el equilibrio. En el instituto nacional de rehabilitación (INR) en el área de geriatría el sistema también fue probado en 5 adultos mayores (figura 67), con problemas en la marcha o lesiones relacionadas con el equilibrio, entre ellas fueron secuelas de fractura de cadera, artritis reumatoide en rodillas, compactación de discos intervertebrales.

Un informe de consentimiento informado y aviso de privacidad fue obtenido de los sujetos de prueba antes de los ensayos (Anexo 3), en donde se les pide a cada uno leer el documento, aclarar sus dudas y si estaba de acuerdo firmar y escribir su nombre. El documento describe en que consiste el proyecto cual es el objetivo, también se le comenta que su información es confidencial y que los resultados son absolutamente para uso académico y de investigación.



Figura 67. Sujetos de pruebas durante el estudio.

4.1 Procedimiento.

La prueba consistió en colocar la cinta, con el celular dentro y la aplicación funcionando, en el pecho a la altura de la apófisis xifoides (figura 68), se coloca en este punto para que el usuario tenga vista del teléfono mientras lo porta.

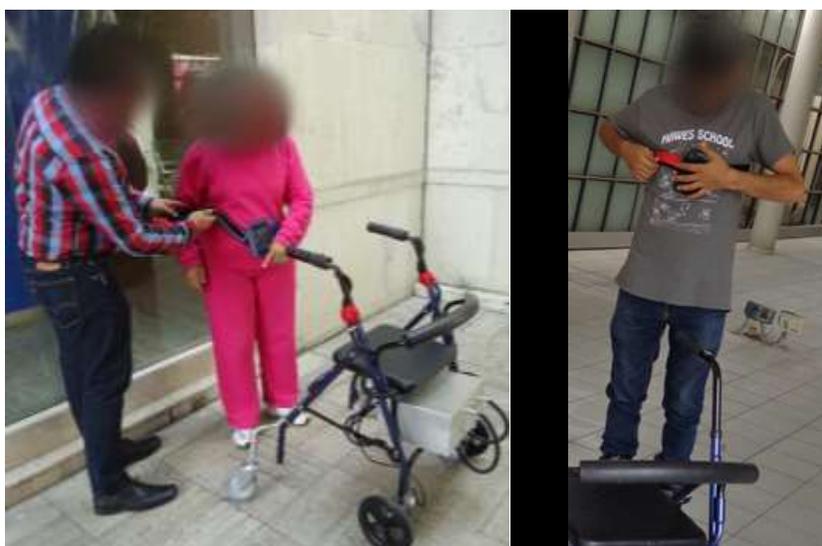


Figura 68. Cinta colocada en el pecho para realizar la prueba.

Los sujetos fueron instruidos acerca del funcionamiento de la andadera (figura 69), se les explico que la andadera cuenta con cuatro botones colocados en las manijas los botones superiores funcionan para el avance y los inferiores para retroceder, para familiarizarse se deja que el usuario maneje la andadera libremente alrededor de un patio, posteriormente se les solicita caminar en línea recta por 5 metros horizontales sobre un piso liso, se les pidió que realizaran la prueba en dos ocasiones.



Figura 69. Representación de la prueba realizada.

Durante la prueba se tomaron registros generando el archivo de texto desde la aplicación e inmediatamente se guardó y envió por correo, para su posterior análisis.

Una vez terminada la prueba se le pidió al personal adulto mayor responder una encuesta (anexo 4), para saber su opinión acerca del equipo y sus hábitos.

Posteriormente después que se reciben los archivos por email, se ejecuta el programa para el tratamiento de las señales y su análisis.

Capítulo 5. Resultados.

En este apartado se reporta la información obtenida de las pruebas, mediciones, calibraciones y ensayos. Como son datos, gráficas, valores y parámetros.

Las aceleraciones lineales fueron obtenidas de la UMI que esta dentro de la andadera y del mismo celular, de cada uno se obtuvo la medición de los tres ejes cartesianos, el eje x representa una oscilación sobre el plano coronal, el eje y un cambio sobre el plano sagital y por último el plano transversal es el eje z en donde se ve agregado la componente de aceleración (figura 70).

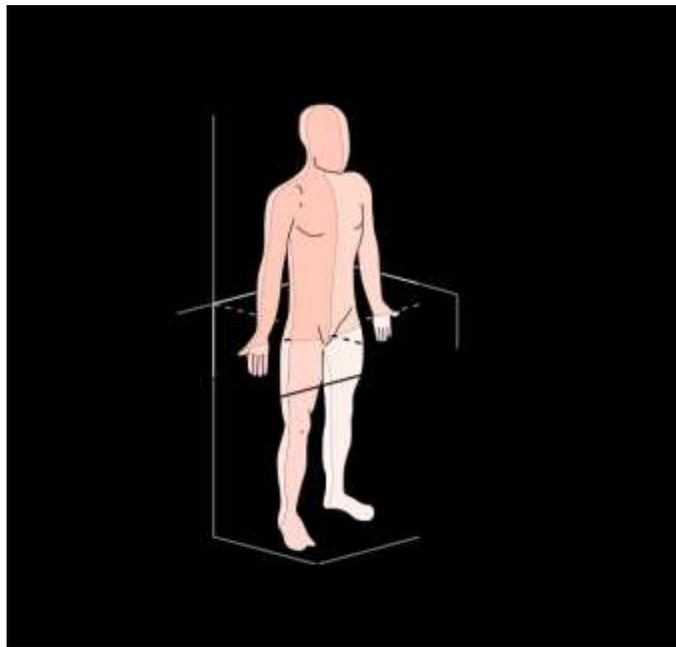


Figura 70. Planos anatómicos según la posición anatómica estándar.

La mayor velocidad de la andadera con los motores sin carga a 24 v y el pwm con todos los bits en alto, es de 1304 mm/min, la velocidad puede ser configurada para ser menor modificándola desde la aplicación del celular. Otra forma para modificar la velocidad es desde las manijas como se describe en el apartado “d” del programa de control de la andadera, la configuración

desde las manijas permite tener 10 posibles velocidades que va desde un nivel de 80 hasta 255 del PWM, siendo la mínima velocidad de 452 mm/min. Las velocidades correspondientes y el nivel de PWM están explícitos en la tabla VIII.

Tabla VIII. Valores de Velocidad con respecto al nivel de PWM preestablecidos

	PWM	Velocidad mm/min
1	80	452
2	100	652
3	120	792
4	140	925
5	160	1009
6	180	1054
7	200	1104
8	220	1130
9	240	1167
10	255	1304

El consumo de corriente de la andadera, en modo de espera (sin los actuadores trabajando) es de 112 mA, la corriente cuando la andadera avanza hacia adelante es de 620 mA, 400 mA cuando esta girando y solo un motor esta funcionando. El máximo consumo de carga cuando se le pone un gran peso, aunque la andadera no está diseñada para cargar, es de 1600 mA por esta razón se le puso un fusible de protección de 2 A para prevenir cortocircuitos y sobrecargas.

El tiempo teórico de la autonomía de la andadera, con el suministro de las baterías de 5 Ah de un uso normal de la andadera a su velocidad máxima límite y con uso continuo, es de alrededor de 8 h, la andadera en estado de espera puede permanecer por 44 h funcionando.

Los obstáculos frente a la andadera se detectaron como mínimo 2 cm y máximo hasta 3 m, para estos fines se deja configurado como máximo 70 cm, este valor se puede modificar, la andadera disminuyó su velocidad como se había programado, pero existen mediciones erróneas cuando la superficie del obstáculo no está perpendicular al haz ultrasónico y tiene un ángulo, dando valores mayores de distancia a los reales.

Se tuvo un gran alcance con la comunicación inalámbrica, realizando pruebas con el modo control remoto tuvo un alcance de aproximadamente 10 m, mandando variaciones de velocidad, avance y retroceso.

La intención del modo control remoto, es que el usuario pueda acercarse a la andadera hasta su posición donde él puede estar sentado o postrado, sin la necesidad de ir por la andadera hasta el lugar en donde se guarda.

El modo de prevención de caída fue probado con sujetos sanos, era riesgoso simular una caída con los adultos mayores, respondiendo de forma satisfactoria y oportuna, bloqueando los motores y vibrando intermitentemente las manijas, regresando a su estado normal cuando los botones inferiores son presionados.

El espacio del almacenamiento del archivo de texto para un celular con una memoria de 32 GB de memoria, podría grabar continuamente hasta 60 h de registros continuos.

Un teléfono inteligente al ser un dispositivo no dedicado la tasa de muestreo es irregular, es decir no es un sistema en tiempo real, logrando alrededor de 17 muestras por segundo. Cuando el celular tiene otras aplicaciones corriendo estos tiempos aumentan.

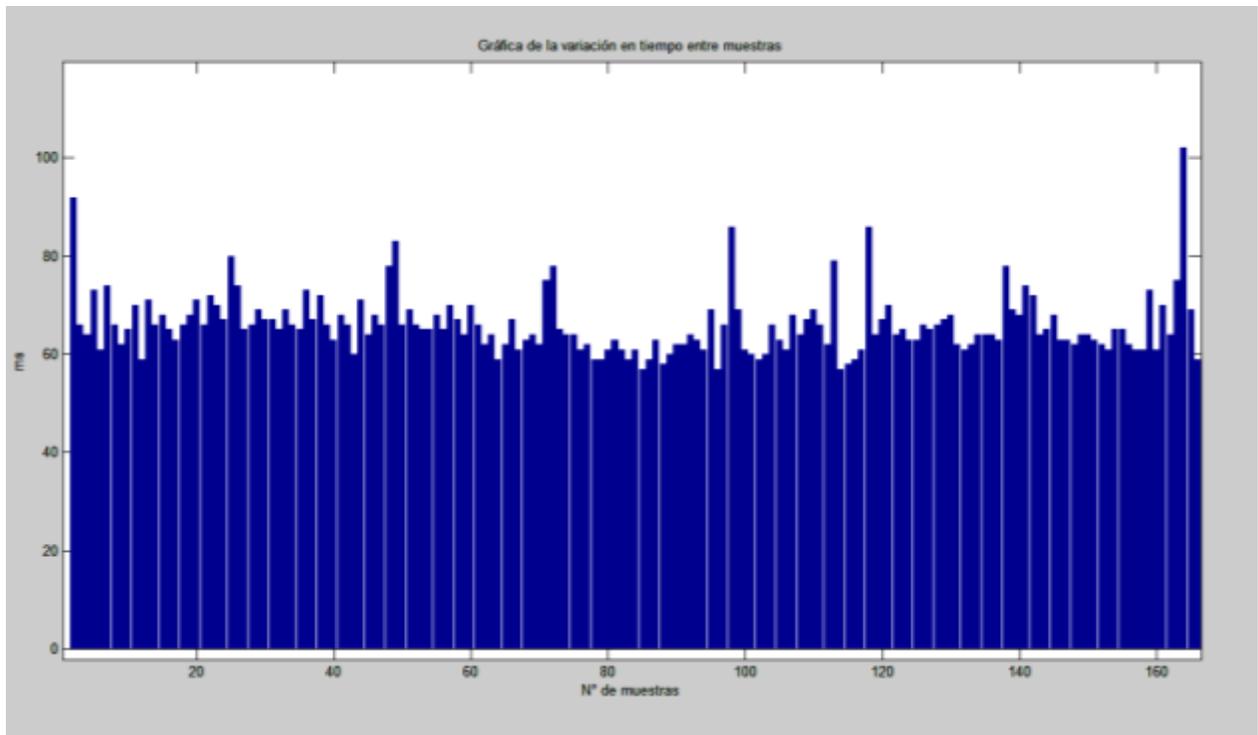


Figura 71. Tasa de variación del tiempo entre muestra y muestra.

Los datos fueron tratados, filtrados y analizados con el software desarrollado con Matlab® 8.3, por cuestión de la comunicación inalámbrica existieron datos aislados vacíos, para una muestra de 8000 muestras solo hubo un par de datos vacíos, para poder ser tratada toda la señal este dato vacío fue sustituido por el promedio de los 2 valores anteriores y los 2 valores siguientes. Una vez procesado los registros, se obtuvieron las gráficas, estas tuvieron formas senoidales, en el eje z se presenta la componente de la gravedad es decir la variación es alrededor de 9.8 m/s^2 (figura 72). Se encontraron señales no propias de la marcha al inicio y al final del registro se

pueden generar lecturas erróneas que son debido a la manipulación del celular, la colocación del teléfono, al pulsar la pantalla y al retirar el teléfono.

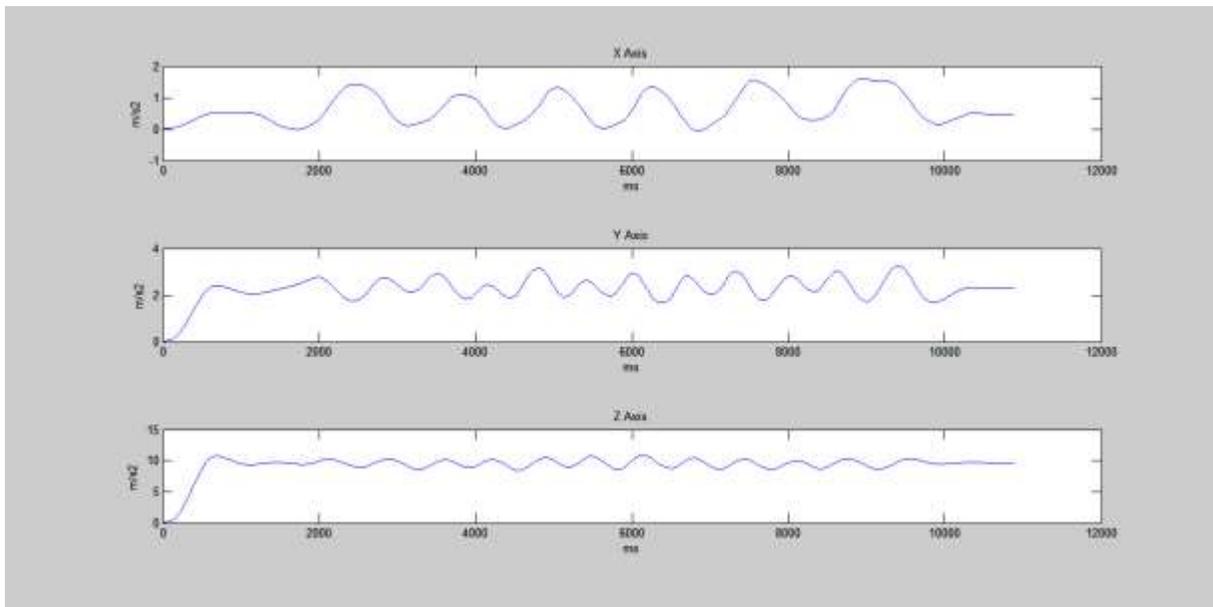


Figura 72. Gráficas de la aceleración de un segmento de una prueba de marcha en los tres ejes.

En la detección de pasos (figura 73) el umbral debe ser personalizado a cada usuario debido a que cada persona tiene una forma de gráfica distinta y puede que su señal oscile en otro nivel, también llega a pasar que algún paso no fuese detectado.

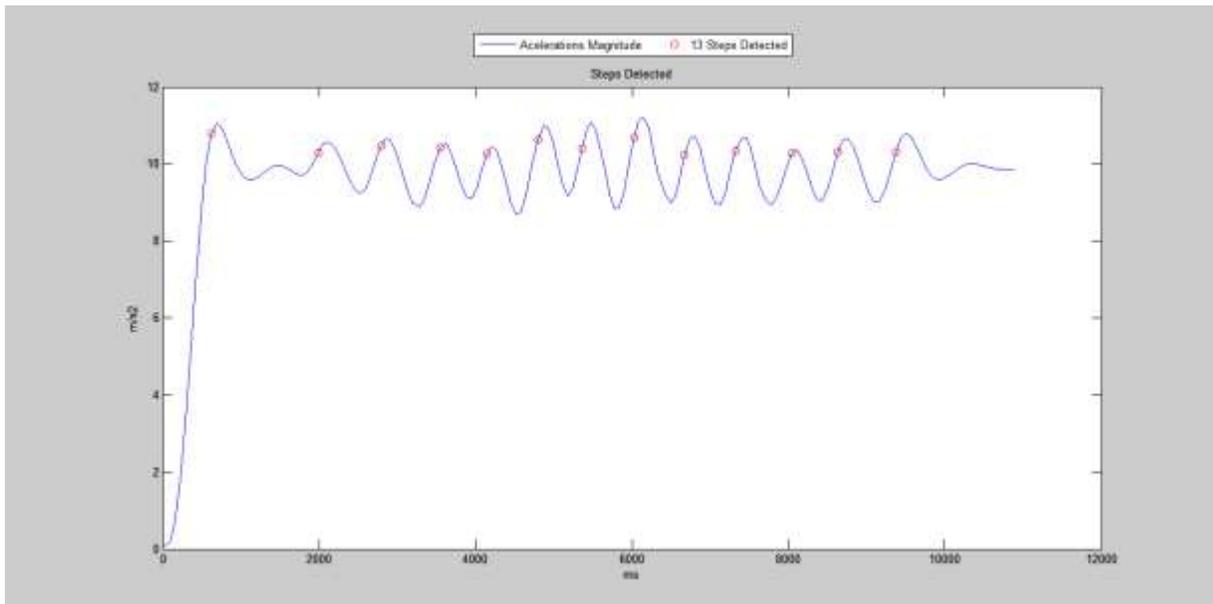


Figura 73. Gráficas de un segmento de una prueba de marcha, en este caso se pudieron detectar 13 pasos como se mencionó en el apartado de metodología los pasos son detectados como puntos rojos sobre la gráfica de la magnitud de las tres aceleraciones.

La señal obtenida se le hizo una regresión polinómica (figura 74), con las funciones de Matlab para obtener una señal que se ajuste a los datos de aceleración, para señales de mayor tiempo de registro el polinomio tiene problemas para ajustarse a la señal original aunque se aumente el grado del polinomio.

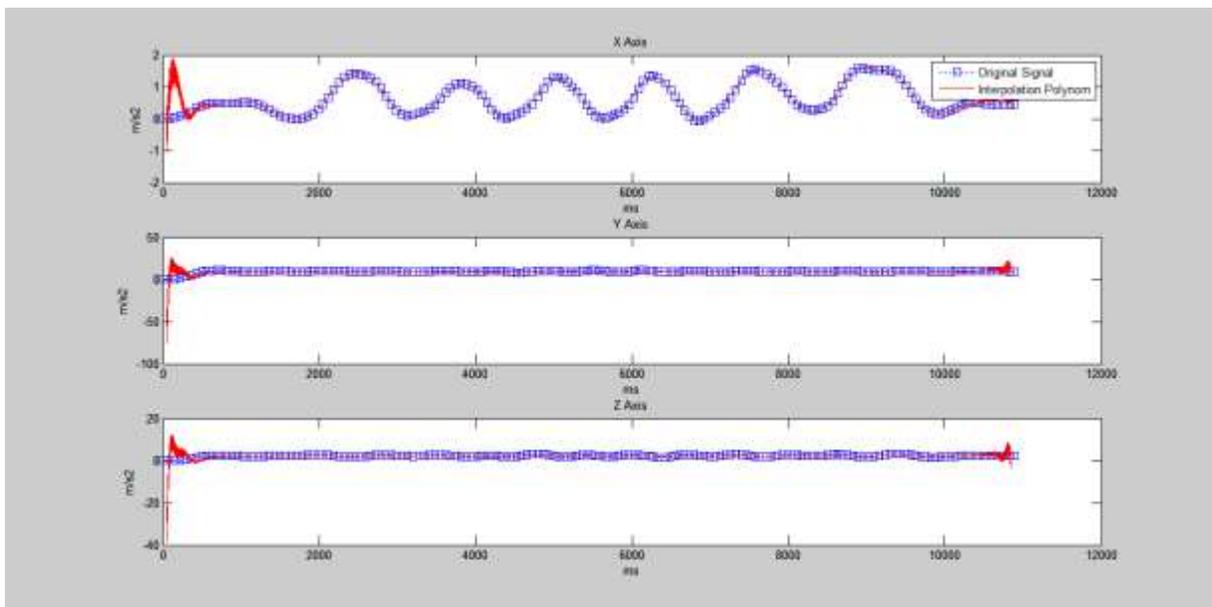


Figura 74. Regresión Polinómica de grado 50 en color rojo, Señal original en puntos azules.

En el modo en el que la andadera avanza al detectar el paso, el sistema solo puede andar en línea recta ya que no hay medios que retroalimenten algún giro del paciente, el umbral de detección también debe ser ajustado por cada usuario desde la aplicación, la proporción de avance de la andadera solo es por la activación de los motores por 700 ms lo que corresponde a una distancia de 15.21 cm cada paso detectado.

Los pacientes adultos mayores disponibles fueron pocos, pero los resultados de su encuesta es que el control se les hizo intuitivo y fácil de controlar, la velocidad es adecuada, se sintieron

seguros sin ninguna fatiga por su uso, excepto de un paciente el cual se le hizo complicado su control.

Capítulo 6. Conclusiones y trabajo a futuro.

En esta sección de la tesis, se describen las conclusiones comparando los objetivos y los resultados obtenidos durante el proceso de desarrollo de este trabajo, así como las propuestas o consideraciones que puede tener el proyecto para mejora.

6.1 Conclusiones.

El objetivo general de este trabajo fue el desarrollo del sistema que de asistencia para la marcha, permitiendo que el usuario se desplace sin dependencia en ambientes familiares y no familiares, yuxtapuesto el sistema debe registrar las señales de aceleración que se presentan durante la marcha de una persona adulta mayor con discapacidad motriz. Se pudo realizar un prototipo que registra las aceleraciones lineales durante un evento de marcha humana en una persona adulta mayor sobre los tres ejes, el mismo sistema da apoyo en su marcha al usuario, dando movimiento autónomo sin necesidad de esfuerzos por parte del paciente ni por cargar, ni empujar la andadera o por portar la banda con el celular, siendo muy ligero evitando causar alguna fatiga o lesión por el peso.

El arreglo de sensores ultrasónicos detectaron los objetos hasta 2 m proveyendo de asistencia en la navegación éstos por default se configuraron hasta 70 cm, pero cuando la superficie del obstáculo tiene una angulación de 45° las lecturas son diferentes dando una diferencia mayor de hasta 15 cm más de lo real, sin embargo para distancias menores la andadera evitó colisionar con los obstáculos.

Las aceleraciones de la marcha fueron detectadas con los acelerómetros triaxiales tanto del teléfono móvil como de la unidad de masa inercial instalada en la andadera, debido a que los sensores presentaban valores de alta frecuencia no pertenecientes a las pruebas de marcha las señales fueron filtradas. Las lecturas se pudieron almacenar en la misma memoria del teléfono como un archivo de texto el cual no ocupa demasiada memoria. Para esta aplicación la señal obtenida fue del torso del usuario.

La comunicación inalámbrica mediante bluetooth no interfirió con la marcha normal del sujeto de prueba, se investigó si estas señales podrían causar algún tipo de radiación dañina, encontrando que las señales de bluetooth son de alta frecuencia y de baja potencia que no causan alguna lesión además de no interferir con otros sistemas como pueden ser el de un marcapasos. [24]

Para evitar algún riesgo de choque eléctrico al paciente, toda la estructura esta aterrizada a chasis, además de que si por algún motivo exista una corriente de fuga el filamento del fusible se funde evitando que el paciente reciba una descarga.

El sistema tiene un sistema de prevención de caídas, que para simularla se le pidió a los usuarios jóvenes sanos recrearan un desequilibrio, respondiendo adecuadamente entrando la andadera a un estado de bloqueo, esta parte no pudo ser validada por los sujetos adultos mayores, sería muy riesgoso solicitarle a este tipo de pacientes simular una caída.

La gente adulto mayor con problemas cognitivos degenerativos nos son aptos para el uso de dispositivos como esta andadera inteligente, ya que el uso de los controles se vuelve complicado o las instrucciones de uso son olvidados, esto podría ser contraproducente y comprometer la integridad del usuario. Otra limitación más sería para personas con artritis reumatoides o algún tipo de patología que limite el movimiento en sus manos, ya que tendrían problemas para presionar los botones del control.

Con este sistema el usuario podría tener una autonomía de aproximadamente 8 h caminando sin ninguna interrupción, debido a que no se le pudo pedir a una persona realizar esta prueba este valor es preestablecido.

Se realizaron pruebas en diferentes tipos de superficies, en superficies lisas, como losetas y azulejos, la andadera no tiene problemas en avanzar bajo ninguna de las velocidades preestablecidas, también se hicieron pruebas en pisos de concreto, adoquín y hasta en tierra suelta resultando que para velocidades menores a los 1100 mm/min la andadera tiene problemas para avanzar pero con valores mayores la andadera pudo avanzar. De igual manera en subidas como son rampas es necesario emplear velocidades mayores como las empleadas en pisos uniformes.

Las funciones esenciales de la andadera no fueron modificadas, esta puede ser usada aun como un asiento, y para permitir su transporte la caja de control puede ser desconectada y retirada de este modo la andadera puede ser doblada. Los conectores de la caja de control con sus periféricos son a prueba de fallos en su conexión, usando conectores diferentes para evitar una mala colocación evitando algún daño a los componentes.

Es necesario hacer un proceso de ventaneo durante la regresión polinómica para registros de mucho tiempo, ya que como se mencionó el polinomio no se ajustaba a la señal original aun aumentando el grado del polinomio.

6.2 Trabajo a futuro.

La población de adultos mayores fue poca y sin un algún tipo de población específica con algún tipo de padecimiento común entre ellos, se podría evaluar si existe la mejora en su desempeño de la marcha al usar este tipo de asistente.

Al sistema se le pueden agregar sensores que puedan detectar escalones y banquetas, es común que con la edad también la capacidad visual se vaya degenerando, con esto se podría disminuir el riesgo de caída por un cambio irregular en el tipo de suelo.

El uso de un teléfono inteligente puede ser explotado con los sensores que cuenta como la ayuda en la navegación por GPS, dándole la capacidad al sistema de que la andadera pueda llevar al usuario hasta un destino deseado o poder monitorear al paciente sabiendo su posición y así evitar que se extravié, además con este sistema se podría medir la distancia recorrida y la velocidad del paciente. Otra función que podría ser explotada es el uso del micrófono como detector de voz, programando instrucciones que el usuario dictaría y la andadera ejecutaría.

El desarrollo de una extensión de la aplicación, para que el despliegue de las gráficas sea en el mismo teléfono y que el análisis de la señales puedan ser en el mismo teléfono sin la necesidad de una computadora.

A la andadera se le podrían agregar sensores para el Monitoreo de signos vitales, siendo estos de interés para los médicos tanto para evaluar la rehabilitación como para prevenir algún evento de riesgo.

Para dar mayor monitoreo del ambiente se podría instalar sensores laser para la detección de obstáculos, este tipo de sensores son los que se usan en las puertas automáticas teniendo una mayor área de detección que puede ser complementado por el arreglo de sensores ultrasónicos.

Para una sensibilidad de la posición de las ruedas se pueden instalar encoders en las ruedas, estos podrían dar más resolución de la posición de las ruedas así como el sentido de giro de las ruedas.

Las baterías de ácido-plomo tienen un peso de 1.4 kg cada una en conjunto suman casi 3kg, estas podrían ser sustituidas por baterías de polímero de litio que son más ligeras y con mayor capacidad de carga en tamaño con respecto a las de ácido plomo.

De las señales de acelerometría se podrían calcular valores biomecánicos, como la longitud de paso, la intensidad del paso, la cadencia del paso, la diferencia de apoyos, algún desequilibrio de la marcha, el gasto energético, etc.

Referencias

- [1] ONU, «Population Ageing and Development 2012,» Department of Economic and Social Affairs • Population, 2012. [En línea]. Available: http://www.un.org/esa/population/publications/2012WorldPopAgeingDev_Chart/2012PopAgeingandDev_WallChart.pdf. [Último acceso: 12 Noviembre 2015].
- [2] L. M. G. Robledo, «Discapacidad y dependencia en adultos,» 2012. [En línea]. Available: <http://ensanut.insp.mx/doctos/analiticos/DiscapacidAdultMayor.pdf>. [Último acceso: 11 Noviembre 2015].
- [3] INEGI, «Instituto Nacional de Estadística y Geografía,» 2010. [En línea]. Available: <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/temas/default.aspx?s=est&c=17484>. [Último acceso: 11 Noviembre 2015].
- [4] I. N. d. E. y. Geografía, «INEGI,» 2010. [En línea]. Available: <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/sisept/Default.aspx?t=mdemo150&s=est&c=29236>. [Último acceso: 12 Noviembre 2015].
- [5] O. M. d. I. S. OMS, «Notas descriptivas Centro de prensa,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>. [Último acceso: 27 septiembbre 2016].
- [6] C. M. Sanz, «CINESIOLOGIA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL,» Depto. de Anatomía e Histología, Zaragoza España, 2015.
- [7] D. C. M. Sanz, «CINESIOLOGÍA,» Noviembre 2015. [En línea]. Available: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>. [Último acceso: 12 Noviembre 2015].
- [8] L. Cerda, «Revista Clínica Las Condes,» 20 Marzo 2014. [En línea]. Available: http://www.clinicalascondes.cl/Dev_CLC/media/Imagenes/PDF%20revista%20m%C3%A9dica/2014/2%20marzo/10-Dra.Cerda.pdf. [Último acceso: 12 Noviembre 2015].

- [9] F. W. V. HOOK, «Ambulatory Devices for Chronic Gait Disorders in the Elderly,» *AMERICAN FAMILY PHYSICIAN*, vol. 67, n° 8, pp. 1717-1724, 2003.
- [10] M. Martins, «A review of the functionalities of smart walkers,» *Medical Engineering and Physics*, n° 37, pp. 917-928, 2015.
- [11] G. Wasson, «An assistive robotic agent for pedestrian mobility,» *AGENTS '01 Proceedings of the fifth international conference on Autonomous agents*, n° ISBN:1-58113-326-X, pp. 169-173, 2001.
- [12] T. Kikuchi, «Basic study on gait rehabilitation system with intelligently controllable walker (i-Walker),» *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, n° 978-1-4244-9319-7, pp. 277-282, 2010.
- [13] J. Chee, *Foot Placement Patterns of Individuals with Multiple Sclerosis during Rollator-assisted Community Mobility*, Toronto: Graduate Department of Rehabilitation Science, 2011.
- [14] N. K. Bolante, «Adjustable Rollator with Dual Brake System to Enhance Stability,» *IEEE*, vol. 12, n° 978-1-4673-1142-7, pp. 267, 268, 2012.
- [15] T. Hellström, «An intelligent rollator with steering by braking,» *Umeå: Umeå University*, n° ISSN 0348-0542 , pp. 1-8, 2012.
- [16] X. S. Papageorgiou, «Advances in Intelligent Mobility Assistance Robot,» *Universal Access in Human-Computer Interaction. Aging and Assistive Environments*, vol. 8515, n° 201, p. 694–705, 2014.
- [17] J. Shin, «Automatic Speed Control for Smart Walker,» *Proceedings of the 8th ACM International Conference on PErvasive Technologies Related to Assistive Environments*, n° No. 9 , 2015.
- [18] R. I. Rincon-Jara, «Análisis y caracterización de un acelerómetro capacitivo fabricado con tecnología polymump's,» *Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales*, vol. 23, n° (3), pp. 26-31, 2010.

- [19] P. Raknim, «Gait Monitoring for Early Neurological Disorder Detection Using Sensors in a Smartphone: Validation and a Case Study of Parkinsonism,» *TELEMEDICINE and e-HEALTH*, vol. 22, n° 1, pp. 1-7, 2016.
- [20] T. Alkjær, «Biomechanical analysis of rollator walking,» *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 5, n° 2, pp. 1-7, 2006.
- [21] E. Fortune, «Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement – Part II: Step counts at a wide range of gait velocities,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, p. 659–669, 2014.
- [22] M. Boutaayamou, «Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events,» *Medical Engineering and Physics*, vol. 37, p. 226–232, 2015.
- [23] M. Yang, «iGAIT: An interactive accelerometer based gait analysis system,» *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 108, p. 715–723, 2012.
- [24] U. Lakshmanadoss, «Electromagnetic Interference of Pacemakers,» *Modern Pacemakers - Present and Future*, vol. 13, pp. 229-251, 2011.
- [25] B. M. H Bateni, “Assistive device for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences”., *Arch Phys Med Rehabil* , 2005, p. p. 86..
- [26] M. A. P. Delgado, Dispositivo de asistencia ambulatoria inteligente para el mejoramiento de la marcha en personas adultas mayores, mediante el uso de acelerómetros y sensores de fuerza, Ciudad de México: CINVESTAV, 2014.
- [27] P. Fuchs, «Sensores ultrasónicos,» 2016. [En línea]. Available: http://www.pepperl-fuchs.es/spain/es/classid_182.htm?view=productgroupoverview. [Último acceso: 20 octubre 2016].

Anexos

Anexo1. Lista de los comandos de configuración del HC-05.

Test de comunicación

Lo primero es comprobar si nuestro bluetooth responde a los comandos AT

Enviar: AT

Recibe: OK

Si recibimos como respuesta un OK entonces podemos continuar, sino verificar las conexiones o los pasos anteriores.

Cambiar nombre de nuestro módulo HC-05

Por defecto nuestro bluetooth se llama "HC-05" esto se puede cambiar con el siguiente comando AT

Enviar: AT+NAME=<Nombre> Ejm: AT+NAME=Robot

Respuesta: OK

Cambiar Código de Vinculación

Por defecto viene con el código de vinculación (Pin) "1234", para cambiarlo hay que enviar el siguiente comando AT

Enviar: AT+PSWD=<Pin> Ejm: AT+PSWD=2560

Respuesta: OK

Se puede saber cuál es el pin actual de nuestro modulo, para eso hay que enviar el siguiente comando: **AT+PSWD?**

Configurar la velocidad de comunicación:

La velocidad por defecto es de 9600 baudios, con Stop bit =0 (1 bit de parada), y sin Paridad, para cambiar estos parámetros, se hace uso del siguiente comando AT:

Enviar: AT+UART=<Baud> ,< StopBit>,< Parity>

Respuesta: OK

Donde :

< Baud > equivale a una velocidad, los valores pueden ser: 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 23400, 460800, 921600 o 1382400.

< StopBit > es el Bit de parada, puede ser 0 o 1, para 1 bit o 2 bits de parada respectivamente, Para aplicaciones comunes se trabaja con 1 bit por lo que este parámetro normalmente se lo deja en 0.

< Parity > Es la paridad, puede ser 0 (Sin Paridad), 1 (Paridad impar) o 2 (Paridad par). Para aplicaciones comunes no se usa paridad, por lo que se recomienda dejar este parámetro en 0.

Configurar el Role: para que trabaje como Maestro o Esclavo

Por defecto nuestro HC-05 viene como esclavo, el siguiente comando nos permite cambiar esto:

Enviar: AT+ROLE=<Role> Ejm: AT+ROLE=0

Respuesta: OK

Donde:<Role>

0 -> Esclavo

1 -> Maestro

Para saber cuál es la configuración actual, enviar el siguiente comando: **AT+ROLE?**

Configurar el modo de conexión (cuando se trabaja como maestro)

Esta configuración aplica para cuando el modulo está trabajando como maestro, el modulo necesita saber si se va a conectar con un dispositivo en particular o con cualquiera que esté disponible.

Enviar: AT+CMODE=<Mode> Ejm: AT+CMODE=1

Respuesta: OK

Donde: < Mode >

0 -> Conectarse a un dispositivo con la dirección especificada(Se utiliza otro comando AT para especificar esta dirección).

1 -> conectar el módulo a cualquier dirección disponible(aleatorio).

Enviar el siguiente comando para averiguar el modo actual de conexión: **AT+ CMODE?**

Especificar la dirección del dispositivo al cual nos vamos a conectar

Esta configuración aplica cuando nuestro módulo está configurado como maestro, y a la vez el modo de conexión está en 0 (CMODE=0) el cual indica que nos vamos a conectar al dispositivo esclavo en particular. Para especificar la dirección al cual nos vamos a conectar se usa el siguiente comando AT

Enviar:

AT+BIND=<Address>

Respuesta: OK

Donde:

< Address > Es la dirección del dispositivo al cual nos vamos a conectar, la dirección se envía de la siguiente forma: **1234,56,ABCDEF** la cual equivale a la dirección 12:34:56:AB:CD:EF

Otros comandos AT de utilidad:

Obtener la versión del firmware:

Enviar: AT+VERSION?

Respuesta: +VERSION<Versión> Resp Ej: +VERSION:2.0-20100601

Obtener la dirección de nuestro módulo bluetooth

Enviar: AT+ADDR?

Respuesta: +ADDR:<dirección> Resp Ej: +ADDR: 98d3:31:2052e6

Resetear nuestro Módulo, después de hacer esto salimos del MODO AT

Enviar: AT+RESET

Respuesta: OK

Restablecer valores por defecto.

Enviar: AT+ORGL

Respuesta: OK

*Al hacer esto todos los parámetros del módulo se restablecen, a los valores por defecto de fábrica. En algunas versiones la velocidad cambia a 38400 baudios y en otros a 9600.

Anexo 2. Programa para la configuración del Modulo HC-05.

/*

```
//Programa Modificado y basado del programa
AUTHOR: Hazim Bitar (techbitar)
DATE: Aug 29, 2013
LICENSE: Public domain (use at your own risk)
CONTACT: techbitar at gmail dot com (techbitar.com)
```

*/

```
//NOTA: NO OLVIDADR PONER EN EL MONITOR SERIAL AJUSTE NL&CR
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
SoftwareSerial BTSerial(2, 3); // RX | TX
```

```
void setup()
```

```
{
  pinMode(4, OUTPUT); // Este pin pone en alto el pin KEY del HC-05 para poner el modulo en moto "AT"
  digitalWrite(4, HIGH);
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Entrar comandos AT");
  BTSerial.begin(38400); // HC-05 default speed in AT command more
}
```

```
void loop()
```

```
{
  //Mantiene la lectura del HC-05 y envia al monitor serial del arduino
  if (BTSerial.available())
    Serial.write(BTSerial.read());
  //Mantiene la Lectura del monitor serial del arduino y lo envia al módulo
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}
```

Anexo 3. Formato de consentimiento informado y aviso de privacidad.

CONSENTIMIENTO INFORMADO Y AVISO DE PRIVACIDAD.

Estimado paciente.

Nos encontramos realizando un proyecto de investigación acerca del uso de una andadera inteligente como un apoyo para la marcha de adultos mayores.

Objetivo del estudio.

En este proyecto se ha modificado una andadera de cuatro ruedas convencional, equipándola con motores y sensores, este proyecto busca facilitar la marcha al adulto mayor, mientras se efectúa la prueba se tomarán fotografías y videos si usted está de acuerdo. La andadera inteligente no tiene ningún riesgo para la salud.

Le solicitamos de su participación en esta investigación, no es obligatorio, si decide ser voluntario usted puede abandonar la prueba en cualquier momento si considera conveniente, tome el tiempo necesario para tomar una decisión, su atención médica no cambiará de ninguna manera si usted decide no participar. Siéntase libre de aclarar todas sus dudas que le surjan acerca del procedimiento de este estudio. Su información personal será confidencial y los resultados obtenidos serán utilizados con fines de investigación y académicos. Su participación anónima.

Yo _____ confirmo que se me ha dado información oral y escrita con respecto a esta prueba. He tenido el tiempo para aceptar mi participación, y todas mis preguntas han sido satisfactoriamente respondidas. Estoy de acuerdo con colaborar voluntariamente en este protocolo de investigación el día _____ de _____ del 2016.

Firma del participante

Datos del paciente

1. Sexo: _____ Femenino _____ Masculino
2. Edad _____ años
3. Tiene algún problema para caminar
si _____ no _____ ¿Cuál? _____
4. Sufre de alguna enfermedad crónica
si _____ no _____ ¿Cuál? _____
5. Ha usado bastón, muletas, silla de ruedas, andadera
si _____ no _____ ¿Cuál? _____
6. Tiempo que ha padecido con problemas al caminar

Anexo 4. Encuesta del uso del sistema ambulatorio.

Encuesta de evaluación de la andadera.

Con objetivo de mejorar el equipo, sea tan amable de contestar el siguiente cuestionario, siéntase cómodo de responder libremente se le recuerda que su atención en esta instrucción no se verá modificada.

Favor de encerrar el número más indicado como una respuesta a la pregunta.

1.- ¿Controlar el equipo es?:

1	2	3	4	5
Difícil				Fácil

2.- ¿La velocidad es?:

1	2	3	4	5
Mala				Buena

3.- La sensación de seguridad es:

1	2	3	4	5
Inseguro				Seguro

4.- La fatiga en las manos es:

1	2	3	4	5
Severa				Nula

5.- Usaría el equipo en interiores (casa, centros comerciales, oficinas, hospitales):

1	2	3	4	5
Poco probable				Seguramente

Sea tan amable de dar la vuelta a la hoja para continuar con la encuesta



6.- Usaría el equipo en exteriores (calles, andadores, patios):

1	2	3	4	5
Poco probable				Seguramente

7.- ¿Le parece que la andadera es?:

1	2	3	4	5
Complicada				Fácil de aprender

8.- ¿Le parece que el manejo de la andadera es?:

1	2	3	4	5
Incómodo				Cómodo

9.- ¿Cuánto tiempo al día usted usa su bastón, andadera o muletas?:

1	2	3	4	5
Menos de 2 hrs		4-6 hrs		Más de 8 hrs

10.- ¿En general el uso de la andadera es?:

1	2	3	4	5
Desagradable				Agradable

11.- ¿Si estuviera en sus posibilidades usted adquiriría una andadera de este tipo?:

1	2	3	4	5
Poco probable				Seguramente

Anexo 5. PCB.

A partir del circuito esquemático se desarrolló la tarjeta del circuito impreso de dos capas, en el software proteus v.8, como se muestra en la figura 13

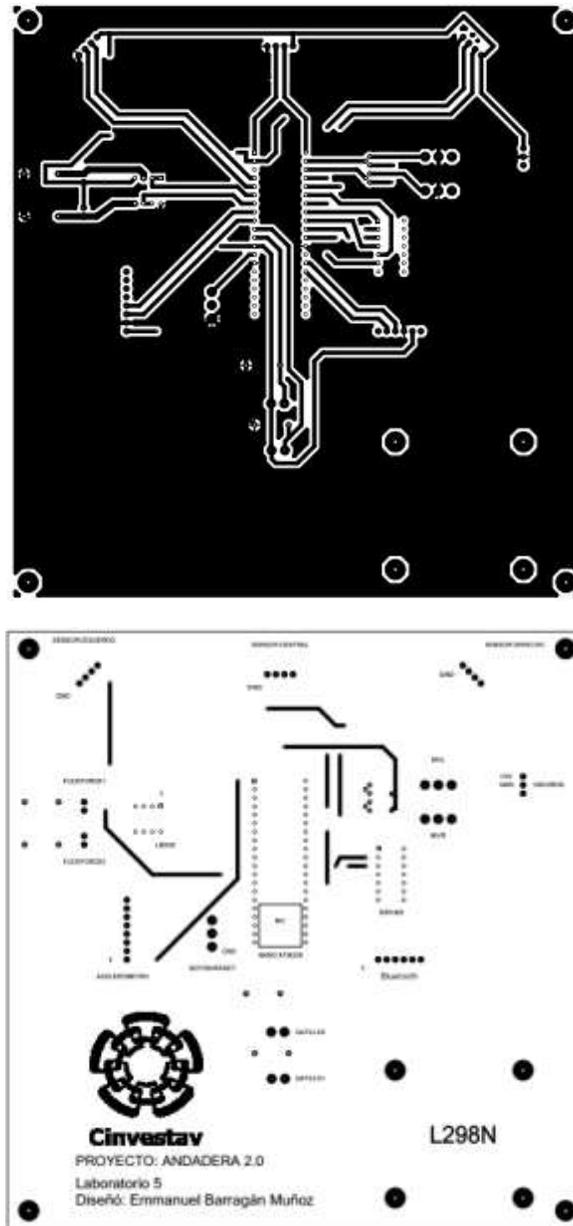


Figura 75 Tarjeta de Circuito Impreso.