



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE SISTEMA PARA MONITOREAR
EL MIEMBRO SUPERIOR DURANTE LA
MARCHA DEL ADULTO MAYOR**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO

P R E S E N T A

ROMERO AMÉZQUITA GERARDO IVÁN

DIRECTOR(A) DE TESIS

DR. ÁLVARO AYALA RUIZ



CIUDAD DE MÉXICO, CIUDAD UNIVERSITARIA, AGOSTO 2017

DEDICO ESTE TRABAJO:

A Dios, por incluir en mi vida, de entre tantos senderos, uno con la posibilidad de continuar con mis estudios.

A mi madre María del Carmen Amézquita Pérez, por su infinito amor, absoluta paciencia e incondicional apoyo durante toda mi vida.

A mi padre José de Jesús Rufino Romero Venegas, por todo su esfuerzo, compromiso, valentía y perseverancia ante toda clase de circunstancias.

A mi hermano Israel Osvaldo Romero Amézquita, por fungir como guía e inspiración en todo momento.

A mis colegas y amigos, Emmanuel Vázquez Orduña y Eric Dante Piña Ocampo. Gracias por los agradables momentos vividos y la grata experiencia de haber formado un gran equipo de trabajo durante la realización del presente proyecto.

AGRADECIMIENTOS:

Al Doctor Álvaro Ayala Ruiz, director de esta Tesis de Licenciatura, por su amable dedicación y constante ayuda, supervisión y asesoramiento durante la realización del presente trabajo.

A las sinodales Dra. María del Pilar Corona Lira y M.I. Ana Marissa Juárez Mendoza, y a los sinodales Dr. Adrián Espinoza Bautista y M.A. Luis Yair Bautista Blanco por el tiempo dedicado para la revisión de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por la extraordinaria formación recibida como ingeniero.

“Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IT102714, DISEÑO DE EQUIPO INNOVADOR PARA REHABILITACIÓN FÍSICA. Agradezco a la DGAPA, UNAM por la beca recibida”.

“No es la razón la que hace que todo hombre sea igual a otro, sino su capacidad de alcanzarla”.

Contenido

Introducción.....	4
Descripción del problema.....	5
Objetivos.....	5
1. Antecedentes.....	6
1.1 Acelerómetros.....	6
1.1.1 Concepto de aceleración.....	6
1.1.2 El acelerómetro.....	7
1.1.3 Principio de funcionamiento del acelerómetro.....	7
1.1.4 Tipos de acelerómetros y aplicaciones.....	9
1.1.5 Criterios de selección para un acelerómetro.....	12
1.2 Microprocesadores y Microcontroladores.....	14
1.2.1 Definición y funcionamiento de microprocesadores.....	14
1.2.2 Definición y funcionamiento de microcontroladores.....	15
1.3 Comunicación Electrónica.....	16
1.3.1 Definición y tipos de comunicación electrónica.....	16
1.3.2 Transmisión de datos: serial y paralela.....	18
1.3.3 Protocolos de comunicación entre microcontroladores y periféricos.....	22
1.4 Marcha humana.....	27
1.4.1 Concepto de marcha humana.....	27
1.4.2 Caracterización de la marcha humana.....	27
1.4.3 Cinemática de la marcha humana.....	31
1.4.4 Cinética de la marcha humana.....	39
1.5 Patología de la marcha humana.....	41
1.5.1 Factores que alteran la marcha humana.....	41
1.5.2 Estudio de marcha: métodos cinemáticos y cinéticos.....	46
2. Desarrollo.....	49
2.1 Introducción.....	49
2.2 Metodología de Diseño.....	49
2.2.1 Diagrama de metodología.....	49
2.3 Primera etapa: Definición del proyecto.....	50
2.3.1 Enunciación de la necesidad y objetivos iniciales.....	50

2.3.2	Formulación del problema.....	50
2.3.3	Formulación de objetivos.....	52
2.3.4	Requerimientos.....	52
2.3.5	Especificaciones.....	53
2.3.6	Funcionalidad.....	54
2.4	Segunda etapa: Propuestas conceptuales.....	54
2.4.1	Propuesta y evaluación de soluciones conceptuales.....	54
2.4.2	Diseño conceptual.....	61
2.4.3	Prueba de conceptos.....	62
2.4.4	Primer prototipo funcional.....	76
2.4.5	Segundo prototipo funcional.....	78
2.5	Tercera etapa: Prototipo final.....	80
2.4.6	Fabricación del prototipo funcional final.....	80
2.4.7	Producto final.....	83
3.	Pruebas y resultados.....	86
3.1	Introducción.....	86
3.2	Protocolo para pruebas de monitoreo de marcha humana.....	86
3.2.1	Protocolo: Instrucciones para la realización de la prueba.....	86
3.2.2	Causas de detención o suspensión de la prueba.....	86
3.2.3	Área de pruebas, equipo y preparación del individuo.....	86
3.3	Realización de pruebas.....	87
3.3.1	Aplicación del protocolo.....	87
3.4	Resultados.....	91
3.4.1	Primer individuo.....	91
3.4.2	Segundo individuo.....	95
3.4.3	Tercer individuo.....	98
3.4.4	Cuarto individuo.....	100
3.4.4.1	Quinto individuo.....	103
3.5	Posición angular promedio.....	106
3.5.1	Hombro.....	106
3.5.2	Codo.....	107
3.5.3	Muñeca.....	108

3.6	Velocidad angular promedio.	109
3.6.1	Hombro.....	109
3.6.2	Codo.....	110
3.6.3	Muñeca.....	111
3.7	Aceleración lineal promedio.....	112
3.7.1	Hombro.....	112
3.7.2	Codo.....	113
3.7.3	Muñeca.....	114
3.8	Cadencia promedio.	115
3.9	Discusión de resultados.	115
4.	Conclusiones.....	117
4.1	Trabajos futuros.....	119
Referencias	120

Introducción.

El envejecimiento representa una de las etapas de vida más críticas, por lo que, siempre se ha buscado dignificarla, tratando de mantener el confort y la autonomía que comienza a perderse en esta etapa. Con la esperanza de vida en constante crecimiento, muchos países brindan una constante inversión científica y tecnológica para atender dicha necesidad, con lo que esta área de investigación se ha convertido en una de las más importantes y con mayor potencial de desarrollo.

El análisis de la marcha humana representa una de los temas más significativos dentro de dicho campo, pues se enfoca en estudiar la autonomía de movimiento tan importante en la vida de cualquier individuo. Este estudio está dirigido a diversas aplicaciones, de las cuales, la detección de posibles patologías representa las más trascendental, las cuales son ocasionadas principalmente por lesiones durante la actividad deportiva o por el deterioro de la marcha con el avance de la edad.

En el envejecimiento ocurren una serie de modificaciones en el sistema músculo-esquelético y en los mecanismos nerviosos centrales y periféricos provocando cambios en el patrón normal de la marcha, que constituyen la marcha senil. La velocidad de marcha menor a 1 m/s es un posible indicador de eventos adversos en el adulto mayor aparentemente sano y si la velocidad de marcha disminuye hasta menos de 0,84 m/s, se puede perder la capacidad de marcha funcional [30]. Por ello, los protocolos de análisis de marcha y postura resultan esenciales en las personas de la tercera edad [18, 19].

Para detectar posibles patologías en la marcha, se debe realizar una completa evaluación de la misma, la cual inicia desde la anamnesis de patologías existentes, hasta un completo examen físico del individuo [24]. El estudio cinemático de la marcha es parte fundamental del examen físico y proporciona información muy importante que permite evaluar el comportamiento biomecánico del cuerpo humano, lo cual resulta primordial para la identificación de estas patologías [21, 24, 25].

El estudio cinemático de marcha humana puede abarcar dos áreas: la primera, la artrocinemática, la cual estudia los movimientos intrínsecos de las articulaciones, los cuales son rodamiento, deslizamiento y rotación, y la segunda, la osteocinemática, la cual estudia el desplazamiento de los huesos en el espacio, los cuales se describen en términos de giro o rotación, y balanceo en flexión-extensión [17, 25].

El presente proyecto, se centra en estudiar la osteocinemática del miembro superior, la cual involucra el monitoreo de posición angular, velocidad angular y aceleración lineal de las articulaciones de interés con respecto al plano sagital del individuo, sin ocuparse de las fuerzas que las producen. Este monitoreo implica la obtención total o parcial de dichos parámetros, para lo cual existen diversos métodos y herramientas, sin embargo, el presente trabajo se basa en la utilización de sensores inerciales.

Descripción del problema.

Los sistemas de adquisición de la cinemática de la marcha con frecuencia son complejos, requiriendo gran cantidad de tiempo y entrenamiento del personal en su manejo. Aunque estos sistemas aportan gran cantidad de información y datos con alta precisión, en muchos casos no son ambulatorios, por lo que el acceso a estas tecnologías se ve limitado a ciertos lugares. Tal es el caso de las técnicas de análisis óptico, lo cuales son métodos utilizados sólo en laboratorios especializados, por lo cual médicos de primer e incluso de segundo nivel no cuentan con la capacitación para la utilización de los mismos, además de que su elevado costo limita el acceso de estas tecnologías a pocos hospitales o clínicas [18, 25].

Por otra parte, la mayoría de estudios disponibles acerca de la marcha humana, junto con los dispositivos de análisis, han sido basados en zonas geográficas ajenas a nuestra área de interés, es decir, poco útiles para México y el área Latinoamericana, ya que los individuos de estudio de una población a otra presentan diferencias físicas significativas, lo cual modifica directamente los estándares de la marcha. Además, la mayoría de los dispositivos de estudio existentes se centran en el miembro inferior del cuerpo humano, por lo que existen escasos estudios y poca documentación enfocados al miembro superior [29, 30].

Por ello, es fundamental contar con un dispositivo portátil y de bajo costo que se capaz de monitorear la cinemática del miembro superior durante la marcha del adulto mayor, además de fungir como apoyo para brindar un diagnóstico tentativo e incluso, dar seguimiento en la rehabilitación de ciertas patologías.

Objetivos.

La formulación del problema del presente proyecto queda definida con los siguientes objetivos:

1. Diseñar y fabricar un dispositivo portátil para monitorear la cinemática del miembro superior con respecto al plano sagital del individuo durante la marcha humana, con un enfoque hacia la población mexicana de la tercera edad.
2. Proponer y probar un protocolo para pruebas de monitoreo de marcha humana a partir del dispositivo electrónico diseñado, cuya finalidad resida en dar seguimiento al diagnóstico y rehabilitación de patologías ocasionadas por el deterioro de la marcha con la edad.

1. Antecedentes.

1.1 Acelerómetros.

1.1.1 Concepto de aceleración.

La aceleración es una cantidad física que indica el ritmo o tasa de cambio con que aumenta o disminuye la velocidad de un móvil en función del tiempo. Para su definición, es necesario indicar tanto dirección como magnitud dado que su representación es vectorial. Sus dimensiones son longitud entre tiempo al cuadrado y sus unidades dependen del sistema de unidades en cuestión; si se utilizan las unidades del Sistema Internacional, la aceleración se expresa en m/s^2 [1].

Para definir la aceleración se considera un cuerpo en movimiento rectilíneo; en cualquier instante dado t , el cuerpo ocupará cierta posición sobre la línea recta x . Es importante señalar que esta posición puede ser negativa o positiva dependiendo del origen fijo definido por el instante $t = 0$. Se suponen dos instantes: el primero de ellos en el tiempo t con una posición x , y el segundo en un tiempo $t + \Delta t$ con una velocidad $x + \Delta x$, lo cual genera dos posiciones P y P' (Fig. 1.1).

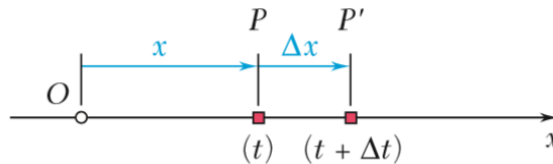


Figura 1.1. Posiciones P y P' [2].

Con esto, se obtiene la velocidad promedio del cuerpo sobre el intervalo de tiempo Δt , la cual se define como el cociente entre el desplazamiento Δx y el intervalo de tiempo Δt (Ec. 1.1).

$$\text{Velocidad promedio} = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (1.1)$$

La *velocidad instantánea* v del cuerpo en el instante t se obtiene de la velocidad promedio al elegir intervalos Δt y desplazamientos Δx cada vez más cortos (Ec. 1.2).

$$\text{Velocidad instantánea} = v = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (1.2)$$

Observando que el límite del cociente es igual, por definición, a la derivada de x con respecto a t (Ec. 1.3).

$$v = \frac{dx}{dt} \quad (1.3)$$

Ahora, se considera un cuerpo cualquiera en dos instantes: el primero de ellos el tiempo t con una velocidad v , y el segundo en un tiempo $t + \Delta t$ con una velocidad $v + \Delta v$ (Fig. 1.2).

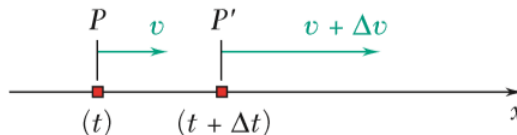


Figura 1.2. Velocidades P y P' [2].

La aceleración promedio de la partícula sobre el intervalo de tiempo Δt se refiere como el cociente de Δv y Δt (Ec. 1.4)

$$\text{Aceleración promedio} = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (1.4)$$

La *aceleración instantánea* a del cuerpo en el instante t se obtiene de la aceleración promedio al escoger valores de Δt y Δv cada vez más pequeños (Ec. 1.5).

$$\text{Aceleración instantánea} = a = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (1.5)$$

El límite de la ecuación 1.5, que por definición es la derivada de v con respecto a t , mide la razón de cambio de la velocidad (Ec. 1.6).

$$a = \frac{dv}{dt} \quad (1.6)$$

Y sustituyendo v en la ecuación 1.6 (Ec. 1.7):

$$a = \frac{d^2v}{d^2t} \quad (1.7)$$

Finalmente, cabe mencionar que la aceleración a puede ser representada mediante un número algebraico si sólo se quiere hacer referencia a su magnitud, que puede ser positivo o negativo, donde un valor positivo representa un incremento en la aceleración, mientras que un valor negativo implica un decremento [2].

1.1.2 El acelerómetro.

Un sensor es considerado un dispositivo transductor, es decir, un dispositivo capaz de transformar una señal de entrada de una forma física en una señal de salida correspondiente, pero de distinta forma física. En otras palabras, se trata de un dispositivo que convierte un tipo de energía en otro. Dado que existen seis tipos de señales: mecánicas, térmicas, magnéticas, eléctricas, ópticas y moleculares (químicas), cualquier dispositivo que detecte y convierta una señal de un tipo a otro tipo, es considerado un sensor, donde la señal de salida podría ser de cualquier forma física útil.

Actualmente, existen diversos tipos de sensores para medir diversas magnitudes físicas tales como movimiento, temperatura, peso, voltaje, etc. En este trabajo se estudiarán los sensores que miden movimiento, es decir, los sensores inerciales. Dicho movimiento puede ser de tipo angular, lineal o simples vibraciones. Dentro de esta clasificación, se derivan varios subtipos según las tecnologías empleadas para su fabricación: existen piezoeléctricos, piezoresistivos, capacitivos, servoacelerómetros, etc., los cuales serán descritos brevemente más adelante [3].

Un sensor inercial es un dispositivo capaz de convertir o transducir los efectos de una fuerza (ocasionada por el movimiento de un cuerpo) en una señal registrable, normalmente de tipo eléctrico. Este tipo de sensor también es conocido como acelerómetro, el cual es capaz de medir la aceleración lineal, y si cuenta con giroscopio, también el movimiento angular sobre uno o varios ejes. Dichos efectos físicos se transforman en una salida de voltaje linealmente proporcional y se cuida que el proceso de transducción tenga una sensibilidad específica en función de la aplicación en la que son incluidos.

Entonces, un acelerómetro es definido como un sensor de tipo inercial cuya función reside en medir la aceleración lineal y en algunos casos, angular del cuerpo o sistema en estudio, es decir, un acelerómetro es capaz de medir la fuerza de inercia generada cuando un cuerpo es afectado por una fuerza en estado de desequilibrio, generando un cambio de velocidad (aceleración) [4].

1.1.3 Principio de funcionamiento del acelerómetro.

Los primeros sensores de aceleración y vibración eran auténticos sistemas de alta complejidad y reducida fiabilidad, cuyo principio de funcionamiento se basaba en medir los desplazamientos de una masa inercial; dicha masa se encontraba sujeta mediante resortes, los cuales cumplían con la función de contrarrestar el efecto de la fuerza generada por dicha masa. Actualmente, el principio físico básico de funcionamiento se sigue manteniendo, aunque con algunas variantes, dependiendo de la aplicación y la tecnología utilizada en la fabricación del acelerómetro en cuestión [7].

Los acelerómetros típicamente constan de cuatro componentes:

1. Una masa móvil, llamada masa de prueba o masa sísmica.
2. Una suspensión formada por uno o varios soportes y resortes elásticos.
3. Un amortiguador.
4. Un mecanismo mediante el cual se registra el desplazamiento de la masa móvil.

La masa móvil genera una fuerza inercial debida a la aceleración o desaceleración del cuerpo sobre el que está montado el acelerómetro, esto como resultado de la aplicación externa de una fuerza en desequilibrio. La suspensión sujeta la masa móvil y cumple funciones de soporte rígido, de forma que impida el desplazamiento de la masa en dos direcciones, es decir, generando un movimiento rectilíneo. El resorte se encarga de regresar la masa a su posición original una vez que la aceleración desaparece.

El amortiguador es generalmente el volumen de aire, o ambiente controlado, capturado dentro del encapsulado o cavidad que rodea al dispositivo y se diseña para controlar el comportamiento de la masa móvil con el fin de obtener características favorables en la respuesta en frecuencia. El desplazamiento de la masa se transforma en una señal eléctrica de salida gracias al mecanismo de registro.

Los acelerómetros lineales son clasificados en planares, los cuales brindan mediciones en dos dimensiones, y fuera de plano, los cuales ofrecen mediciones en tres dimensiones. La elección de ejes de registro se determina principalmente por las características de la aplicación [3].

El principio de funcionamiento del acelerómetro se fundamenta en la Primera y Segunda Ley de Movimiento de Isaac Newton postuladas en 1687. La primera establece que todo cuerpo permanecerá en su estado de reposo o movimiento rectilíneo uniforme (misma dirección y velocidad constante) a no ser que sea obligado a cambiar dicho estado por fuerzas externas desequilibradas aplicadas sobre él; todos esto referido a un marco de referencia inercial. La tendencia de un cuerpo a resistir un cambio en su estado actual, ya sea de reposo o de movimiento lineal se le llama inercia, por ello frecuentemente se refieren a la Primera Ley de Newton como la Ley de Inercia [5, 6].

La segunda Ley de Movimiento de Newton menciona que la aceleración de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza resultante que actúa sobre él e inversamente proporcional a la masa del mismo, con la misma dirección y sentido de dicha fuerza. Esta ley constituye la base de la mayoría de los análisis en mecánica. Aplicada a un punto material de masa m , sometido a una fuerza resultante F , puede enunciarse según la ecuación 1.8 [5]:

$$a = \frac{F}{m} \quad (1.8)$$

Donde:

$$\begin{aligned} a &= \text{Aceleración.} \\ F &= \text{Fuerza resultante.} \\ m &= \text{Masa del cuerpo en estudio.} \end{aligned}$$

A partir de esta ecuación es fácil comprender que la aceleración de un cuerpo (masa) se puede determinar midiendo la fuerza resultante que actúa sobre dicho cuerpo. Un cuerpo (masa) sobre la superficie terrestre experimenta una aceleración de $9,8 \text{ m/s}^2$ o 1 G si se le deja en caída libre. El cambio en la velocidad del cuerpo (masa) como función del tiempo es la aceleración que dicho cuerpo experimenta y de acuerdo con lo señalado por la ecuación 1.8, se requiere que una fuerza esté actuando sobre él (masa) para crear los cambios de velocidad. [2].

Con lo mencionado anteriormente, se puede desarrollar el principio básico tras el funcionamiento del acelerómetro, el cual se basa en un simple sistema masa-resorte. El resorte (dentro de su región lineal) se rige por la ley de Hooke (Ec. 1.9), la cual enuncia que un resorte generará una fuerza de restablecimiento proporcional a la distancia que este ha sido comprimido o expandido.

$$F = kx \quad (1.9)$$

Donde k (dada en *newton/metro*, N/m) es una constante escalar de proporcionalidad entre la fuerza F ejercida sobre el resorte (dada en *Newtons*, N) y el desplazamiento x del mismo (dado en metros m). El otro principio físico importante es la segunda ley del movimiento de Newton, ya descrita anteriormente. La figura 1.3 muestra la representación del sistema masa-resorte descrito anteriormente [7].

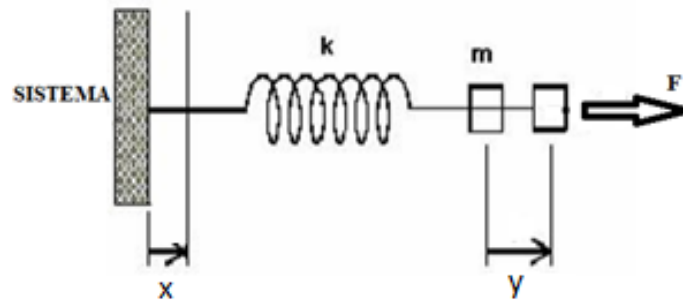


Figura 1.3. Sistema masa-resorte [8].

Si la estructura sobre el que se encuentra montado el acelerómetro experimenta una aceleración, según la segunda ley de Newton, existirá una fuerza resultante de magnitud proporcional al producto de la masa y aceleración del sistema, donde la masa es una constante. Dicha fuerza es inducida a la masa inercial del acelerómetro, la cual se encuentra conectada mediante un resorte; es importante señalar que dicho resorte es considerado el medio de transmisión mecánica de aceleración, el cual, al no ser un cuerpo rígido, se ve afectado por la inercia de la masa (al oponerse al movimiento), generando un cambio en su longitud.

El resorte se expande o contrae, dependiendo del sentido de la aceleración (dado que el movimiento de la masa es rectilíneo), donde la deformación de longitud es proporcional a la fuerza resultante por dicha aceleración. Así, basándonos tanto en la segunda ley de movimiento de Newton, como en el principio de Hooke, la relación entre el desplazamiento del resorte y la fuerza que actúa directa o indirectamente sobre él se puede expresar mediante la ecuación 1.10.

$$F = ma = k(y - x) \quad (1.10)$$

Donde x es el desplazamiento del cuerpo sobre el cual se encuentra montado el acelerómetro, mientras que, y es el desplazamiento neto del resorte, es decir, tanto la elongación del mismo como el desplazamiento de la estructura donde se encuentra montado el acelerómetro. Con base en la ecuación 1.10, se observa que ahora el problema de medir la aceleración ha sido cambiado por el problema de medir el desplazamiento de una masa conectada a un resorte. Así, de la ecuación 1.10 se puede obtener la aceleración como sigue:

$$a = \frac{k(y - x)}{m} \quad (1.11)$$

Una vez reducido el problema de medir aceleración al de medir una deformación geométrica, existen varios métodos posibles para relacionar la deformación geométrica con una señal eléctrica a saber: utilizar una celda de carga, aplicar el efecto piezoeléctrico que presentan algunos cristales, transformar la deformación en una variación de capacitancia, etc. Los acelerómetros en general constan de un sistema masa-resorte al igual que un medidor de desplazamiento y un circuito de acondicionamiento de señal apropiado, donde el voltaje instantáneo de salida es proporcional al valor instantáneo de la aceleración. Actualmente casi todas las mediciones de vibraciones, choques e impactos se realizan con acelerómetros [8].

1.1.4 Tipos de acelerómetros y aplicaciones.

El uso de nuevas tecnologías en la fabricación de sensores, además de reducir costos comerciales a largo plazo, las características de los mismos se ven notablemente mejoradas, con lo cual se logra un mayor umbral de aplicaciones. Una de las tecnologías con mayor impacto es la conocida como MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), y consiste en la integración de subsistemas mecánicos miniaturizados, a la escala de un circuito integrado.

Como ya se mencionó, los acelerómetros son dispositivos electromecánicos que detectan las fuerzas de aceleración, ya sean de origen estático o dinámico. Las fuerzas estáticas incluyen la fuerza de gravedad, mientras que las fuerzas dinámicas pueden incluir vibraciones y movimiento lineal o angular. En la actualidad existen varios tipos de acelerómetros cuya principal diferencia radica en el tipo de tecnología de transductor que se utiliza para obtener una señal de voltaje proporcional a la aceleración. A continuación, se describirán los principales tipos de acelerómetros [7, 8]:

- Piezoresistivos (de deformación).
- Piezoeléctricos.
- Capacitivos.
- De balance de fuerza (servo).

Acelerómetros piezoresistivos.

Se basan en el cambio de la resistencia de un material debido a la aplicación de un esfuerzo, lo cual es llamado efecto piezoresistivo. Los piezoresistores son fáciles de fabricar con silicio; el efecto piezoresistivo en el silicio es usado para medición de magnitudes mecánicas tales como la aceleración, la presión y la fuerza. Este tipo de acelerómetro consiste de una masa suspendida con un delgado puente y piezoresistores conectados (Fig. 1.4).

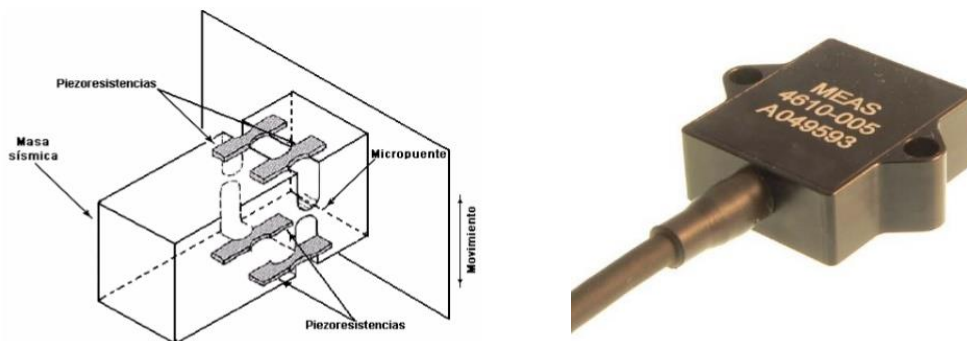


Figura 1.4. Elementos de un acelerómetro piezoresistivo [8].

Cuando el dispositivo es acelerado, la fuerza que experimenta produce una deflexión en el delgado micro-puente, que es detectada por unas piezoresistencias situadas cerca del borde del mismo, con lo cual se puede medir la aceleración. Por supuesto estos acelerómetros están limitados por frecuencias bajas de resonancia, son frágiles a las condiciones extremas de impacto, son sensibles a la temperatura y presentan una buena linealidad.

Los acelerómetros piezoresistivos satisfacen los requisitos de funcionamiento para una amplia gama de usos automovilísticos y aeroespaciales; tienen un papel muy importante en la industria del automóvil para comprobar cómo salvar a los ocupantes de un vehículo en caso de accidente. Algunas de estas pruebas se realizan con un maniquí antropomorfo montando los acelerómetros en la cabeza, el pecho, y las regiones pélvicas. También son utilizados para el análisis estructural de los automóviles en pruebas de impacto para determinar la rigidez del cuerpo del vehículo, así como la fuerza necesaria para destruir el mismo [8].

Acelerómetros piezoeléctricos.

Se basan en el fenómeno presentado en determinados cristales, los cuales son capaces de generar cargas eléctricas en su superficie, ya sea por efecto directo o por efecto inverso. El primero sucede al someter el cristal a tensiones mecánicas y el segundo al ser sometido a un campo eléctrico. Los materiales que presentan esta propiedad pueden ser cristales naturales o sintéticos, minerales u orgánicos que no poseen centro de simetría. El efecto piezoeléctrico se presenta cuando el cristal es sometido a una compresión o a un cizallamiento (aplicación de fuerzas perpendiculares), lo cual provoca una deformación y con ello, un movimiento de cargas debido a la disociación de los centros de gravedad de las cargas positivas y las cargas negativas, generando dipolos elementales, y por influencia cargas de signo opuesto en la superficie. Cabe mencionar que la magnitud de la señal de la carga eléctrica será proporcional a la fuerza aplicada.

Los acelerómetros piezoeléctricos están formados por tres elementos básicos: la base del transductor, el elemento de detección piezoeléctrico y la masa sísmica. Los elementos activos del acelerómetro son los elementos piezoeléctricos, que actúan como un resorte conectando la base del acelerómetro a la masa sísmica (suspendida), como se observa en la figura 1.5.

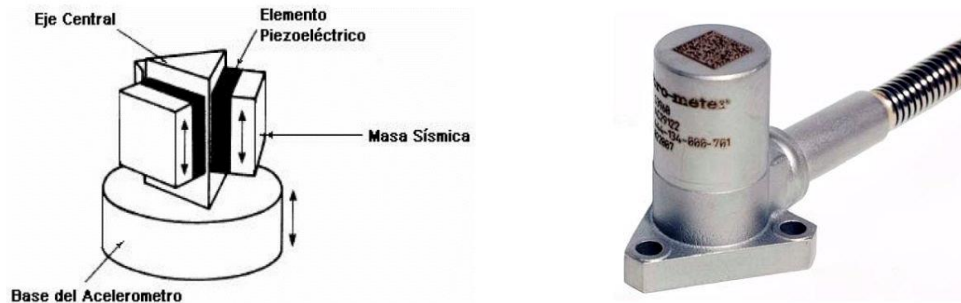


Figura 1.5. Elementos de un acelerómetro piezoeléctrico [8].

Al aplicarse una vibración sobre el acelerómetro, actúa una fuerza sobre cada elemento piezoeléctrico igual al producto de la aceleración de la masa sísmica por su masa, de acuerdo con la primera ley de Newton; como se mencionó, la carga eléctrica generada es proporcional a la fuerza aplicada. Los acelerómetros piezoeléctricos son utilizados principalmente para medir vibraciones absolutas en diversos campos de aplicación, esto gracias a sus características particulares [8]:

- Amplio rango de frecuencias.
- Linealidad dentro de un amplio rango.
- La señal de aceleración puede ser integrada electrónicamente para obtener velocidad y posición.
- No requiere fuente externa de alimentación.
- Durabilidad. Facilidad de reparación gracias a que está compuesto por varios elementos.
- Alta relación de sensibilidad-masa.

Acelerómetros capacitivos.

Como su nombre lo indica, se basan en el efecto capacitivo generado a partir de la transducción de una deformación geométrica, ocasionada por la aceleración del sistema, a una variación de capacitancia, lo cual puede medirse eléctricamente. Cabe mencionar que un capacitor se encuentra formado por dos placas paralelas separadas por un dieléctrico; la figura 1.6 muestra un acelerómetro basado en condensadores, donde la primera figura muestra al acelerómetro en estado de reposo, mientras que la segunda figura muestra al acelerómetro con aceleración hacia la izquierda.

El mecanismo del acelerómetro capacitivo consta de una espiga central sujeta en sus extremos por anillos rectangulares elásticos, éstos representan el elemento que sufrirá la deformación durante la aceleración. La espiga contiene un total de láminas que actúan como placas centrales de los capacitores, las cuales permitirán la variación de la capacitancia con su desplazamiento. Es importante señalar que el tamaño del mecanismo mencionado es del orden de décimas de milímetro.

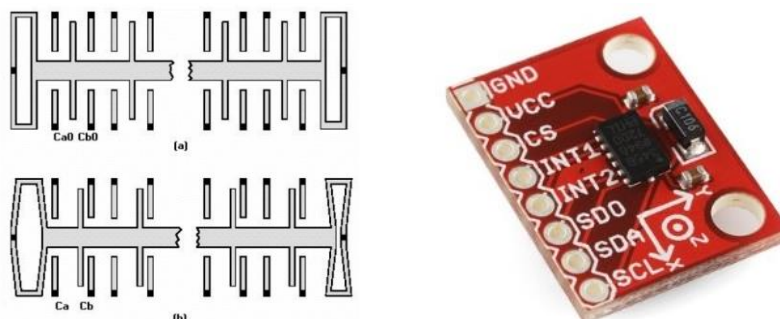


Figura 1.6. Mecanismo de un acelerómetro capacitivo [8].

Generalmente, los acelerómetros capacitivos tienen mejor estabilidad, sensibilidad y resolución que los acelerómetros piezoresistivos, combinado con un nivel de ruido relativamente bajo. Por ello, junto con su característica de medir correctamente la aceleración estática, es ideal para medir magnitudes y frecuencias bajas, tales como en el análisis sísmico de edificios, puentes y otras estructuras de gran tamaño o simplemente para medir inclinaciones. Cabe mencionar que son sensibles a campos magnéticos y eléctricos [8].

Servoacelerómetros o acelerómetros de balance de fuerzas.

Son transductores basados en un sistema de equilibrio de fuerzas en lazo cerrado, lo cual le brinda mayor precisión y estabilidad que todos los acelerómetros de lazo abierto mencionados anteriormente; estos son controlados electrostáticamente o electromagnéticamente. El ancho de banda del servoacelerómetro está limitado por la retroalimentación del lazo cerrado, además poseen una linealidad, sensibilidad y precisión excelentes, capaces de detectar movimientos sísmicos distantes de millonésimas de G.

Con la aceleración del sistema en cuestión, se produce un movimiento relativo muy pequeño entre la masa sensora del acelerómetro y el contenedor; este movimiento se detecta mediante un captador de posición interno. La señal resultante se amplifica y pasa a través de una bobina sujeta a la masa sensora, restituyendo está a su posición original, es decir, la señal de salida del acelerómetro también actúa como corriente restauradora.

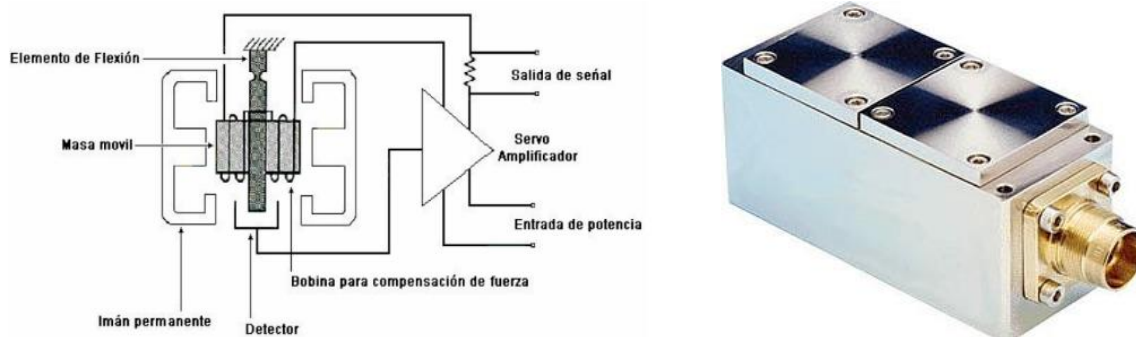


Figura 1.7. Elementos de un servoacelerómetro [8].

En la figura 1.7 se muestra un esquema de este acelerómetro. Están diseñados para usos de medida en general, sistemas de control de dirección, análisis de marcha de vehículos, etc. Incorporan internamente auto chequeo y se fabrican con acople en conector o pines [8].

1.1.5 Criterios de selección para un acelerómetro.

La medida de la aceleración ha alcanzado recientemente cotas de utilización muy altas, en parte, gracias a los excelentes avances tecnológicos en los sensores desarrollados, lo cual brinda un mayor umbral de aplicación. El estudio de nuevas alternativas tecnológicas eficientes es una tarea que se ha ido implementando dentro de centros de investigación y a nivel industrial. Actualmente, la aplicación de los acelerómetros se podría clasificar en cuatro tipos principales:

- Movimientos lineales y angulares: aceleración, velocidad y posición.
 - La aceleración se integra para obtener velocidad.
 - La aceleración se integra dos veces para obtener desplazamiento.
- Movimientos vibratorios.
 - Medida de vibración en maquinaria rotativa.
 - Evaluación sísmica.
- Movimientos de impacto.
 - Medición de aceleraciones instantáneas.
- Medición de la gravedad para determinar orientación.
 - Inclinación.
 - Posición en dos o tres dimensiones.

Éste es el primer aspecto a considerar en la elección de un acelerómetro, ya que estos tipos de movimientos pueden o deben considerarse como aceleraciones. La medida de la vibración resulta muy parecida a la de la aceleración, pues la presencia de movimientos vibratorios supone aceleraciones cambiantes. De la misma forma se encuentran los sensores de impacto, los cuales llevan implícita la medida de la aceleración, pues básicamente se centran en la detección de fuertes aceleraciones en cortos periodos de tiempo.

En todos estos casos cabe hablar de medidas de aceleración y los sensores para cada aplicación serán siempre acelerómetros, aunque en función de lo que se vaya a medir, el dispositivo estará diseñado para ofrecer las mejores características de medida, por ejemplo, cuando se van a medir aceleraciones continuas no tiene sentido el empleo de dispositivos piezoeléctricos puesto que no responden bien ante sollicitaciones constantes.

El análisis de vibración tiene diversas aplicaciones, como en la evaluación sísmica de estructuras civiles, tales como edificios y puentes, en pruebas para resistencia de materiales, y para predecir daños en maquinaria rotativa, incluyendo motores eléctricos, engranajes y rodamientos. Por ejemplo, en el caso dentro del mantenimiento predictivo de máquinas rotativas, muchas veces sólo interesa su amplitud y/o su frecuencia con lo que la linealidad del dispositivo, es un factor secundario.

O si lo que se desea medir son fuertes aceleraciones en cortos periodos de tiempo, como en el caso de los sensores de choque que disparan “el airbag” de los automóviles, los principales criterios serían el tiempo de respuesta y el alcance o rango. En otras aplicaciones se hace necesario obtener información relativa a la posición angular en sistemas rotativos, como por ejemplo en el sistema de posicionamiento de una antena, en sistemas de auto-nivelación, en máquinas rotativas, etc.

Todos éstos son algunos de los aspectos a considerar en la elección de un acelerómetro, tan sencillos u obvios como el nivel de alimentación, o características más específicas dependiendo de la aplicación como pueden ser el tipo de comunicación, temperatura óptima de trabajo, sensibilidad, etc. A continuación, la tabla 1.1 muestra algunas características de los diferentes tipos de acelerómetros descritos anteriormente [8].

Tabla 1.1. Características de acelerómetros; ponderación de 0 a 2 [8].

	Piezoeléctrico.	Piezo-resistivo.	Capacitivo.	Servoacelerómetro.
Tamaño	Grande	Pequeño	Pequeño	Mediano
Sensibilidad	2	1.5	2	1.5
Precisión	1.5	1.5	1.5	2
Linealidad	0.5	2	1	2
Resolución	1	1	1.5	2
Rango (G)	250	±1000	±100	±0.1, ±1.0
Costo	1	1.5	2	0
Principales aplicaciones	Industrial y militar	Industrial y automotriz	Industrial y automotriz	Navegación, militar y aeroespacial

1.2 Microprocesadores y Microcontroladores.

1.2.1 Definición y funcionamiento de microprocesadores.

Un *microprocesador* es un circuito integrado que posee un circuito digital complejo, cuyo objetivo reside en la realización de cálculos con gran rapidez. El microprocesador recibe instrucciones muy específicas por parte del usuario en forma de algoritmo y en un lenguaje determinado; dicho algoritmo es llamado programa y las instrucciones se ejecutan una a una por el microprocesador [9]. En la figura 1.8, podemos observar un diagrama simplificado de los componentes básicos de un microprocesador.

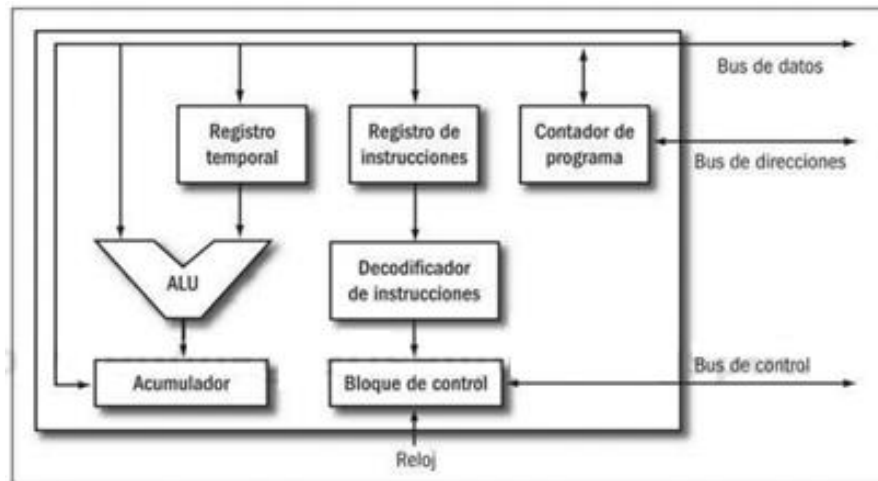


Figura 1.8. Diagrama de un microprocesador [10].

El *Contador de Programa* se trata de un contador binario que inicia desde cero al arrancar el sistema, y se va incrementando automáticamente gracias a las señales de un reloj interno, con el fin de generar el acceso a cada una de las instrucciones que el microprocesador ejecutará. En otras palabras, el contador apunta a la dirección de memoria donde se encuentran almacenadas las instrucciones a través del bus de direcciones.

El microprocesador requiere de una memoria de programa para almacenar las instrucciones a ejecutar, y de otra memoria de datos donde almacena precisamente los datos a procesar. Con esto surgen dos clasificaciones de microprocesadores a partir de su arquitectura: *Harvard* y *Von Neuman*. La primera tiene ambas memorias separadas, mientras que la segunda las tiene juntas.

Una vez enviadas las instrucciones al microprocesador, éste se encargará de decodificarlas para después ejecutarlas. La *Unidad Aritmético-Lógica (ALU)* se encarga de realizar las operaciones lógicas o aritméticas con los datos almacenados previamente, para finalmente entregar un resultado. Dicho resultado será enviado y guardado en un registro especial llamado *Acumulador*; es importante señalar que se trata de un registro trascendental, ya que todos los resultados que maneja el microprocesador pasan por él.

Existe un elemento muy importante conocido como *Watchdog Timer (perro guardián)*, el cual básicamente consiste en un oscilador y un contador binario de N bits, cuya salida va conectada directamente al circuito de *reset* del microprocesador. La función del *perro guardián* consiste en resetear el programa cuando el contador llega a los N pulsos, lo cual se conoce como desbordamiento del programa; este recurso es un elemento de seguridad y es muy útil para asegurar el correcto funcionamiento del programa.

La forma de utilizar este recurso reside en evitar el desbordamiento del *perro guardián* poniendo a 0 el contador eventualmente durante todo el programa, por lo que si el programa tiene una correcta distribución de las instrucciones que borran al perro guardián, el programa jamás se desbordaría, asegurando su correcta ejecución. Por otro lado, si el programa, por alguna razón deja de ser ejecutado en la secuencia correcta, el perro guardián no sería borrado a tiempo, ocasionando el desbordamiento y *reset* del programa, con lo que es posible retomar el control y reconducir el programa por el camino correcto [12].

El *Bloque de Control* cumple con una tarea crucial, pues es el encargado de brindar la sincronización de funcionamiento entre todos los elementos internos del microprocesador, así como de los elementos externos, por ejemplo, indicando a la memoria de datos si se va a leer o a escribir en ella.

Las memorias prácticamente no forman parte del microprocesador, ya que son medios externos que sólo funcionan como apoyo para almacenar tanto las instrucciones como los datos a procesar, por lo cual son componentes de fácil sustitución. La comunicación entre el microprocesador y memorias se realiza mediante ciertos canales o, mejor conocidos, *buses de información*, los cuales permiten la transferencia digital de información entre los componentes. Además de las memorias, el microprocesador también puede comunicarse con otros dispositivos a través de sus buses.

Como se mencionó, la principal función de un microprocesador es realizar operaciones instantáneas y complejas con los datos de interés para el usuario, volviendo indispensable que un microprocesador tenga la capacidad de comunicarse hacia el exterior tanto para captar información del medio, como para entregar la nueva información procesada. Para ello existe la *Unidad de Entrada/Salida (E/S)*, la cual permite dicha comunicación bilateral con el exterior. La comunicación entre el microprocesador y la unidad mencionada se realiza, de igual forma, mediante los ya descritos *buses de información*.

Un microprocesador se puede comunicar, por ejemplo, con un display o una impresora para enviar datos, o simplemente recibir datos de un teclado o un convertidor analógico-digital. Los dispositivos externos con los que se comunica el microprocesador mediante la Unidad E/S, son llamados *periféricos*, y son clasificados como periféricos de entrada (por ejemplo, el mouse), salida (por ejemplo, el monitor) o entrada/salida (por ejemplo, una pantalla touch). En la figura 1.9., se muestra un esquema completo de la comunicación del microprocesador con otros dispositivos.

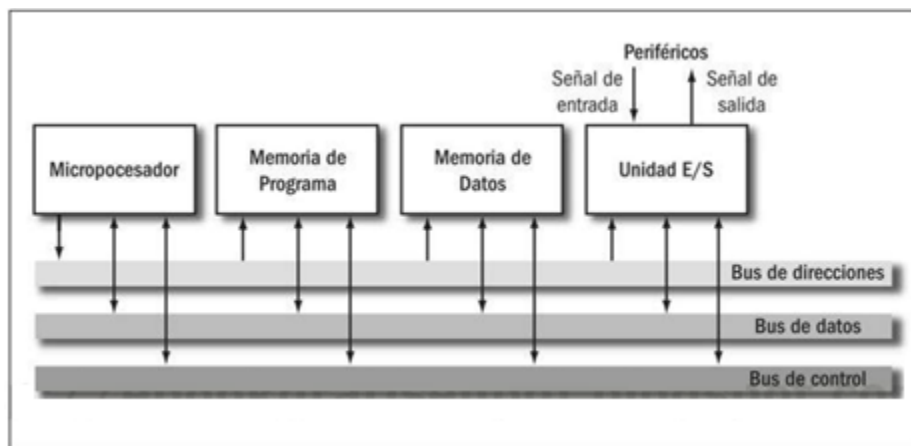


Figura 1.9. Comunicación de un microprocesador con otros dispositivos [10].

Un sistema que involucre un microprocesador, memorias, unidades E/S y periféricos es llamada *microcomputadora*. Una microcomputadora es un sistema poderoso, ya que puede ser construida según los requerimientos de la aplicación, pudiendo elegir características específicas como la potencia del microprocesador, la cantidad de memoria, la cantidad de unidades E/S y periféricos, etc., sin embargo, el resultado puede involucrar un sistema complejo, caro, difícil y lento de implementar, dado que involucra la interconexión de circuitos integrados independientes. Por esta razón, una microcomputadora no siempre es la mejor opción. [9, 10].

1.2.2 Definición y funcionamiento de microcontroladores.

Los *microcontroladores* surgen a partir de las desventajas generadas por una microcomputadora, ya que, a pesar de poseer la misma estructura y funcionamiento básico que un sistema de microcomputadora complejo, su principal diferencia reside en su tamaño y costo, esto gracias a que se trata de un sistema basado en micro-tecnología. El único inconveniente radica en su potencial de funcionamiento, pues únicamente son útiles para aplicaciones sencillas o de propósitos específicos. La mayor ventaja está en su tamaño, pues todos los componentes se encuentran en un mismo encapsulado (Fig. 1.10), a diferencia de una microcomputadora que posee varios circuitos integrados.

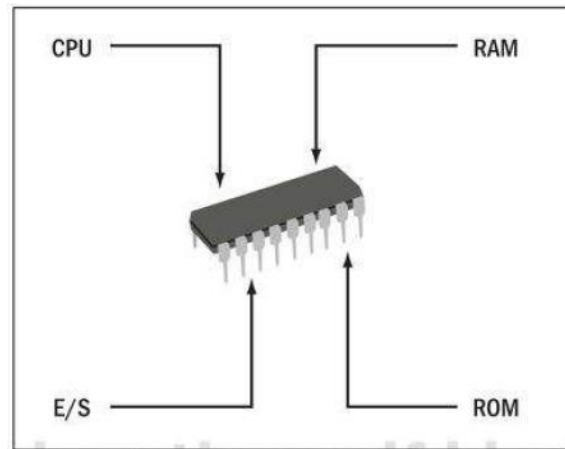


Figura 1.10. Microcontrolador [10].

Con el paso del tiempo, el uso y evolución de microcontroladores se ha incrementado notablemente, a tal grado de permitir el desarrollo de una gran variedad de aplicaciones, desde proyectos nivel aficionado hasta los que presentan un nivel profesional o industrial. Antes de la existencia de los microcontroladores, el diseño y construcción de cualquier circuito digital debía realizarse mediante componentes discretos como compuertas, flip-flops, contadores, etc., lo cual implicaba una ardua tarea. Es importante señalar que dichos circuitos estaban propensos a muchos errores, además de ser de difícil y lenta producción. Es por ello que, actualmente, la mayoría de los proyectos se realizan con microcontroladores, ya sean aplicaciones sencillas con simples fines didácticos o aplicaciones con un fin más sofisticado.

Un sencillo ejemplo sobre la utilización de microcontroladores se puede hallar en un horno de microondas con el control de las funciones ofrecidas por el mismo, o en un automóvil, el cual cuenta con varios microcontroladores atendiendo diferentes funciones, como el sistema de alarma, el sistema de inyección electrónica de combustible e incluso procesos tan importantes como el sistema antibloqueo de frenos.

Los microcontroladores presentan la enorme ventaja de ser dispositivos programables, lo cual además de brindar una amplia gama de posibilidades para el desarrollo de aplicaciones, confiere la enorme flexibilidad de poder realizar una pos-modificación de funcionamiento, es decir, con sólo modificar el programa principal, se pueden conseguir múltiples variaciones en una aplicación ya programada, muchas veces sin la necesidad de modificar el sistema controlado [9, 10].

1.3 Comunicación Electrónica.

1.3.1 Definición y tipos de comunicación electrónica.

La comunicación electrónica tiene como objetivo fundamental la transferencia de información de un lugar a otro mediante circuitos electrónicos, proceso que involucra una transmisión, recepción y procesamiento de la misma (Fig. 1.11). La fuente original de información puede ser de forma analógica (proporcional) como la voz humana, la información de las imágenes de video o la música, o en forma digital (discreta), como, por ejemplo, los números codificados en sistema binario, los códigos alfanuméricos, los símbolos gráficos, los códigos de operaciones de los microprocesadores o la información de bases de datos. Sin embargo, con mucha frecuencia, la información de la fuente no es adecuada para ser transmitida directamente, por lo que es necesario un pre-procesamiento.

El transmisor puede ser un circuito electrónico, o bien, un conjunto de circuitos cuya finalidad no sólo reside en la transmisión de la información, sino que también puede involucrar el pre-procesamiento para convertir la información de la fuente original a una señal de fácil transmisión, aunque esto no siempre es necesario. El medio de transmisión transporta las señales desde el transmisor al receptor, siendo éste último un conjunto de circuitos electrónicos que acepta del medio de transmisión las señales y, de ser requerido, las reconvierte a la forma original [11].

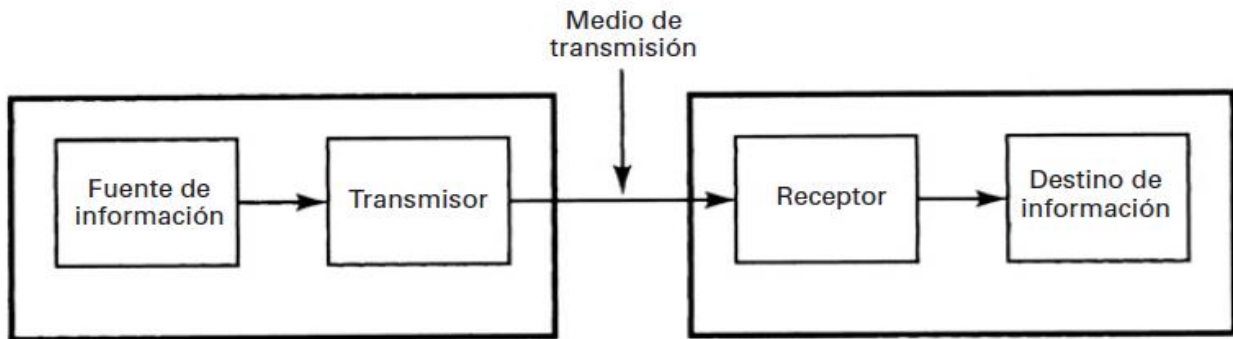


Figura 1.11. Diagrama simplificado de bloques de un sistema de comunicación electrónica [11].

A pesar de que los conceptos y principios fundamentales de la comunicación electrónica prácticamente se mantienen, los métodos y circuitos con que se realiza dicha comunicación, han sufrido grandes avances tecnológicos. Por ejemplo, los transistores y circuitos integrados lineales han simplificado enormemente los sistemas actuales de comunicación electrónica, permitiendo su miniaturización, su incremento de eficiencia y confiabilidad, así como la disminución de costos generales.

Los dos tipos básicos de comunicaciones electrónicas surgen a partir de la naturaleza de la información a transmitir, es decir, analógica o digital. De esta forma, *la comunicación analógica* es aquella en la cual la información se transmite y recibe en forma analógica y el medio de transmisión puede ser a través de la atmósfera vía propagación de ondas electromagnéticas o mediante cable, ya sea metálico o de fibra óptica. *La comunicación digital* se lleva a cabo con un sistema digital cuyo fin es transmitir pulsos digitales (valores discretos, por ejemplo +5V y tierra) entre dos o más puntos en un sistema de comunicaciones, para lo cual es requerida una instalación física de transmisión, como por ejemplo un conductor metálico o un cable de fibra óptica [11].

Como se mencionó, la información de la fuente no siempre es adecuada para transmitirse en su forma original, lo cual depende del tipo de información y el tipo de sistema de comunicación, es decir, con los sistemas de comunicaciones digitales, la información analógica se convierte a digital antes de ser transmitida, y con los sistemas de comunicaciones analógicos, los datos digitales se convierten en señales analógicas para poder transmitirlos.

Existe una técnica que consiste en modular la información de la fuente antes de ser enviada, esto debido a que en ocasiones resulta en extremo difícil irradiar señales de baja frecuencia en forma de energía electromagnética con una antena a grandes distancias o debido a que varias señales de información ocupan la misma banda de frecuencias interfiriéndose entre sí. Dicha modulación se consigue con una segunda señal de tipo analógico y de mayor frecuencia llamada *portadora*, la cual será modificada en amplitud (AM), frecuencia (FM) o fase (PM) proporcionalmente a la señal de información, en otras palabras, la señal portadora transportará la señal de información.

De aquí surge un tercer tipo de comunicación electrónica, *la radio analógica o digital*, la cual consiste en la transmisión de señales portadoras moduladas analógicamente o digitalmente, dependiendo de si la señal de información es de origen analógico o digital, llamando a esta última *señal moduladora* (señal antes de modificar la señal portadora) y *señal demodulada* después de ser recibida y reconvertida a su forma original, la cual normalmente posee una frecuencia mucho más baja que la señal portadora. La figura 1.12 muestra las etapas de una comunicación de radio digital.

La *modulación* se lleva a cabo antes de enviar la información y se consigue cuando ha actuado la señal de información sobre una portadora, dando lugar a la *señal modulada*, y la *demodulación* se realiza al recibir la información, reconvirtiendo la señal portadora modulada a la información original, es decir a la *señal demodulada*. En los sistemas de radio, el medio de transmisión puede ser una instalación física, el espacio libre o la atmósfera terrestre [11].

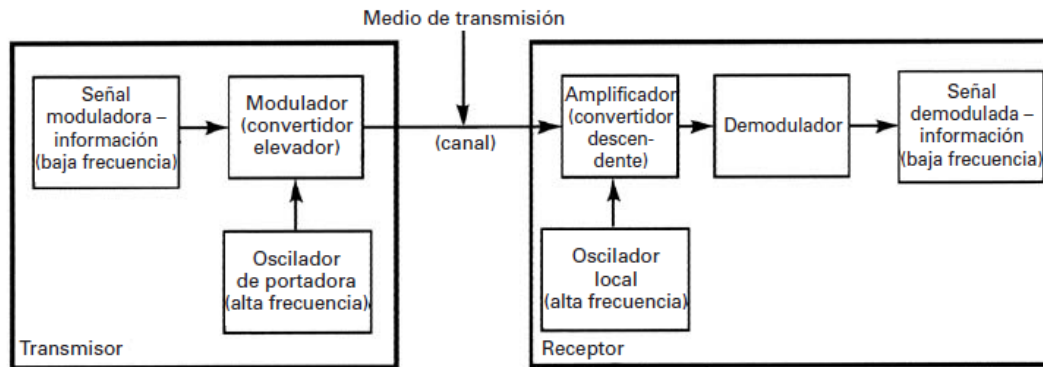


Figura 1.12. Diagrama de bloques de un sistema de comunicación de radio digital [11].

1.3.2 Transmisión de datos: serial y paralela.

La *comunicación o transmisión de datos* es considerada como el proceso de transferir *información digital*, por lo general, en forma binaria, entre dos puntos o más. La información ya procesada, organizada y guardada recibe el nombre de *datos*, siendo éstos de naturaleza alfabética, numérica o simbólica. Es importante recordar que, tanto en el transmisor como en el receptor, la información se encuentra en forma digital, aunque durante la transmisión pueden estar en forma digital o analógica.

En la actualidad, casi todas las redes de comunicaciones están basadas en una *comunicación de datos* (digitales), desde interconexiones de todas las clases de equipos de cómputo digital, hasta sistemas más elaborados como el de aerolíneas y hoteles o para medios masivos y redes noticiosas, como Associated Press o United Press International. Entonces, una red de comunicación de datos puede ser tan sencilla como dos computadoras personales interconectadas a través de una red pública de telecomunicaciones, o puede abarcar una red compleja de una o más computadoras centrales y cientos, o hasta miles, de terminales remotas, computadoras personales y estaciones de trabajo [11].

Modos de transmisión.

Existen varios medios de transmisión, como lo son por el espacio libre (terrestre y satelital por microondas), instalaciones de cables metálicos (en sistemas tanto analógicos como digitales) y cables de fibra óptica (propagación de ondas luminosas). Los *modos de transmisión* para circuitos de comunicaciones pueden ser manejados de la siguiente forma [11]:

1. *Simplex (SX)*. Las transmisiones sólo se hacen en una sola dirección, es decir, una estación puede ser un transmisor o un receptor, pero no ambos.
2. *Semidúplex (HDX, de half duplex)*. Las transmisiones se pueden hacer en ambas direcciones, pero no al mismo tiempo, es decir, una estación puede ser transmisora y receptora, pero no al mismo tiempo.
3. *Duplex total (FDX, de full duplex)*. Se pueden hacer transmisiones en ambas direcciones al mismo tiempo, es decir una estación puede recibir y transmitir en forma simultánea, sin embargo, la estación a la que se transmite también debe ser de la que se recibe.
4. *Duplex total/general (F/FDX, de full/full duplex)*. Es posible transmitir y recibir en forma simultánea, pero no necesariamente entre las mismas estaciones.

Configuraciones de circuitos de comunicación.

Básicamente, la transmisión *alámbrica* de datos entre circuitos de comunicación puede ser configurada de dos formas: *a dos hilos* o *a cuatro hilos*, aunque obviamente existen más configuraciones. La primera usa dos conductores, uno para la señal y otro para la referencia, o tierra, o bien cualquier configuración de circuito equivalente a sólo dos conductores. En la transmisión a cuatro hilos se usan cuatro conductores, dos en cada dirección, es decir, dos para la señal y dos más para la referencia o tierra, o bien, cualquier configuración equivalente a cuatro conductores.

La principal diferencia reside en que la configuración a dos hilos requiere dividir el ancho de banda disponible en dos cuando se trata de una comunicación bidireccional, limitando la cantidad de información a transmitir en cada dirección, lo cual no ocurre con una configuración de cuatro hilos, pues las señales que se propagan en direcciones opuestas están divididas físicamente; ésta configuración permite mayor aislamiento, aunque es más costosa [11].

Transmisión paralela.

La transmisión de información binaria se puede realizar en forma paralela o serial. *La transmisión paralela* permite transmitir todo un dato en forma simultánea y rápida, es decir, cada posición de bit tiene su propia línea de transmisión, gracias a lo cual todos los bits de un dato son enviados en forma simultánea durante el tiempo de un sólo pulso de reloj, mientras que la *transmisión serial* posee una sola línea de transmisión, lo cual obliga al envío de un bit a la vez, es decir, se requerirán tantos pulsos de reloj como bits posea el dato a transmitir [11].

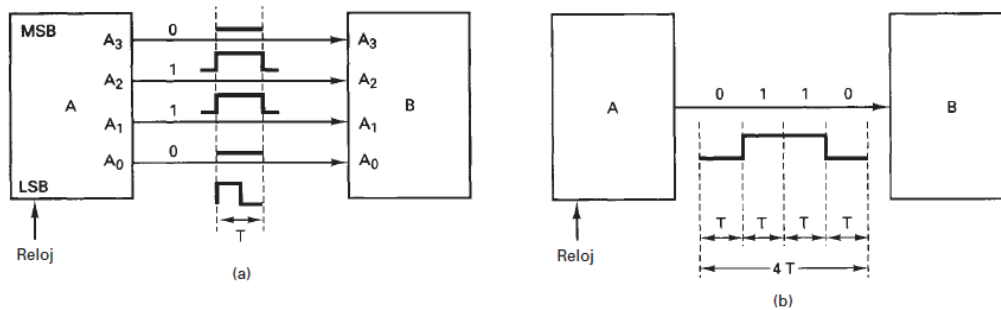


Figura 1.13. Transmisión de datos: a) paralela; b) serie [11].

Es importante señalar que la transmisión paralela, además de disponer de n líneas para transportar el dato, puede poseer m líneas adicionales para controlar la transferencia de información entre el emisor y receptor, aunque éstas no siempre son necesarias. Entonces, la transferencia puede ser clasificada como *simple*, sin señales de control, o *controlada*, la cual establece un *handshake* entre los dos dispositivos, es decir, señales de sincronización y algún protocolo o reglas de entendimiento entre uno y otro dispositivo, todo ello mediante las mencionadas líneas de control (al menos dos señales). Básicamente, se involucran señales de confirmación como pueden ser: “dato listo para enviar” (STB=1, *strobe*), “dato recibido y procesado (ACK=1, *acknowledgment*)” y “listo para recibir nuevo dato (ACK=0)”.

En la figura 1.14 se muestra un ejemplo de comunicación bidireccional paralela entre un microcontrolador y un periférico, aunque es común encontrar transferencia de sólo entrada y sólo salida [12].

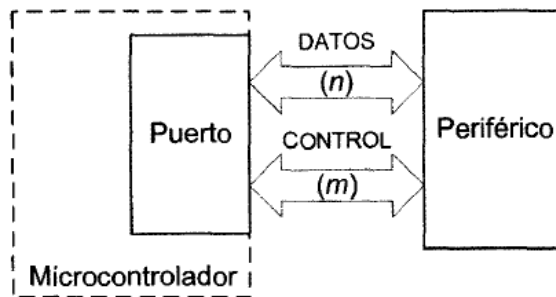


Figura 1.14. Comunicación entre un microcontrolador y un periférico a través de un puerto E/S [12].

Transmisión serie.

La comunicación serial es la más utilizada gracias a su sencillez y confiabilidad, pues a pesar de la rapidez de transmisión que posee la comunicación paralela, el hecho de que se requiera una gran cantidad de líneas de transmisión entre la fuente y el destino, lo convierte en una configuración costosa y poco confiable a largas distancias. Por lo general, la transmisión en paralelo se utiliza para comunicaciones en distancias cortas, como puede ser dentro de computadoras [11].

La transmisión serial, como se mencionó, consiste en enviar uno a uno los bits de una palabra o dato, de forma sucesiva a través de los mismos terminales, dónde la señal es generada en sincronización con la señal de reloj, es decir, la duración de cada bit correspondiente a la señal de datos es determinada por el periodo de la señal de reloj, tal como se muestra en la figura 1.15. La señal de datos se caracteriza mediante la *velocidad de transmisión* (V_T), si un bit dura τ segundos, la velocidad de transmisión es [12]:

$$V_T = \frac{1}{\tau} \text{ (bit/s)}$$

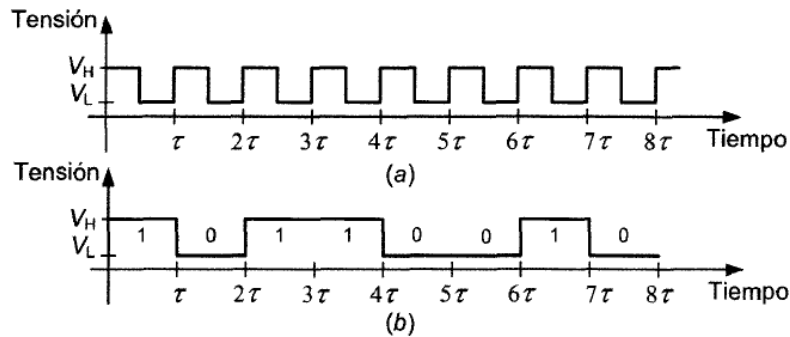


Figura 1.15. Duración de cada bit de una palabra de ocho bits, transmitida en forma serial, donde a) Señal de reloj y b) Señal de datos [12].

Como se sabe, la *sincronización* entre el emisor y el receptor es fundamental en cualquier tipo de comunicación, sin embargo, en la comunicación serial, a pesar de ser la más utilizada, también es la comunicación que presenta mayor complejidad para lograr dicha *sincronización*, esto debido a que posee una sola línea de transmisión, a diferencia de la comunicación paralela que, al poseer varias líneas de transmisión, incluye líneas de control destinadas específicamente a la sincronización. En otras palabras, en la comunicación serial, el receptor no es capaz de reconocer los caracteres enviados, ya que los bits son enviados uno tras otro sin ningún patrón específico, por lo que se han desarrollado varios métodos para conseguir una sincronización fiable, es decir, para asegurar una correcta transmisión, recepción e interpretación de la información.

Sincronización de reloj.

La *sincronización de reloj* resulta fundamental en cualquier comunicación *serie*, ya que permite que los bits sean enviados y recibidos correctamente, es decir, logra una coincidencia o concordia entre el emisor y el receptor en un intervalo preciso de tiempo para que se presente un bit, lo cual le permite al receptor conocer la duración de cada uno de ellos. Dicha sincronización se puede conseguir de dos formas:

1. *Envío de señal de reloj.* La señal de reloj es enviada junto con la señal de datos, sin embargo, esto sólo es recomendable en cortas distancias.
2. *Sin envío de señal de reloj.* Para largas distancias basta con utilizar un reloj de la misma frecuencia tanto en el emisor como en receptor, lo cual equivale a haber acordado la velocidad de transmisión previamente.

A partir de esto, se definen dos tipos de transmisiones que se encargan de decodificar la información: *comunicación serie síncrona* y *comunicación serie asíncrona* [11, 12].

Comunicación serie asíncrona y síncrona.

En la comunicación serial, dado que sólo se recibe una cadena continua de datos, es necesario darles una interpretación, es decir, identificar cuáles bits pertenecen a cuáles caracteres, y de cada carácter identificar el bit menos significativo, el bit de paridad y el bit de paro. En los circuitos de comunicación de datos, existen dos formatos que se usan para lograr dicha decodificación: *síncrono (transmisión de reloj)* y *asíncrono (no es necesaria la transmisión de reloj)* [11].

Además de la sincronización de reloj, es necesario notificarle de alguna manera al receptor en qué instante inicia cada palabra transmitida, lo cual puede lograrse marcando el inicio de cada palabra o marcando el inicio de cada bloque de palabras. En la *comunicación serie asíncrona*, la sincronización entre el transmisor y el receptor se realiza palabra a palabra, mientras que en la *comunicación serie síncrona* se realiza por bloques de palabras.

En la *comunicación serie asíncrona*, la sincronización se realiza sin la transmisión del reloj y palabra a palabra. Esto se consigue enmarcando cada carácter entre un bit de arranque o de inicio y un bit de paro; el bit de arranque indica el comienzo de cada palabra y siempre es un 0 lógico, mientras que el bit de paro indica el fin de cada palabra, puede tener la duración de 1, 1.5 o 2 bits y siempre es 1 lógico. Entonces, la transferencia inicia con el bit de arranque, después los bits del carácter del menos significativo al más significativo, siguiendo del bit de paridad, si es que se usa, y finalmente el bit de paro. Cuando el transmisor no tiene bits por transmitir, dicha pausa se identifica con una secuencia de bits de parada en su terminal [11, 12].

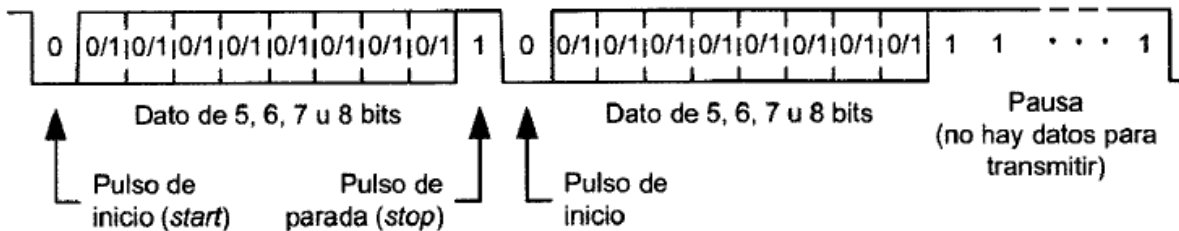


Figura 1.16. Formato de comunicación asíncrona [12].

En la comunicación asíncrona no importa si el transmisor y el receptor no están sincronizados en todo momento, ya que el transmisor y receptor se sincronizan al principio de cada carácter, por ello sólo es necesario que ambos relojes tengan la misma frecuencia o una aproximada. Ése es el objetivo del bit de arranque, establecer una referencia de tiempo para sincronizar transmisor y receptor.

La *comunicación síncrona*, se caracteriza por la sincronización de datos por bloques de palabras, es decir, en vez de sincronizar cada carácter en forma independiente con bits de arranque y paro, se transmite un sólo *carácter de sincronización* para cada bloque de datos o mensaje, llamado generalmente carácter SYN o FLAG, aunque depende del sistema utilizado. De igual forma, el carácter para indicar el final de una transmisión (pausa), depende del protocolo empleado, aunque igual puede usarse una secuencia de 1 lógicos [11, 12].

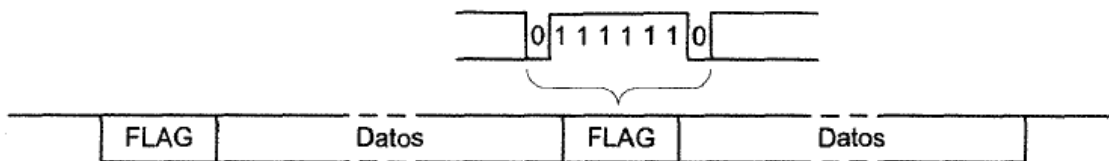


Figura 1.17. Formato de comunicación síncrona sin transmisión de reloj [12].

Como se observa, en la comunicación síncrona sí es necesario mantener sincronizados tanto el emisor como el receptor en todo momento, ya que la sincronización sólo se realiza después del envío de varias palabras (mensaje), razón por la cual resulta necesaria la *transmisión del reloj*. Por ello, toda comunicación que transmita la señal de reloj, independientemente del protocolo empleado, se considera comunicación síncrona.

Es importante señalar que el tiempo invertido en la sincronización, independientemente del método, es tiempo muerto, es decir, en los datos asíncronos, cada carácter tiene bits añadidos que no pertenecen al dato en sí, los cuales reducen la eficiencia de transmisión al afectar la relación de bits de información y bits totales transmitidos. Por otra parte, los datos síncronos utilizan dos caracteres agregados a cada mensaje. En conclusión, los datos asíncronos son más eficientes para mensajes cortos, mientras que los síncronos son más eficientes para mensajes largos [11, 12].

1.3.3 Protocolos de comunicación entre microcontroladores y periféricos.

Los microcontroladores se encuentran presentes en numerosos sistemas embebidos (dispositivo controlado por un procesador, dedicado a realizar tareas específicas), los cuales necesitan el apoyo de otros dispositivos digitales para poder cumplir con su objetivo, como puede ser una computadora, una memoria, un sensor, etc., por lo que la comunicación entre dispositivos resulta indispensable. Con dicha necesidad, se crean diversos protocolos de comunicación, aunque cabe anticipar que la mayoría de estas interfaces tienen un formato de transmisión serie, interfaces mejor conocidas como *puertos serie*, por lo que a continuación se describen los más utilizados.

Un protocolo no es más que un conjunto de normas establecidas entre el emisor y el receptor para asegurar una correcta comunicación entre ellos, es decir, para conseguir una fiable transferencia e interpretación de información, es necesaria una adecuada coordinación entre el emisor y el receptor, lo cual se consigue siguiendo un determinado *protocolo de comunicación* [12].

Protocolos seriales.

Interfaz RS-232.

El establecimiento de cualquier comunicación a distancia siempre requiere de un DTE (Data Terminal Equipment) y un DCE (Data Communication Equipment), donde el primero es un equipo de transmisión o recepción de la señal de datos, mientras que el segundo es un equipo que adecua la señal de datos al medio de transmisión. Resulta evidente que estos dispositivos siempre se encuentren relativamente cerca, por lo que la comunicación optada entre estos dispositivos es de tipo *serial asíncrona*.

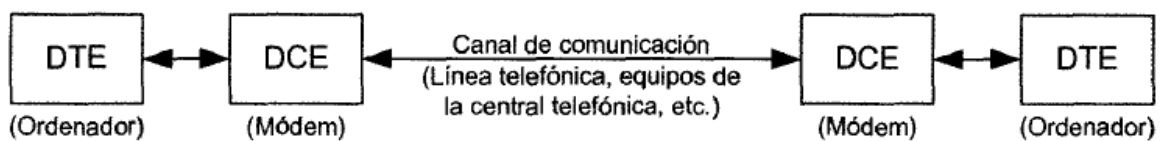


Figura 1.18. Diagrama simplificado de un sistema de comunicación, donde un DTE puede ser un ordenador y un DCE puede ser un módem [12].

Inicialmente, cada empresa fabricaba sus propias configuraciones de interfaz de comunicación serie para sus propios dispositivos DTE y DCE, es decir, cada fabricante tenía su propio modo de cableado, tipo y tamaño de conectores, además de que los valores de voltaje variaban muchísimo de un proveedor a otro, por lo que la comunicación entre dispositivos de diferentes fabricantes no era tan sencilla. Para lograr dicha comunicación, era necesaria la fabricación de convertidores de nivel, además de cables y conectores especiales.

Es por ello que la EIA (Asociación de Industriales Electrónicos) crea un conjunto de normas, llamadas especificaciones RS-232, para tratar de normalizar las interfaces de comunicación entre equipos DTE y DCE de diferentes fabricantes. Entonces, la interfaz RS-232 con sus posteriores modificaciones, fue propuesta para la conexión a corta distancia entre dichos equipos, con un cable de 25 conductores con una longitud nominal máxima de 15 metros, entre otras especificaciones eléctricas, como limitaciones para los valores de voltaje que se pueden mandar o recibir, además de una frecuencia máxima de 20,000 bps.

Es importante señalar que 20 de las 25 terminales de la interfaz RS232 se designan con fines o funciones específicas. Las terminales 9, 10, 11 y 18 no están asignadas; la 1 y 7 son tierras; la 2, 3, 14 y 16 son de datos; la 15, 17 y 24 son de sincronización, y todas las demás terminales asignadas se reservan para señales de control.

Posteriormente, dicho protocolo fue implementado en toda clase de dispositivos, sin embargo, dado que la norma RS232 se estableció para la comunicación entre un DTE y un DCE en redes de comunicación mucho más complejas, en los conectores DB-25 con los cuales se solía acceder a dicho protocolo, aparecen terminales que en otras aplicaciones no se utilizan, por lo que se comenzaron a utilizar conectores DB-9 que sólo utilizan las terminales de datos, tierra y sincronización, como los equipados en computadoras hasta hace unos años.

Esta interfaz se popularizó tanto que, hasta hace poco, prácticamente todos los ordenadores personales estaban equipados con una interfaz RS-232. Desde 2004, los únicos puertos serie de los ordenadores suelen ser USB (Universal Serial Bus). Puesto que la PC se ha convertido en una herramienta tecnológica poderosa, la comunicación entre una computadora y un periférico, como puede ser un microcontrolador, es algo fundamental por todas las ventajas que esto ofrece. Por ello, en la tabla 1.2 se muestran algunas opciones de interconexión con un ordenador personal [11, 12].

Tabla 1.2. Principales opciones de conectividad alámbrica con la PC [11].

Interfaz.	Formato.	Número máximo de dispositivos.	Distancia máxima.	Velocidad Máxima (Bits/segundo)	Uso típico
RS-232	Serie asíncrono	2	15 m	19200 15 m	Módem, mouse, instrumentación
RS-485	Serie asíncrono (half-duplex)	32	1200 m 100 kbps	10 M 12 m	Adquisición de datos y sistemas de control
USB	Serie asíncrono	127	5 m	1.5 M; 12 M; 480 M; 4.8 G (USB 3.0)	Mouse, teclado, memoria, audio, impresora, periférico personalizado
Ethernet	Serie		100 m Par trenzado	10/100/1000 M	Comunicaciones de redes en general
Puerto paralelo	Paralelo	2	3 - 9 m	8 M	Impresora, escáner
IEEE-1394 (Firewire)	Serie	64	90 m	3.2 G	Video, audio, dispositivos de almacenamiento
IEEE-488 (GPIB)	Paralelo	15	18 m	8 M	Instrumentación

Existe un protocolo aún más simplificado con la interfaz RS232, que es muy utilizado para conectar un microcontrolador con diversos periféricos, cuya configuración utiliza sólo tres líneas de transmisión: TxD (*Transmit Data*), RxD (*Receive Data*) y GND (*Signal Ground*). Esta interfaz utiliza la configuración de *puerto serie*, es decir, comunicación serial asíncrona bidireccional, por lo que sólo se puede realizar entre dos dispositivos.

Interfaz RS-485.

Esta interfaz se presente como una mejora de la interfaz RS-232, pues con la interfaz RS-485 es posible transmitir a largas distancias y a mayores velocidades que RS-232, además de que el número de dispositivos interconectados no está limitado a dos. Por tales ventajas, además de una gran inmunidad al ruido, hacen que este tipo de transmisión sea utilizada por muchas aplicaciones industriales con una red más compleja de comunicación de dispositivos distribuidos.

Como se mencionó, RS-485 es una *interfaz serie asíncrona* multienlace con la capacidad de interconectar diversos transmisores y receptores, alcanzando hasta 256 nodos. La longitud de transmisión puede tener hasta 1200 metros aproximadamente, con una velocidad de transmisión de hasta 10 Mb/s [13].

Interfaz I²C.

El protocolo I²C (*Inter-Integrated Circuit*) implementado por Philips, fue desarrollado con la finalidad de permitir la interconexión de varios circuitos integrados en una misma placa de circuito impreso, muy importante, utilizando sólo tres líneas de conexión. Este protocolo es de tipo serie síncrono, y es muy utilizado para interconexiones cercanas; además de su línea de masa o tierra (GND, *Ground*), consta de una línea para la transferencia de datos (SDA, *Serial Data Line*) y otra para la señal de reloj (SCL, *Serial Clock Line*).

Se pueden alcanzar altas velocidades de transferencia de datos: hasta 100 kbit/s en el modo estándar de baja velocidad, 400 kbit/s en el modo rápido y 3.4 Mbit/s en el modo de alta velocidad. Durante la comunicación, un dispositivo se comporta como maestro y los restantes como esclavos, sin embargo, es posible intercambiar estos roles; el maestro es el encargado de iniciar la comunicación, enviar la señal de reloj y terminar la comunicación. Cada dispositivo se identifica o diferencia por poseer una dirección única. Las líneas SCL y SDA deben permanecer conectadas mediante resistencia de pull-up, como se muestra en la figura 1.19.

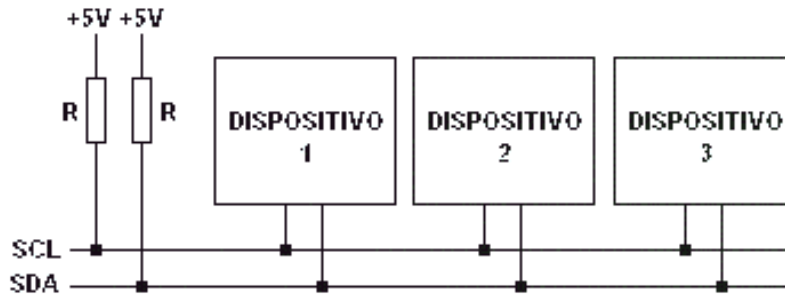


Figura 1.19. Conexión de dispositivos mediante el bus I^2C [12].

El bus se encuentra libre cuando las líneas SCL y SDA se encuentran en estado lógico alto, lo cual permite que cualquier dispositivo se convierta en maestro y tome el control del bus estableciendo la condición de *start*. Esta condición consiste en poner en estado lógico bajo la línea de datos SDA, dejando en alto la línea de reloj SCL. De igual forma, para concluir con la comunicación, el transmisor debe generar la condición de *stop*, la cual se identifica por la transición de 0 a 1 de la línea SDA mientras SCL está en 1 (Fig. 1.20). Esto se consigue gracias a la configuración de colector abierto presente en los circuitos de salida de los dispositivos con esta interfaz, razón por la cual se debe conectar la resistencia de pull-up en el bus.

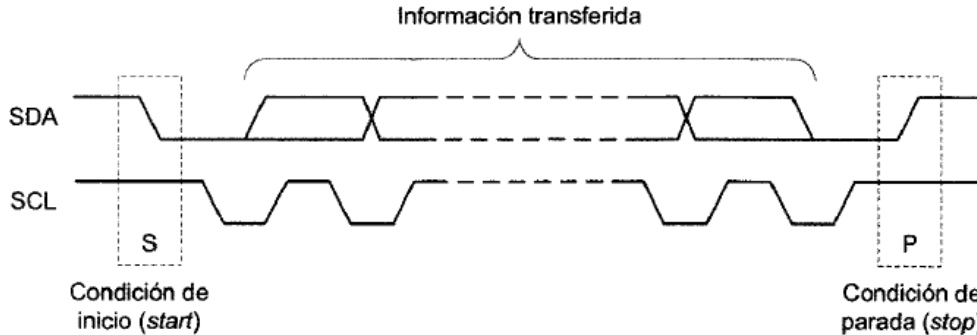


Figura 1.20. Condiciones de start y stop; es importante señalar que cada transición de cualquier bit de 0 a 1, o viceversa, debe realizarse mientras el reloj se encuentra en estado bajo [12].

Con esta configuración, es posible generar una función lógica *AND* entre las salidas conectadas al bus, gracias a que los dispositivos están conectados en paralelo. El funcionamiento es el siguiente: inicialmente, todos los transistores se encuentran en estado de corte, por lo que las resistencias pull-up alimentan las entradas de los dispositivos, es decir, mantienen las líneas SDA y SCL en nivel alto lógico. Cuando un dispositivo quiere utilizar el bus, simplemente activa su salida que está conectada al bus SDA, lo cual satura el transistor correspondiente, lo que consigue cerrar el circuito a tierra, y con ello, el estado bajo en la línea en cuestión (SDA).

De esta forma, cualquier dispositivo puede alcanzar la condición de *start* mencionada anteriormente, y con ella, el control del bus para iniciar la comunicación. Se dice que se genera una función lógica *AND* ya que, como se sabe, en esta función se necesitan dos entradas verdaderas para cumplir con su condición, y así, obtener una salida verdadera; estas entradas son el bus en estado alto lógico y la salida SDA activada de cualquier dispositivo [12].

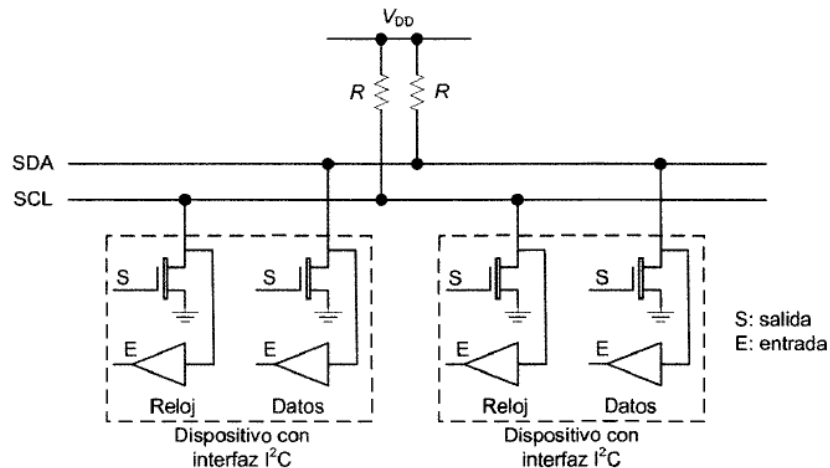


Figura 1.21. Función lógica AND generada a partir de la configuración de colector abierto presente en las salidas de los dispositivos con interfaz I²C [12].

Por la línea SDA se transmiten datos y direcciones de los dispositivos. Dado que la información está organizada en palabras de 8 bits, siempre el primer byte enviado corresponde a la dirección del dispositivo con el que se pretende establecer la comunicación, de los cuales, el último bit corresponde a la operación que se desea realizar, es decir, si el maestro va a transmitir ($R/W\# = 0$) o recibir ($R/W\# = 1$). Si un dispositivo ya ha sido definido como transmisor o receptor, y se desea cambiar la función del mismo, el dispositivo repite todo el proceso desde la condición de *start*.

El segundo byte corresponde a la dirección del registro interno del esclavo en el cual se desea escribir o del cual se desea extraer información. Siempre que se completa la transferencia de un byte, el transmisor libera el bus y el receptor coloca un bit de reconocimiento (*ACK*) en la línea SDA en el noveno pulso de reloj, el cual presenta un estado bajo. Es importante señalar que el orden de los bytes va del bit más significativo al menos significativo.

Como se puede observar, el tamaño del bus determina la cantidad de dispositivos a conectar, es decir, al tratarse de un bus de 8 bits, descartando el último bit que define la función del dispositivo, nos deja un total de 7 bits destinados a posibles direcciones de dispositivos, lo cual nos ofrece un total de 128 dispositivos posibles. Sin embargo, con el fin de ampliar la cantidad de dispositivos a interconectar, actualmente existen protocolos I²C que admiten direcciones de hasta 10 bits, para lo cual el protocolo destina las dos primeras palabras para transmitir la dirección en cuestión, es decir, el protocolo sigue utilizando un formato de ocho bits; esto permite que el protocolo siga siendo compatible con direcciones de siete bits [12].

Interfaz SPI

Al igual que la interfaz I²C, la interfaz SPI (*Serial Peripheral Interface*) fue diseñada para la comunicación entre dispositivos cercanos mediante pocas líneas de transmisión. Ésta fue implementada inicialmente en microcontroladores 68HCxx de Motorola, y posteriormente fue utilizada para diferentes aplicaciones.

Se trata de una comunicación síncrona de transmisión y recepción simultánea, de ocho bits, aunque puede trabajar con palabras de más bits. En este protocolo, se define un solo maestro y varios esclavos, los cuales pueden recibir y enviar información. El protocolo utiliza dos líneas de transmisión, para la salida de datos (*MOSI, Master Out Slave In*) y entrada de datos (*MISO, Master In Slave Out*), y una tercera para transmitir la señal de reloj (*CLK, Clock*), siendo el maestro el encargado de generar esta última señal. Al tratarse de un dispositivo síncrono, la selección de esclavo se realiza mediante una cuarta línea de transmisión, llamada *Select Slave (SS#)*.

La manera en la que el maestro se interconecta con sus esclavos, puede ser de dos formas: *serie* o *paralela*, las cuales se ilustran en la figura 1.22 [12, 14].

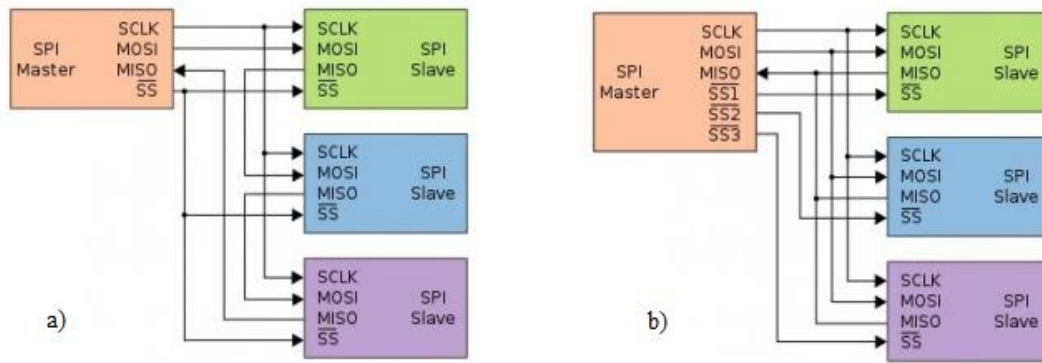


Figura 1.22. Modos de conexión SPI: a) Serie, b) Paralela [14].

Bluetooth

Aunque la tecnología Bluetooth representa una interfaz de comunicación inalámbrica de corto alcance, es importante describirla dado que actualmente es utilizada en todo tipo de dispositivos, por lo que su utilización para desarrollar aplicaciones con microcontroladores es fundamental. Fue creada en 1994 como una alternativa inalámbrica de comunicación de datos, utilizando radio transmisiones, además de representar un estándar abierto que permite la conectividad entre todo tipo de dispositivos de cualquier fabricante.

Una de sus principales atrayentes es su bajo consumo de energía, lo que brinda la posibilidad de utilizar baterías con duración de meses o incluso años, por lo que desarrolladores han optado por su implementación en sus diferentes tecnologías, lo que ha generado que prácticamente cualquier dispositivo posea esta tecnología, desde pequeños sensores hasta enormes maquinarias; su uso está limitado por la imaginación de cada desarrollador [15].

Como se mencionó, se trata de un estándar libre, por lo que utiliza la banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) de 2.4 GHz, la cual es una banda de frecuencia comercial y sin licencia. Su ventaja reside en que realiza retransmisiones constantes en caso de pérdida de datos, lo cual le brinda una enorme fiabilidad. Bluetooth utiliza la técnica conocida como espectro disperso con salto en frecuencia, FHSS (*Frequency Hopping Spread Spectrum*).

Dicha técnica consiste en dividir en 79 canales de $2402 + (k) \text{ MHz}$, siendo $k=0.78$, con un espacio de 1 MHz entre cada canal, también denominados *saltos*, para el envío y recepción de datos. Sobre cada canal de datos se realiza una transmisión, pero sobre otro canal diferente se realiza la recepción, lo cual confiere una transmisión de datos segura, pues Bluetooth cambia sistemáticamente de canal para realizar una retransmisión, esto ocurre cada 625 microsegundos. En otras palabras, los dispositivos Bluetooth conectados re-sintonizan su radio transmisor a una frecuencia diferente, saltando de un canal de radio a otro, lo cual ocurre a una velocidad de 1600 saltos/segundo (Fig. 1.23).

Existen diversos módulos de Bluetooth en el mercado, cuyas características específicas varían según su aplicación. Para configurar cada Bluetooth, existen los comandos AT (Attention Commands), los cuales son instrucciones codificadas para la comunicación hombre-máquina. Normalmente esta configuración se realiza a través de un puerto serie RS-232 a TTL. Con esto se puede configurar el modo de operación de cualquier módulo Bluetooth, a partir de sus funciones específicas [16].

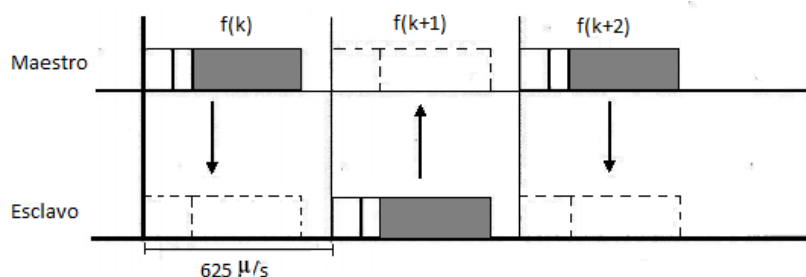


Figura 1.23. Distribución de tiempos para la comunicación Bluetooth [16].

1.4 Marcha humana.

1.4.1 Concepto de marcha humana.

La marcha bipodal es el medio mecánico de locomoción del ser humano, es decir, translación en la cual el hombre erguido es soportado de manera alternativa por ambas extremidades inferiores. A grandes rasgos, el proceso de marcha consiste en el desplazamiento del cuerpo humano manteniendo una pierna de soporte, mientras que la otra se balancea hacia adelante, hasta apoyarse en el piso nuevamente para así, invertir la función de cada pie e iniciar el siguiente paso. Durante la marcha, uno de los pies siempre se encuentra sobre el suelo, además de un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan en el suelo, lo cual ocurre en el período de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la delantera [17].

El ciclo de marcha es el conjunto de acciones y fenómenos producidos desde el contacto del talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con dicho plano de apoyo, es decir, un ciclo de marcha involucra la acción de todo el cuerpo humano [18].

A continuación, se describen algunos conceptos básicos que describen la marcha humana:

1. *Ciclo de marcha.* Intervalo comprendido por el choque de talón sucesivos del mismo pie con el suelo, por lo que el ciclo consta de dos pasos.
2. *Período de apoyo.* Parte del ciclo en el que un solo pie contacta con el suelo.
3. *Período de oscilación.* Parte del ciclo en el que el pie no contacta con el suelo.
4. *Doble apoyo.* Parte del ciclo en el que ambos pies contactan con el suelo.
5. *Apoyo unilateral.* Sucede cuando un solo pie está apoyado en el suelo.
6. *Choque del talón.* Marca el inicio y el final del ciclo.
7. *Despegue del dedo gordo.* Momento en el que el dedo gordo deja de contactar con el suelo. Marca el final del período de apoyo y el principio del período de oscilación.

Dado que la posición erguida del ser humano es intrínsecamente inestable, el aprendizaje de la marcha exige un mayor control neuronal, es por ello que la marcha de un individuo a otro puede tener variantes mínimas, sin embargo, existen elementos comunes que definen un patrón característico de la marcha humana normal. La marcha humana es un fenómeno complejo, cuyo estudio no sólo requiere el conocimiento de los movimientos cíclicos ejecutados por el individuo, sino también las fuerzas que se generan durante la misma, por lo que su estudio se realiza desde un punto de vista cinético o cinemático [17].

1.4.2 Caracterización de la marcha humana.

La métrica de la normalidad de la marcha humana puede ser caracterizada mediante sus variables espacio-temporales. Las primeras cuatro variables se ilustran en la figura 1.24.

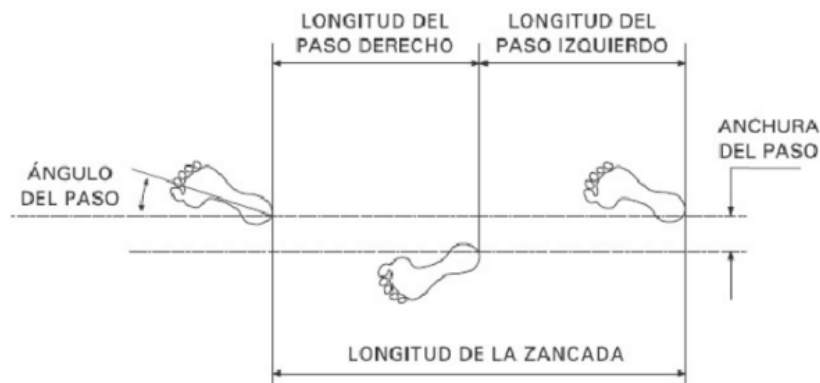


Figura 1.24. Caracterización de los apoyos sucesivos del pie [18].

1. **Longitud de paso.** Distancia en la línea de progresión entre el apoyo de talón de un pie y el apoyo del pie contrario. En la marcha normal, la distancia del pie izquierdo al derecho y la del pie derecho al izquierdo son iguales. La suma de estas longitudes coincide con la longitud de zancada [18, 26].

En la tabla 1.3, se observan las longitudes de paso obtenidas por diferentes autores a velocidades normales de marcha.

Tabla 1.3. Longitud de paso a velocidades normales de marcha [26].

Autor	Edad	Condición de calzado	LP (m)
Murray (1964)	20 - 65	Con calzado [NE]	0.78 (0,05)
Sekiya (1997)	25.9 (4.1)	Con calzado [NE]	0.76 (0,12)
Sekiya (1998)	22,4	Con calzado [NE]	0.66 (0,04)
Cutlip (2000)	21 - 26	Con calzado [NE]	0.75 (0,02)
Della Croce (2001)	24.6 (4.0)	Sin calzado.	0.62 (0,05)
Gill (2003)	22 - 43	Sin calzado.	0.73 (0,06)
Menz (2003)	22 - 39	Zapatos Oxford™	0.73 (0,07)
Menz (2004)	22 - 40	Zapatos Oxford™	0.77 (0,05)
Van Uden (2004)	19 - 59	Con calzado [NE]	0.77 (0,08)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor, NE: **No específica**, LP: longitud de paso.

2. **Longitud de la zancada.** Distancia medida en la dirección de progresión entre dos apoyos consecutivos del mismo pie con el suelo, es decir, longitud alcanzada durante un ciclo de marcha completo. Esta longitud es directamente proporcional con la altura del individuo, por lo que algunos autores normalizan esta variable por la longitud del miembro inferior o la misma altura del individuo [18, 26]. La fórmula para determinar la longitud de zancada es la siguiente [26]:

$$\text{Longitud de zancada (m)} = (\text{velocidad (m/s)}) * (\text{tiempo de zancada (s)}) \quad (1.12)$$

En la tabla 1.4, se observan las longitudes de zancada obtenidas por diferentes autores a velocidades normales de marcha.

Tabla 1.4. Longitud de zancada a velocidades normales de marcha [26].

Autor	Edad	Condición de calzado	LZ (m)
Murray (1964)	20 - 65	Con calzado [NE]	1.55 - 1.58
Murray (1966)	20 - 65	Con calzado [NE]	1.56 (0.13)
Kadaba (1990)	18 - 40	Sin calzado.	1.41
Polio (1998)	27.2 (3.6)	Con calzado [NE]	1.46 (0.9)
Mills (2001)	24.9 (0.9)	Con calzado [NE]	1.7
Gill (2003)	22 - 43	Sin calzado.	1.46 (0.08)
Van Uden (2004)	19 - 59	Con calzado [NE]	1.55 (0.17)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor, NE: **No específica**, LZ: longitud de zancada.

3. **Anchura de paso.** Separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones. También puede ser denominada como *anchura de apoyo* o *base de sustentación* [18].
4. **Ángulo de paso.** Ángulo formado entre la línea media del pie y la dirección de avance [18].
5. **Cadencia.** Número de pasos o ciclos ejecutados por un individuo en un intervalo de tiempo (pasos/minuto). La cadencia de pasos se puede obtener como sigue [26]:

$$\text{Cadencia (pasos/min)} = \left(\frac{\text{velocidad (m/s)}}{\text{longitud de zancada (m)}} \right) * (120) \quad (1.13)$$

Enseguida, se muestran algunas tablas con los correspondientes estudios de diferentes autores con respecto a la cadencia.

Tabla 1.5. Cadencia a velocidades normales de marcha con calzado, Whittle (1997) [26].

Edad	Cadencia (pasos*min-1)
13 - 14	100 -149
15 - 17	96 – 142
18 - 49	91 – 135
50 - 64	82 – 126

Tabla 1.6. Cadencia a velocidades normales de marcha con calzado, Murray (1964) [26].

Edad	Cadencia (pasos*min-1)
20 - 25	115
30 -35	111
40 - 45	122
50 - 55	118
60 - 65	115

Tabla 1.7. Cadencia de pasos a velocidades normales de marcha según diversos autores [26].

Autor	Edad	Condición de calzado	Cadencia (pasos*min-1)
Murray (1966)	20 - 65	Con calzado [NE]	113
Kadaba (1990)	18 - 40	Sin calzado.	112 (9)
Radin (1991)	27.7	Sin calzado.	113 (6)
Sekiya (1997)	25.9 (4.1)	Con calzado [NE]	108 (9.7)
Sekiya (1998)	22.4	Con calzado [NE]	108.5 (7.6)
Polio (1998)	27.2 (3.6)	Con calzado [NE]	111.4 (8.2)
Cutlip (2000)	22.1	Con calzado [NE]	106.7 – 117.1
Riley (2001)	27 (4.6)	Sin calzado.	108 (5)
Menz (2003)	22 - 39	Zapatos Oxford™	103.3 (7.3)
Menz (2004)	22 - 40	Zapatos Oxford™	110.7 (6.9)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor, NE: **No específica.**

6. **Velocidad de marcha.** Distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo. Si se conoce la duración o tiempo de zancada, se puede obtener como sigue [18]:

$$Velocidad(m/s) = \frac{longitud\ de\ zancada\ (m)}{tiempo\ de\ zancada\ (s)} \quad (1.14)$$

Se muestran algunas tablas con estudios con respecto a la velocidad normal de marcha.

Tabla 1.8. Rangos de velocidad normal de marcha, Whittle (1997) [26].

Edad	V (m*s-1)
13 - 14	0,95 - 1,67
15 - 17	1,03 - 1,75
18 - 49	1,10 - 1,82
50 - 64	0,96 - 1,68

Tabla 1.9. Velocidad normal de marcha según diversos autores [26].

Autor	Edad	Condición de calzado	v (m·s⁻¹)
Ralston (1958)	22 - 51	Sin calzado.	1.23
Murra, (1964)	20 - 65	Con calzado [NE]	1.51 (0.2)
Kadaba (1990)	18 - 40	Sin calzado.	1.34 (0.22)
Radin (1991)	27.7	Sin calzado.	1.37
Sekiya (1997)	25.9 (4.1)	Con calzado [NE]	1.38 (0.33)
Sekiya (1998)	22.4	Con calzado [NE]	1.2
Polio (1998)	27.2 (3.6)	Con calzado [NE]	1.35 (0.11)
Della Croce (2001)	24.6 (4.0)	Sin calzado.	1.2 (0.14)
Mills (2001)	24.9 (0.9)	Con calzado [NE]	1.41 (0.04)
Riley (2001)	23.9 (4.4)	Sin calzado.	1.19 (0.13)
Riley (2001)	27 (4.6)	Sin calzado.	1.2
Gill (2003)	22.2 – 43.3	Sin calzado.	1.38
Menz (2003)	22 - 39	Zapatos Oxford™	1.33 (0.19)
Minetti (2003)	31.8 (8.4)	Con calzado [NE]	1.38
Menz (2004)	22 - 40	Zapatos Oxford™	1.43 (0.14)
Orendurff (2004)	26.9 (5.7)	Sin calzado.	1.61 (0.22)
Van Uden (2004)	19 - 59	Con calzado [NE]	1.42 (0.19)
Zilstra (2004)	19 - 27	Con calzado [NE]	1.45 (0.11)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor, NE: **No específica.**

Un mismo individuo tiende a modificar tanto la longitud de zancada como el tiempo de zancada para modificar la velocidad de marcha. Estar fuera de los rangos establecidos para cualquier variable, supone la existencia de una posible patología de marcha, sin embargo, estar dentro de dichos parámetros, no descarta en su totalidad la existencia de una posible patología [26].

Para un individuo de 170 cm de altura, la longitud de paso es de 75 a 85 cm., la anchura de paso de 5 o 6 cm y el ángulo de paso, en condiciones normales, es de aproximadamente 15°, consiguiéndose una cadencia aproximada de 115 pasos por minuto [18]. En la tabla 1.3 se presentan *valores promedio* de cadencia, velocidad y longitud de zancada en la marcha para individuos saludables de edad comprendida entre 18 y 64 años, según diferentes autores. Los valores fueron obtenidos a *cadencia libre*, es decir, a la velocidad natural de cada individuo [18].

Tabla 1.10. Parámetros de marcha normal para varones y mujeres [18].

	Velocidad (m/s)		Cadencia (p/min)		Longitud de la zancada (m)	
	Varón	Mujer	Varón	Mujer	Varón	Mujer
Murray(1964, 1970)	1,53	1'30	117	117	1,57	1,33
Chao (1983)	1,20	1,10	102	108	1,42	1,22
Kadaba (1990)	1,34	1,27	112	115	1,41	1,30
Perry (1992)	1,43	1,28	111	117	1,46	1,28

1.4.3 Cinemática de la marcha humana.

La cinemática de la marcha humana comprende únicamente la dinámica del cuerpo durante la marcha, sin atender las fuerzas que se originan durante la misma, es decir, se enfoca en identificar las partes del cuerpo que trabajan durante la marcha (Fig. 1.25 y 1.26). Un ciclo de la marcha normal se realiza en cuatro tiempos:

1. **Primer doble apoyo.** Los dos pies están abiertos y en contacto con el suelo. Uno está en contacto con el 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. Antes de iniciar la fase de oscilación, se transmite todo el peso del cuerpo al pie que toca el suelo con el talón, por lo que éste pasará a apoyarse con toda la planta del pie [17].
2. **Primer apoyo unilateral.** El pie que sólo se apoyaba por el dedo gordo mencionado en el tiempo uno, inicia su periodo de oscilación. El pie que contactaba el suelo con el talón en el tiempo uno, ahora contacta el suelo con toda la planta del pie: esto sucede durante un instante en el cual el peso total del cuerpo es transferido a esta pierna, comenzando su función de apoyo. El periodo de oscilación está compuesto por dos fases: la primera corresponde a la pierna oscilante por detrás del eje de gravedad, mientras que la segunda sucede cuando la pierna oscilante está por delante de éste. Se denomina “paso de la vertical” al instante en el cual la pierna oscilante supera la pierna de apoyo. Durante la segunda fase de oscilación, el pie de apoyo despega el talón del piso [17].
3. **Segundo doble apoyo.** Es simétrico al primer doble apoyo, sólo que ahora los dos pies se preparan para intercambiar funciones. La pierna oscilante ha concluido su período de oscilación y ahora es su turno de fungir como apoyo, por lo que contacta con el talón el suelo. El pie que fungía como apoyo total, ya se encuentra preparado para iniciar su período de oscilación, pues el despegue de talón se realiza en la segunda fase de oscilación, es decir, ahora contacta el suelo sólo con el dedo gordo [17].
4. **Segundo apoyo unilateral.** Es simétrico al segundo tiempo, sólo que ahora los pies han intercambiado sus funciones. El pie que antes estaba en período de oscilación, ahora se encuentra en período de apoyo y viceversa [17].

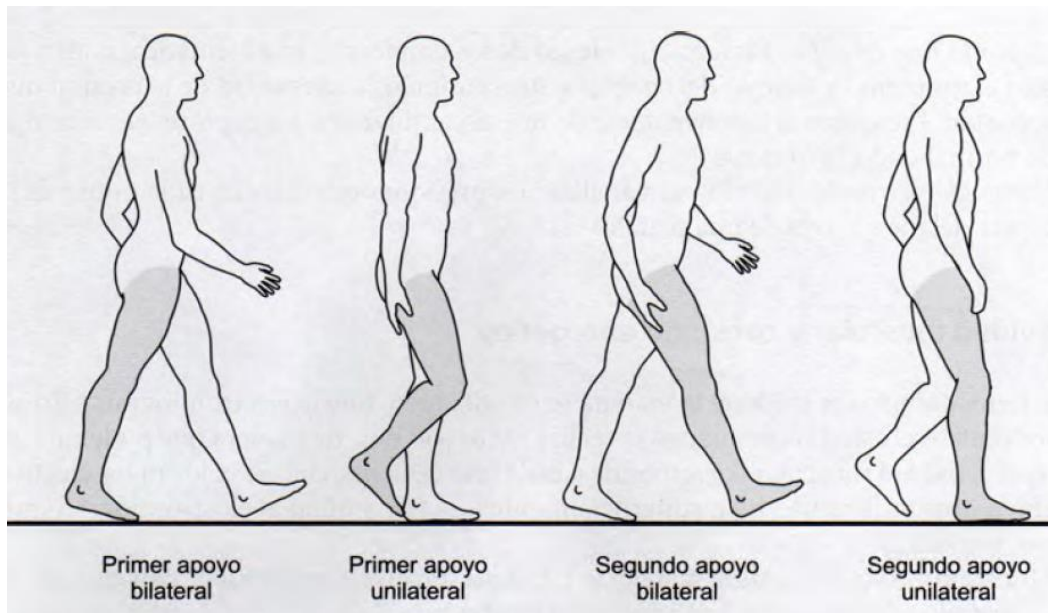


Figura 1.25. Tiempos de la marcha [17].

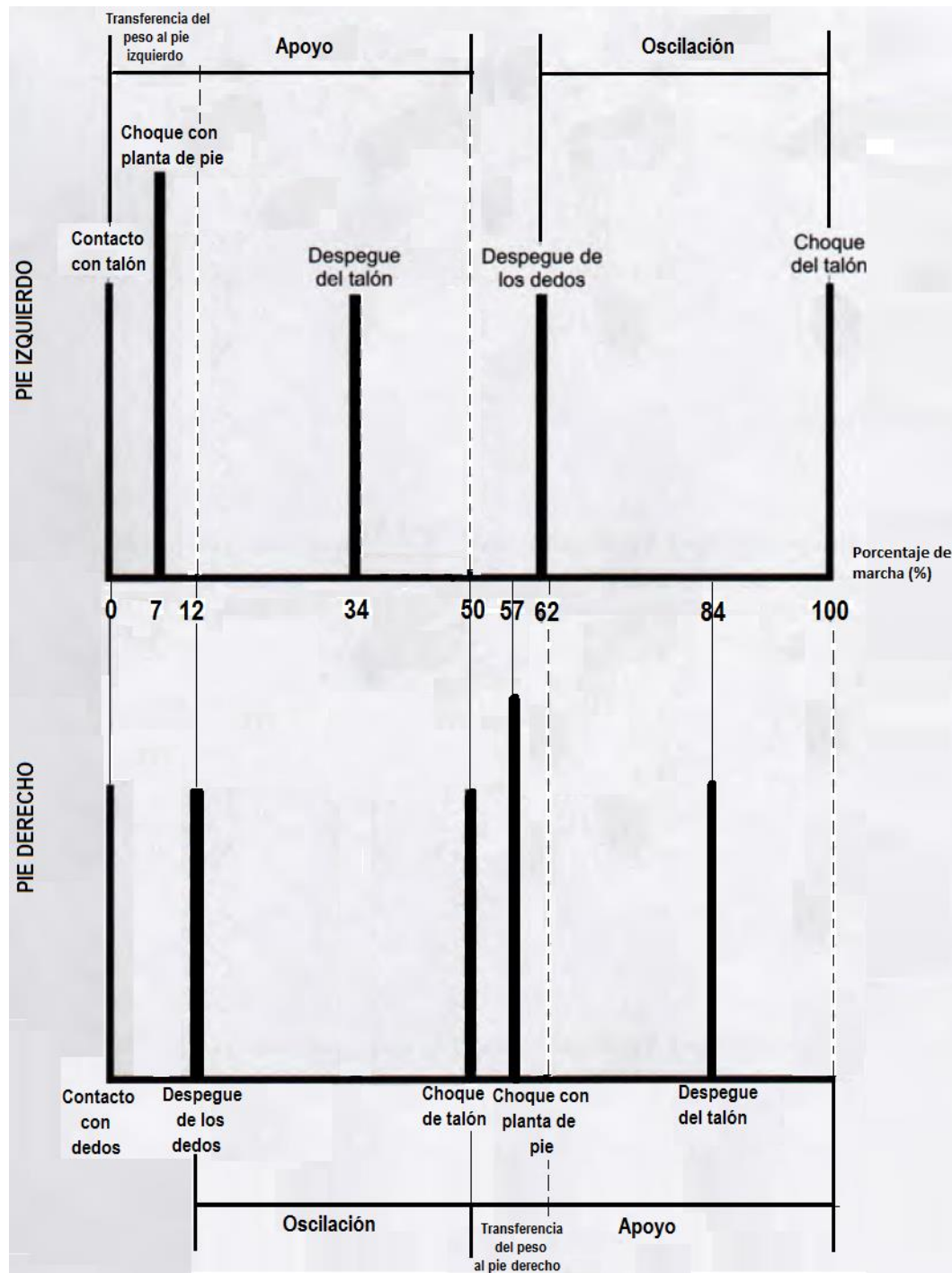


Figura 1.26. Ciclo de la marcha [17].

Fases de apoyo plantar.

De igual forma, es posible identificar las fases de apoyo del pie durante la marcha (Fig. 1.27), las cuales han sido identificadas mediante la baropodometría electrónica.

1. Choque del talón.
2. Apoyo del talón y antepié.
3. Apoyo del talón, antepié y apoyo fugaz del borde externo.
4. Apoyo del antepié.
5. Despegue del antepié finalizando por el dedo gordo.

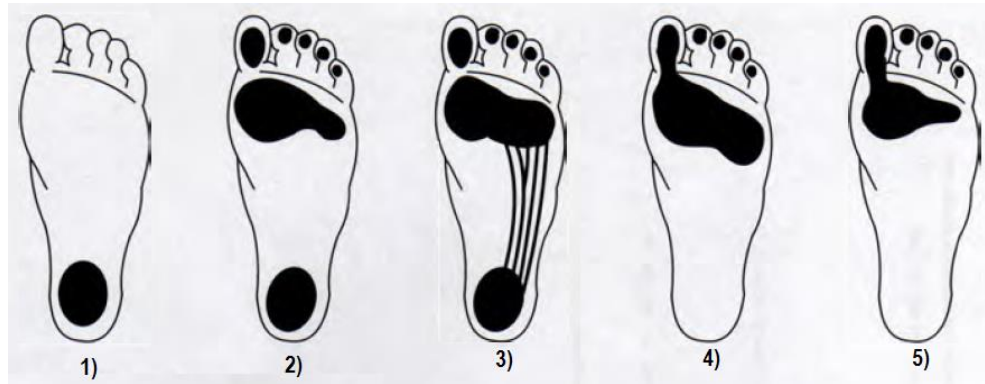


Figura 1.27. Fases del apoyo plantar [17].

Desplazamiento vertical del centro de gravedad.

Durante la marcha el cuerpo realiza un rítmico desplazamiento vertical ascendente y descendente, el cual está en íntima relación con la locomoción bipodal: en las fases de doble apoyo en que las dos piernas están separadas y en contacto con el suelo, el centro de gravedad se encuentra en el punto más bajo, mientras que en las fases de apoyo unilateral en la que el cuerpo es propulsado por encima de la pierna extendida, el centro de gravedad alcanza su punto más alto; se ha comprobado que este desplazamiento es de 4 o 5 centímetros.

Estudios arrojan que el desplazamiento del centro de gravedad describe una curva sinusoidal, de la cual se sabe es la de menor gasto energético. Para disminuir la amplitud de dicha curva, *la pelvis, la cadera y la rodilla* realizan una serie de movimientos coordinados, mientras que *la rodilla, el tobillo y el pie* trabajan para suavizar los cambios de la curva (Fig. 1.28). A continuación, se describen los movimientos de cada uno de ellos [17].

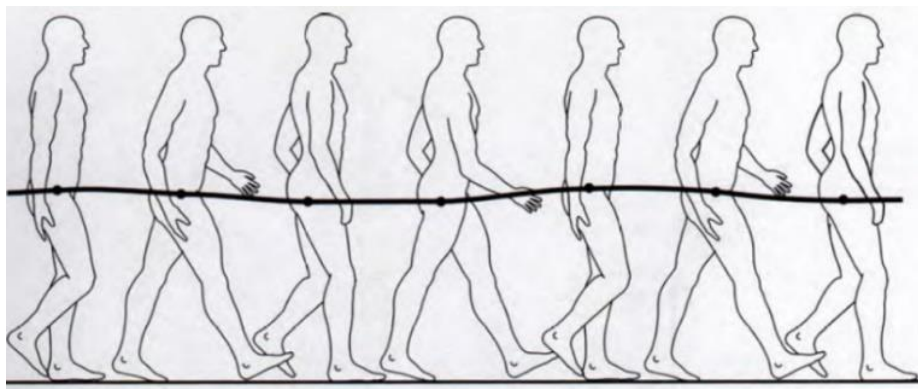


Figura 1.28. Desplazamiento del centro de gravedad [17].

Movimientos de la pelvis.

Involucra un desplazamiento suave del centro de gravedad con tres movimientos: el primer movimiento se realiza sobre el plano horizontal, el segundo ocurre en el plano frontal y el tercero y último sucede en el plano sagital.

Sobre el plano horizontal (Fig. 1.29), la pelvis realiza un movimiento de rotación, primero hacia dentro y luego hacia afuera. La rotación hacia dentro ocurre durante el momento en que uno de los pies realiza su etapa de oscilación, provocándose una desaceleración brusca de la pelvis cuando el talón toca el suelo. La rotación hacia afuera ocurre inmediatamente después, es decir, al iniciar la etapa de soporte, y termina justo en el instante en que el otro pie inicia su etapa de oscilación. La amplitud de este movimiento es de alrededor de 10° de rotación interna y externa.

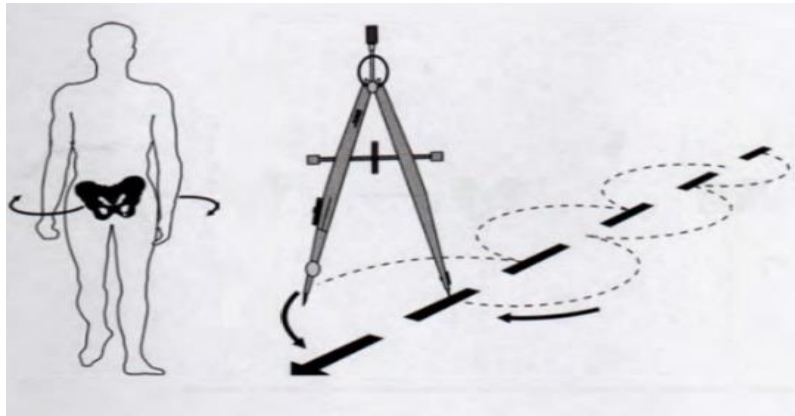


Figura 1.29. Rotación pélvica en el plano horizontal. El movimiento es parecido al movimiento de un compás desplazándose sin cambiar la altura de su cruz [17].

El segundo movimiento básicamente consiste en la inclinación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante (Fig. 1.30), el cual contribuye a disminuir el desplazamiento vertical del centro de gravedad. La amplitud de este movimiento también es simétrica para cada extremidad inferior, y es de aproximadamente 5° hacia arriba y hacia abajo.

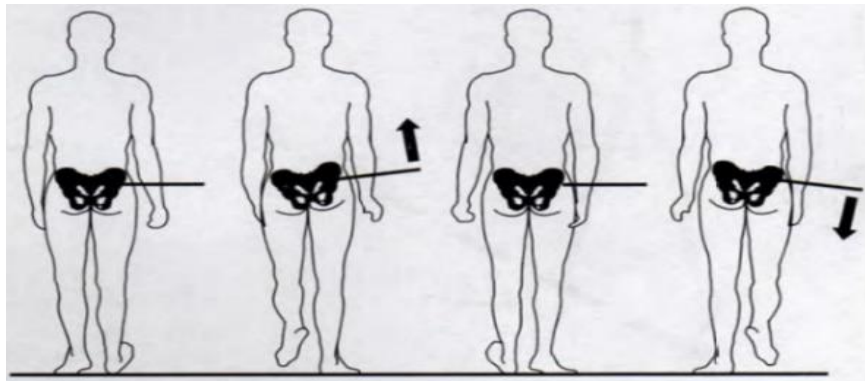


Figura 1.30. Movimiento de la pelvis en el plano frontal [17].

El último movimiento ocurre en el plano sagital y corresponde a una inclinación de báscula hacia delante (Fig. 1.31). El ángulo es el formado entre la horizontal y una línea recta que une la sínfisis púbica con la primera vértebra sacra. Durante la marcha, dicha inclinación oscila entre los 18 y 25° , en función de la velocidad, la cual repercute y a la vez, está influido por el grado de lordosis de la columna lumbar [17].

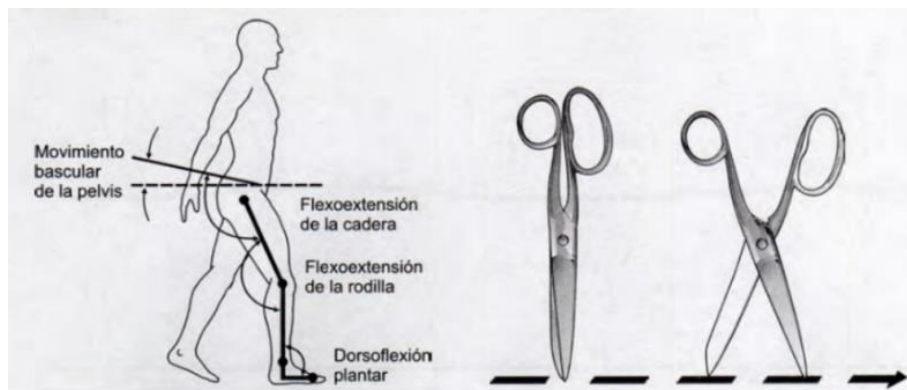


Figura 1.31. Movimientos de la pelvis y la extremidad inferior en el plano sagital [17].

Movimiento de la cadera.

Dada su extremada conexión con la pelvis, la cadera también realiza tres movimientos, uno en cada plano. El principal movimiento que realiza la cadera durante la marcha es la flexoextensión sobre el plano sagital; el ángulo es el formado por la pelvis y el fémur. Así como el hombre adapta el movimiento de su cuerpo al de un compás gracias a la rotación pélvica, la flexoextensión de la cadera evita que la marcha sea similar al movimiento de unas tijeras al abrir y cerrar sus hojas (Fig. 1.30). Dado que la pelvis siempre mantiene una inclinación mínima de 18° sobre el plano sagital, la cadera jamás se podrá hiperextender, aunque durante la marcha lo parezca.

El ciclo de flexoextensión de la cadera se muestra en la figura 1.31, es decir, se muestra la variación angular sobre el plano sagital que sufre la cadera durante un ciclo de marcha completo. Es importante señalar que, para su explicación, tanto en el texto como en la figura 1.31, se toma un pie como referencia, el cual llamaremos pie referente; los puntos señalados de choque de talón y despegue de dedos, hacen referencia a este pie. Al inicio del ciclo, la cadera se encuentra a 45° , justo antes de comenzar la etapa de soporte del pie referente, después comienza a extenderse hasta alcanzar su máxima extensión justo cuando el pie contrario termina su período de oscilación; en este punto la cadera se encuentra aproximadamente a 0° y representa el 50% del ciclo de flexoextensión.

Ahora el pie referente comienza a transmitir el peso al pie contrario, instante que define el inicio de flexión de la cadera. En el 62% del ciclo de flexoextensión, cuando el pie referente inicia su etapa de oscilación al despegar los dedos, la cadera alcanza 10° de flexión y continúa flexionándose hasta el 90% del ciclo, donde alcanza nuevamente su máxima flexión de 45° , y se prepara para iniciar un nuevo ciclo. Esta flexión de cadera, al igual que el de la rodilla, acorta la longitud de la extremidad, lo cual además de evitar que el pie choque con el suelo durante la etapa de oscilación, también permite que el esfuerzo mecánico muscular para acelerar dicho miembro sea menor.

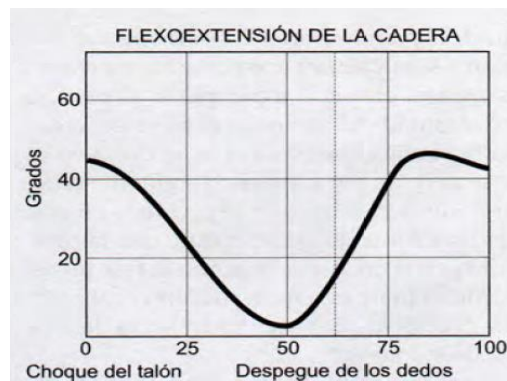


Figura 1.32. Valor angular de los movimientos de la cadera en el plano sagital [17].

El segundo movimiento de la cadera tiene lugar en el plano frontal, mientras que el tercero ocurre sobre el plano horizontal, el cual es conveniente analizarlo junto con la extremidad inferior y sus movimientos de rotación. El segundo movimiento es de abducción-aducción y está influenciado por el movimiento de báscula de la pelvis y por la transferencia de peso de un pie al otro. En el inicio de la etapa de soporte, la cadera se encuentra en una posición neutra y se aduce alrededor de 6° hasta el 50% de la etapa de soporte, iniciándose el desplazamiento del tronco hacia la pierna contralateral, y con ello una abducción de la cadera, alcanzando 8° en el momento de despegue de los dedos, continuando una abducción progresiva [17].

Movimientos de la rodilla.

Durante la marcha, la rodilla experimenta dos movimientos: uno de rotación junto con la extremidad inferior en su conjunto, y otro de flexoextensión sobre el plano sagital. La rotación de la rodilla, al igual que el tercer movimiento de la cadera, es conveniente analizarla junto con la extremidad inferior, por lo que se realizará más adelante. De igual forma que la cadera, para el análisis de la variación angular de la rodilla sobre el plano sagital, se toma como referencia un mismo pie, por lo que los puntos señalados en la figura 1.33 son referenciados a este pie. La figura 1.33 muestra el ciclo de flexoextensión de la rodilla, el cual se realiza durante un ciclo de marcha completo.

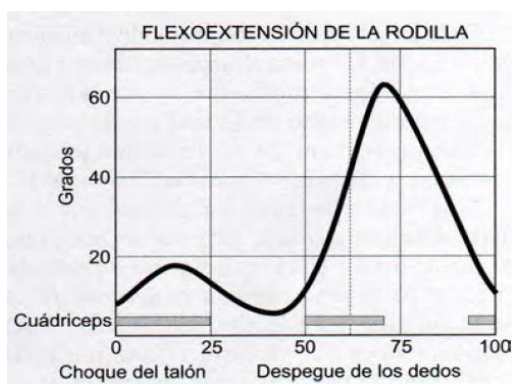


Figura 1.33. Valor angular de los movimientos de la rodilla en el plano sagital [17].

Al iniciarse la etapa de soporte del pie referente, la rodilla se encuentra prácticamente en extensión, con sólo una flexión de 7° . La flexión de la rodilla continua mientras el pie referente se apoya por completo en el suelo, alcanzando aproximadamente 17° ; esta primera flexión se realiza contra una contracción creciente del cuádriceps, y es provocada por la acción de palanca que se crea por el contacto del talón con el suelo, y tiene como fin amortiguar el choque del talón. En este instante el ciclo de flexoextensión de la rodilla se encuentra en 12%, el pie contrario despega los dedos iniciando su etapa de oscilación y la rodilla del pie de referencia vuelve a extenderse, alcanzando 5° de flexión en el 40% del ciclo, es decir, la rodilla consigue su máximo grado de extensión durante la fase de apoyo unilateral, proporcionando estabilidad al pie de soporte.

Como se observa, durante la etapa de soporte, la rodilla siempre se encuentra con más o menos flexión, lo cual sirve para disminuir el desplazamiento vertical del centro de gravedad del cuerpo. Durante el lapso del 40% al 70% del ciclo, se termina por completo la etapa de soporte y se inicia la etapa de oscilación del pie de referencia, lo cual da lugar al segundo período de flexión de la rodilla, alcanzando 65° aproximadamente. Con esta flexión se acorta la longitud de la extremidad oscilante permitiendo un libre movimiento con un bajo trabajo muscular. A partir del 75% del ciclo, mientras el pie referente se encuentra oscilando aún, la rodilla comienza a extenderse de nuevo hasta que el talón contacta con el suelo para volver a iniciar el ciclo [17].

Movimientos del tobillo.

El tobillo sólo realiza movimiento de flexoextensión durante la marcha y puede ser de tipo plantar, generada por el movimiento de apoyar la planta del pie en el suelo, y dorsal, ocasionada por el avance del cuerpo. Al inicio del ciclo, es decir, cuando el talón contacta el suelo, el pie se encuentra en una flexión plantar de 5° , alcanzando rápidamente 11° cuando el pie se apoya completamente en el suelo, llegando al 7° del ciclo de flexoextensión del tobillo (Fig. 1.34). Esta flexión se debe a la acción pasiva de la palanca creada por el talón con el suelo y se realiza contra una contracción creciente del tibial anterior.

Ahora inicia la flexión dorsal del pie, justo cuando el cuerpo comienza a impulsarse hacia adelante, alcanzando su valor máximo de 4° de flexión dorsal sobre el 35% del ciclo, justo cuando el talón se empieza a despegar el suelo. Este período de flexión dorsal coincide con el paso de la vertical. A partir del 35% del ciclo, el pie sufre nuevamente una flexión plantar que llega hasta 13° , flexión que tiene lugar justo cuando comienza a elevarse el pie con el despegue del talón, y termina con el despegue de los dedos, alcanzando el 62% del ciclo. Aquí el pie entra en su etapa de oscilación, donde el tobillo sufre una dorsiflexión, para prepararse otra vez para entrar en el siguiente ciclo. Estos movimientos amortiguan el impacto con el suelo al inicio del ciclo e impulsan la extremidad hacia adelante al final de la etapa de soporte [17].

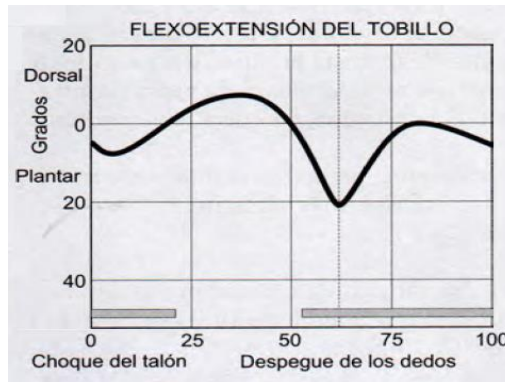


Figura 1.34. Valor angular de los movimientos del talón en el plano sagital [17].

Movimientos de rotación de la extremidad inferior.

La extremidad inferior, además de sus movimientos en el plano frontal y sagital, también sufre de una rotación en el plano horizontal o transversal (Fig. 1.29). La pelvis, el fémur y la tibia, justo en el 62% del ciclo cuando se despega el pie referente y comienza su etapa de oscilación, inicia un movimiento de rotación interna que se prolonga durante toda esta etapa y parte de la etapa de soporte. Es hasta el 12% del ciclo aproximadamente (18% para la pelvis, 12% para la tibia y 7% para el fémur), donde ya se ha terminado la etapa de oscilación e iniciado la etapa de soporte, cuando se alcanza la máxima rotación interna, donde la parte distal (tibia) tienen una rotación tres veces mayor que la proximal (pelvis).

El 12% del ciclo corresponde al despegue del otro pie, es decir, el pie referente comienza a soportar todo el peso del cuerpo, iniciándose de nuevo la fase de apoyo unilateral. Es a partir de aquí donde se produce el movimiento de rotación externo que dura hasta el final del apoyo unilateral, es decir, cuando el pie referente inicia nuevamente su etapa de oscilación; al igual que antes, la tibia rota más que la pelvis (Fig. 1.35).

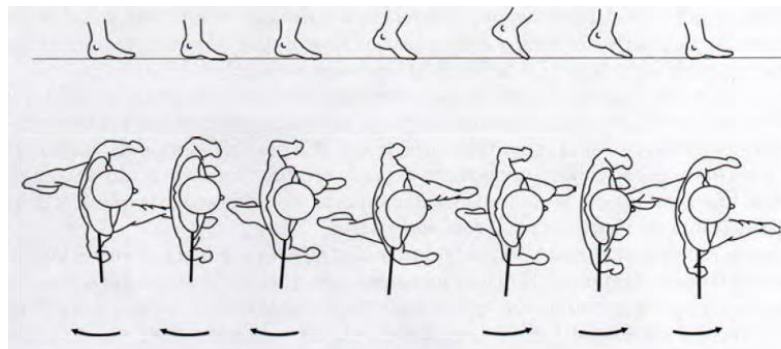


Figura 1.35. Movimientos de rotación en el plano horizontal [17].

Es posible definir estos períodos de rotación a partir de los instantes en los cuales el pie referente soporta todo el peso del cuerpo y luego deja de soportarlo: la rotación interna se lleva a cabo desde el instante en el que el pie referente deja de soportar peso del cuerpo al iniciar su etapa de oscilación (62% del ciclo) hasta que comienza a soportarlo todo, es decir, el otro pie inicia su etapa de oscilación (12% del ciclo), mientras que la rotación externa ocurre desde este último momento hasta que nuevamente deja de soportar el peso, es decir, vuelve a iniciar su etapa de oscilación.

Para obtener la magnitud de la rotación tanto de la cadera como de la rodilla, basta con restar a la rotación de la pelvis la rotación del fémur para obtener la primera respecto a la pelvis, mientras que para obtener la segunda respecto al fémur, restamos a la rotación del fémur la rotación de la tibia. Así, la rotación de la cadera respecto a la pelvis es de 7° y la rotación de la rodilla respecto al fémur es de 12°, valores que a pesar de ser pequeños, son de suma importancia en el diseño de prótesis. De igual forma, todos los movimientos descritos son de suma importancia para minimizar el desplazamiento vertical y el gasto energético: brinda amortiguación al acortar la extremidad en cada choque de talón, y ofrece impulso al elongar la pierna para iniciar cada paso [17].

Desplazamiento lateral del centro de gravedad.

Durante la marcha, el cuerpo oscila de un lado a otro como se muestra en la figura 1.36. Esto corresponde al desplazamiento lateral del centro de gravedad, al igual que el de la cabeza y el tronco y sirve para mantener alineado el tronco con la extremidad portadora del peso del cuerpo. Es de aproximadamente 5 cm, alcanzando este valor justo a la mitad de la fase de apoyo unilateral, y se incrementa al aumentar la longitud del paso y la velocidad de marcha [17].

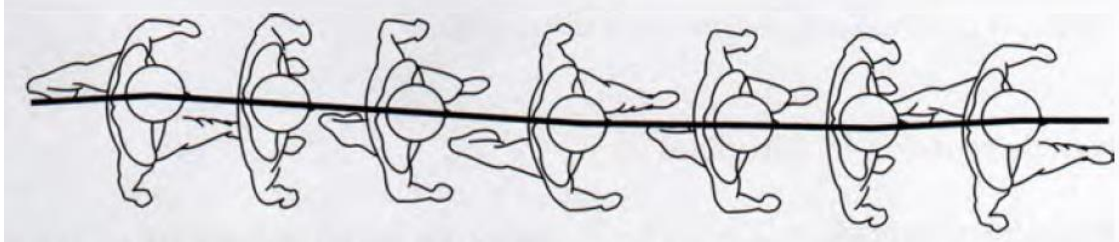


Figura 1.36. Desplazamiento lateral del centro de gravedad [17].

Participación de la cabeza y tronco.

La cabeza y el tronco desempeñan un papel pasivo durante la marcha, por lo que sólo se mantienen centrados sobre el área formada por los pies e inclinando el peso hacia la extremidad de soporte, con el fin de brindar equilibrio. El movimiento de rotación de la cintura escapular (segmento proximal del miembro superior, se extiende desde la base del cuello hasta el borde inferior del músculo pectoral mayor) es asíncrono con el de la pelvis si se mantiene una velocidad normal, alcanzando una asincronía de movimiento de 90° aproximadamente, la cual se maximiza durante la carrera.

Participación del miembro superior.

En los extremos de la cintura escapular, **los brazos se comportan como péndulos** que oscilan durante la marcha de forma sincrónica con los miembros inferiores, pero en oposición de fase, es decir, en sincronía con la extremidad opuesta (Fig. 1.37). El hombro rota unos 7° mientras que la rotación de la pelvis de unos 12° . Los miembros superiores realizan movimientos de flexión y extensión del hombro con una amplitud entre 30° y 40° . El mayor desplazamiento se produce, en ambas direcciones, en los instantes de contacto inicial [17, 18].

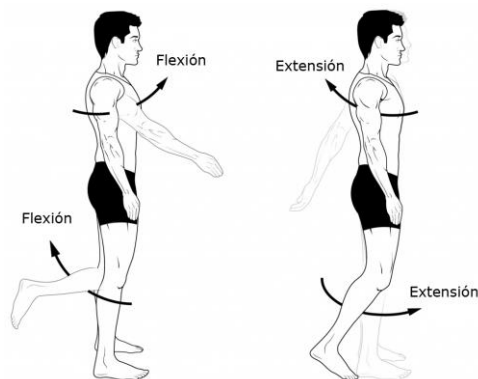


Figura 1.37. Flexión y extensión del miembro superior [17].

Las trayectorias del hombro y el codo siguen ciertos patrones: A partir de la posición de extensión máxima al comienzo del apoyo, se produce una flexión hasta un ángulo de unos 10° y se mantiene hasta los últimos momentos de la fase final de apoyo, coincidiendo con el contacto inicial contralateral. Esta posición se mantiene antes de comenzar la extensión del hombro y se prolonga durante la fase de oscilación. El codo describe un arco de flexo-extensión similar al hombro, aunque ligeramente retrasado, con una flexión no inferior a 20° y con un ángulo máximo de unos 45° , en el momento del contacto inicial contralateral. La inversión del movimiento coincide con el contacto de la extremidad contralateral, cesando la trayectoria de extensión de ambas articulaciones en el siguiente contacto inicial homolateral [18].

Si se coloca un yeso que abarque el tronco, la pelvis y los hombros, obligando a la cintura escapular y pelviana a rotar juntas, observamos que la marcha se vuelve más difícil porque aumentan los requerimientos energéticos, lo cual permite concluir que el sistema de rotación de la cintura escapular y el balanceo de los brazos, en sentido contrario a la pelviana, constituye un sistema de amortiguación [17].

1.4.4 Cinética de la marcha humana.

El cuerpo humano se comporta como una máquina autopropulsada durante la marcha, dónde las únicas fuerzas que actúan son la de gravedad y la acción muscular. Para poder realizar el impulso que permite que el cuerpo mantenga un desplazamiento continuo hacia adelante, el cuerpo necesita un punto fijo externo sobre el cual aplicar las diferentes fuerzas ejercidas por el sistema del cuerpo humano. En la locomoción, este punto es el suelo, y las fuerzas son aplicadas directamente por medio de los pies, por lo que, a través de una plataforma de fuerzas, es posible medir la intensidad de éstas [17].

Fuerza de reacción vertical.

Esta fuerza representa los desplazamientos verticales del centro de gravedad. En la figura 1.38 se muestra el comportamiento de dicha fuerza: en el instante en el que el cuerpo es impulsado hacia arriba a partir del choque de talón, la fuerza de reacción con el suelo aumenta, mientras que cuando desciende para ir a apoyarse en la pierna contraria, esta fuerza disminuye. El segundo pico de la curva corresponde al despegue del pie, impulsando el cuerpo hacia arriba y hacia adelante.

Entonces, la energía potencial del cuerpo, que es igual al peso corporal por la altura de su centro de gravedad, alcanza su máximo valor en el momento de máxima elevación, mientras que, al descender el cuerpo, esta energía se convierte en cinética para acelerar el cuerpo hacia adelante. El gasto energético por la acción muscular de un individuo caminando a su velocidad de marcha cómoda, es de aproximadamente de 80 calorías por minuto y kilo de masa, mientras que, en una situación de reposo absoluto, el gasto por el mismo individuo es de 17 calorías por minuto y kilo de masa [17].

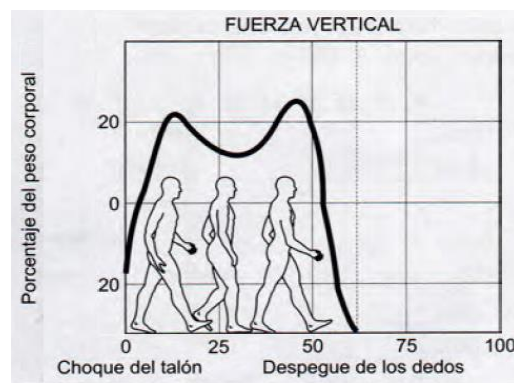


Figura 1.38. Comportamiento de la fuerza vertical. [17].

Fuerza de reacción longitudinal.

Esta fuerza corresponde a las fuerzas de frenado y empuje que se generan durante la marcha y son mostradas en la figura 1.39. Como se observa en la figura, en el instante en que se produce el choque de talón, la fuerza originada es de frenado, mientras que, en el momento de despegue, se produce la fuerza de empuje hacia adelante. Ambas fuerzas son menores que la fuerza vertical [17].

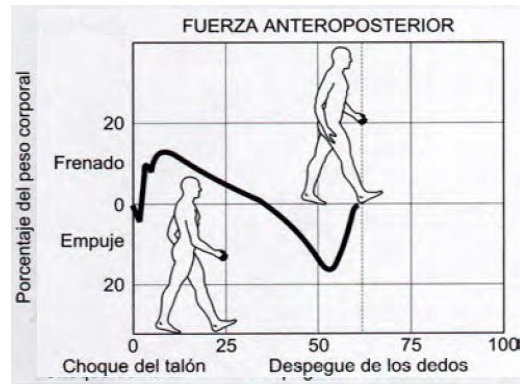


Figura 1.39. Comportamiento de la fuerza anteroposterior [17].

Fuerza de reacción lateral.

Esta fuerza corresponde a la ocasionada por los desplazamientos laterales del centro de gravedad, y como se muestra en la figura 1.40, esta es de muy baja intensidad [17].

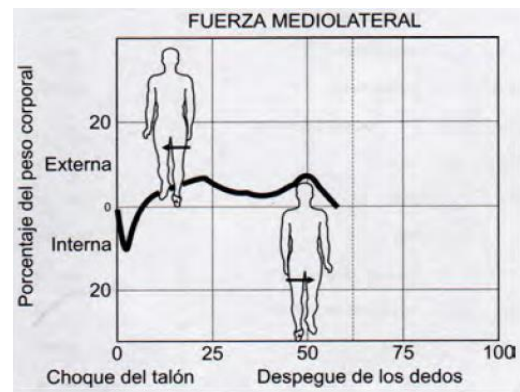


Figura 1.40. Comportamiento de la fuerza mediolateral [17].

Fuerza de torsión.

Esta fuerza es generada debido a la torsión que la extremidad inferior ejerce sobre el suelo como resultado de su rotación durante la marcha. La rotación es interna desde el momento en que se produce el choque de talón, hasta que dicha extremidad soporta todo el peso, por lo que la fuerza de torsión es interna también. A partir de aquí, y hasta que la extremidad se encuentra totalmente descargada, la rotación producida es externa y con ella, una fuerza de torsión en el mismo sentido. Como se muestra en la figura 1.41, la intensidad de la fuerza está en relación con el soporte de carga, por lo que es baja intensidad [17].

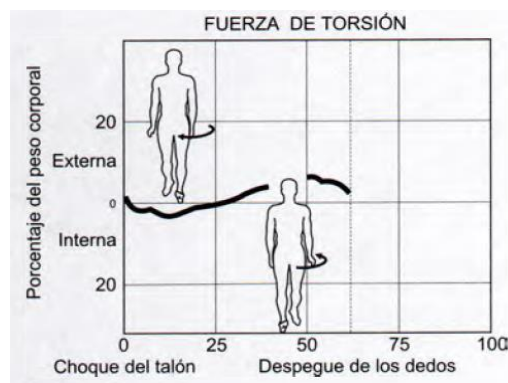


Figura 1.41. Comportamiento de la fuerza torsión [17].

Acción muscular durante la marcha.

La actividad muscular durante la marcha humana es estudiada mediante la electromiografía, con lo que ha sido posible demostrar que la mayoría de los músculos de la extremidad inferior se encuentran activos durante la misma. En la figura 1.42 se presenta un ciclo de marcha con los grupos musculares que actúan durante ella.

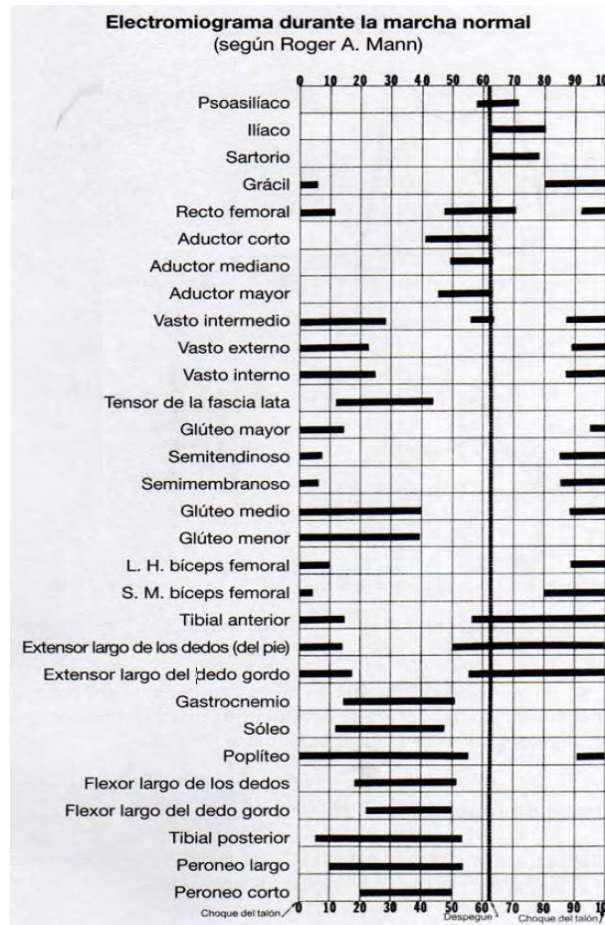


Figura 1.42. Acción muscular durante el ciclo de marcha [17].

Dado que al principio y al final del período de soporte y principio y final del período de oscilación existen aceleraciones y desaceleraciones de dicha extremidad, así como transferencias de peso del cuerpo de un pie a otro, es en estos instantes cuando la actividad muscular es mayor. Diversos estudios han revelado que el cuerpo humano desarrolla la marcha con todos sus segmentos con la finalidad de disminuir el gasto energético, aunque éste varía de una persona a otra [17].

1.5 Patología de la marcha humana.

1.5.1 Factores que alteran la marcha humana.

Como se mencionó, la marcha humana no es una cualidad innata, sino que se trata de un proceso que el individuo debe aprender en sus primeros años de vida, alcanzando hasta los 7 o 9 años la marcha que mantendrá en la edad adulta. Esto genera que existan diversas variantes adoptadas en la marcha por cada individuo, lo cual puede deberse a factores fisiológicos y patológicos como la variación en la longitud y masa de los segmentos del cuerpo, o incluso, en las fibras musculares, aunque es importante señalar que las variaciones angulares son mínimas; físicos como lesiones o modificaciones en la marcha por el desempeño de actividades con alta frecuencia; psicológicos como el estado de ánimo e incluso, externos como el terreno, el calzado, la velocidad, etc. De igual forma, el avance de la edad representa un factor muy importante ya que en la tercera edad la marcha se deteriora y es un proceso natural al cual todos estamos destinados [17, 18].

Entonces, queda claro que existe una amplia gama de factores que pueden influir en la marcha, además de que estos factores pueden influir de distinta forma en cada individuo. Por esta razón, además de realizar protocolos de análisis de marcha, es de suma importancia conocer los diversos factores que pueden influir en ésta. A continuación, se exponen los factores más comunes.

Factores extrínsecos.

1. Naturaleza del suelo.

La marcha se modifica según el tipo de suelo o terreno sobre el que se desplace, aumentando los impactos del pie en superficies duras, y con ellos, las fuerzas generadas, mientras que en terrenos suaves brindan mayor amortiguación. De igual forma las pendientes modifican notablemente la marcha: en la subida el cuerpo se inclina hacia delante y el centro de gravedad tiende a sobrepasar el pie más adelantado, creando un desequilibrio favorable. Los músculos tríceps, cuádriceps y glúteo mayor desarrollan su máxima acción, y los pies están en talo.

En ocasiones durante el ascenso el sujeto se ayuda apoyando las manos sobre la rodilla anterior que está flexionada. En el descenso de una pendiente, los pies están en equino y la persona se encuentra inclinada hacia atrás, y son los dos miembros inferiores los que comienzan la acción de frenado. En la subida de pendientes, lo más importante es el impulso, y en el caso de la bajada, lo más importante es el frenado, por lo que en este tipo de alteración no se puede hablar de un miembro impulsor y otro de recepción, es decir, en el ascenso ambas extremidades inferiores participan en el impulso, mientras que, en el descenso, los dos miembros inferiores intervienen en el frenado. La longitud del paso es inversamente proporcional a la inclinación de la pendiente [18, 19].

2. Calzado.

Inicialmente el uso de calzado tenía como significado protección, sin embargo, actualmente el calzado es sinónimo de moda. Con el paso del tiempo, se comenzaron a utilizar zapatos con tacón alto, lo cual altera totalmente la marcha humana. Existen otras variantes en el calzado, como, por ejemplo, pueden ser los hechos con fines deportivos o industriales, sin embargo, el calzado con tacón alto es el que modifica en mayor grado la marcha.

El calzado ideal debe ser liviano, pero con capacidad de amortiguar impactos, controlar el movimiento del pie, proporcionar una adecuada sujeción podálica, y al mismo tiempo permitir movimientos de los dedos. El tacón alto brinda la peor amortiguación posible, el peso del calzado no es el óptimo, además de su material, afectando la estabilidad y el control de movimientos. De igual forma modifica notablemente la intensidad de las presiones plantares y su distribución, pueden influir en la postura, e incluso pueden provocar dolor y lesiones. También disminuye la longitud del paso y la velocidad [18, 19].

3. Ropa.

La ropa también puede afectar en la marcha humana, por lo que en protocolos o pruebas de análisis de marcha se busca que la comodidad de la vestimenta sea tal que no afecte los movimientos naturales de la marcha [18].

4. Hábitos.

La realización habitual de ciertas actividades físicas, como actividades deportivas, de danza, mantenimiento de ciertas posturas durante el desempeño de actividades profesionales, etc., sin duda pueden introducir modificaciones en la marcha. Por ejemplo, profesionales como los militares y modelos son entrenados para caminar de una determinada manera, o la forma de caminar del vaquero por montar a caballo, etc. [18, 19].

5. Consumo de sustancias tóxicas.

El consumo de ciertas sustancias como medicamentos, alcohol o drogas modifican la marcha debido a la alteración de la percepción sensorial y la función mental del individuo. Por ejemplo, el alcohol modifica la percepción sensorial, el equilibrio, la coordinación y la realización de movimientos finos, así como algunas drogas agregan a estos síntomas alucinaciones, euforia, apatía, etc. [19].

6. Transporte de carga.

El individuo que transporta cargas durante la marcha suele flexionar sus rodillas e inclinar su busto hacia delante, además de incrementar el gasto energético y disminuir la velocidad. Si la carga es muy pesada, la marcha se modifica y aborda el suelo con toda la planta del pie en lugar de sólo con el talón. Las variaciones dependen directamente del peso y la forma de transporte de la carga [19].

7. Cultura.

Las costumbres culturales también pueden jugar un papel importante en la marcha humana, pues, en ciertos países se modifican ciertos aspectos naturales del cuerpo humano por cuestiones culturales. Por ejemplo, en algunos países orientales, se enseña a las mujeres a andar sobre papel mojado sin desgarrarlos para conseguir una marcha grácil y de pequeños pasos o a disminuir las dimensiones de sus pies a un tercio de su tamaño natural, vendando y atándolos hasta lograr su deformación, esto con el fin de conseguir supuestamente una marcha más elegante y sensual [19].

Factores intrínsecos.

1. Género.

La principal diferencia que se presenta en la marcha entre hombres y mujeres es por factores fisionómicos, entre ellos la altura y el peso. La lordosis lumbar (curvatura en columna) es la principal diferencia, ya que en la mujer es mayor debido al peso de los senos. De igual forma, el uso de tacones altos influye en dicha curvatura [18, 19].

2. Fatiga.

La fatiga también modifica la marcha, obligando a la persona a caminar de tal forma que el gasto energético sea mínimo, es decir, inclinándose hacia delante, arrastrando los pies con una marcha lenta y vacilante. Un ejemplo claro sucede cuando el individuo ha estado largo tiempo sin usar sus extremidades inferiores (encamado), separando más las extremidades inferiores al caminar, sin lograr apoyarse sólo en una extremidad por fatiga muscular, problemas circulatorios, etc., consiguiendo una marcha lenta, insegura, falta de equilibrio y arrastre de pies [18].

3. Edad.

La edad determina uno de los factores más importantes en la marcha, por lo que se analizará en tres etapas: marcha en los primeros años de vida, en la adolescencia y adultez joven y, finalmente, la marcha en la tercera edad.

Marcha en los primeros años de vida. El aprendizaje de la marcha se desarrolla en varias fases, que aproximadamente son las siguientes: De 8 a 10 meses apenas logra mantenerse en pie unos instantes con apoyo externo; al año consigue caminar si se le dan las dos manos; consigue una marcha independiente entre los 13 y 15 meses, aunque aún es insegura, inestable, irregular y con falta de coordinación, por lo que aún sufre caídas constantes. La marcha se realiza con una separación de extremidades inferiores para conseguir mayor apoyo, además de que no presenta braceo pues mantiene los miembros superiores extendidos para obtener mayor equilibrio y tampoco aborda el suelo sólo con el talón, sino que lo hace con el pie completo.

Aquí inicia el proceso en el que el niño experimenta con todo su sistema neuro-músculo-esquelético, sufriendo modificaciones fisionómicas en su cuerpo, por lo que no es hasta la edad de entre 5 y 7 años en los que alcanza un verdadero control neural. Se considera que es en esta etapa de vida en la cual el individuo alcanzará la marcha que mantendrá en la vida adulta, aunque aún sufrirá modificaciones mínimas por el aumento de talla y el incremento de peso [17, 18, 19].

Marcha en la adolescencia y adultez joven. Durante esta etapa de vida, la marcha se considera ideal, por lo que debe ser ligera, flexible, ágil, coordinada, estable, regular, etc., cualidades que se van deteriorando con la edad [18, 19].

Marcha en la tercera edad. La marcha se deteriora con la edad principalmente al propio envejecimiento del cuerpo humano, lo cual, a su vez, genera patologías subyacentes; estas patologías se encuentran presentes con más frecuencia en personas de edad avanzada.

Con el avance de la edad, el cuerpo envejece generando una pérdida de múltiples capacidades, muchas de ellas afectando directamente a la marcha humana. Con el envejecimiento la marcha se vuelve más rígida, envarada y menos flexible, además de disminuir su velocidad y longitud de paso; en una marcha sana de un adulto joven, la longitud del paso es aproximadamente de 1.52 a 1.55 cm, mientras que en un anciano disminuye de 1.39 a 1.44, considerándose aún una marcha segura. De igual forma, el consumo de energía también se incrementa. En la tabla 1.4 se muestran las principales alteraciones que sufre la marcha con el envejecimiento [18, 19].

Tabla 1.4. Alteraciones de la marcha con el envejecimiento [18].

Cambios con el envejecimiento.	
1	Disminución de los componentes horizontal y vertical.
2	Disminución de los movimientos de balanceo y rotacionales.
3	Anomalías posturales.
4	Hipertonía muscular, sobre todo en cintura escapular y pélvica.
5	Disminución de la velocidad y cadencia de la marcha.
6	Disminución de la longitud del peso.
7	Aumento de la anchura del paso.

Es importante señalar que estas alteraciones varían en gravedad de un individuo a otro, llegando al grado de necesitar apoyos externos como pueden ser bastones, muletas, andadores, prótesis, o inclusive, la recomendación de evitar absolutamente la marcha con el uso de sillas de ruedas, por ejemplo. Algunas otras alteraciones visibles de la marcha humana durante la tercera edad son las siguientes [18, 19]:

- Incremento de la base de sustentación en posición bípeda.
- Mayor separación de talones, alcanzando los 20 cm o más. Esta separación es de entre 6 y 8 cm en un joven y de 8 a 12 en adultos, continuando su incremento con la edad.
- Disminución o desaparición del braceo.
- Reducción de la flexión plantar del tobillo en el despegue y de la flexión dorsal en la etapa de soporte o apoyo. Esto disminuye la fuerza de reacción vertical, lo cual genera cifosis, adoptando una postura encorvada con flexión de rodillas.
- Disminución en la rotación pélvica.
- Aumento en la separación entre los maléolos en posición estática, siendo ésta entre 5 y 15.5 cm, cuando lo habitual es de entre 6 y 9 cm.
- Posible retorno de caídas.

Todas estas alteraciones son debidas principalmente al envejecimiento natural del cuerpo humano. A continuación, se mencionan las principales repercusiones que sufre el cuerpo durante la tercera edad [18, 19]:

- Pérdida de fuerza muscular.
- Atrofia de fibras musculares.
- Disminución de movimientos articulares.
- Patología articular. Disminución de elasticidad y flexibilidad de ligamentos y tendones, así como el desgaste de los huesos.
- Bradicinesia. Lentitud de movimientos debido a la pérdida de autonomía muscular.
- Pérdida de coordinación y equilibrio.

- Disfunciones sensoriales. Disminución de visión y audición.
- Pérdida de la propiocepción. Capacidad sensitiva de la posición relativa de las partes corporales contiguas.
- Alteraciones cognitivas, como demencias.
- Alteraciones neurológicas.
- Alteraciones iatrogénicas. Alteración del estado del paciente, como puede ser debida a fármacos relajantes, cirugías, etc.
- Alteraciones neuromusculares, como miopatía.

Es en las personas de la tercera edad en las que resultan fundamentales los protocolos de análisis de marcha y postura, dado que con frecuencia se hallan alteraciones, lo cual puede representar patologías subyacentes.

4. *Peso.*

Definitivamente el peso representa un factor importante. Una persona obesa y una mujer embarazada desplazan su centro de gravedad hacia delante, presentando hiperlordosis lumbar. La principal alteración reside en el ataque del piso con toda la planta del pie, inclusive creando posibles deformaciones en las extremidades inferiores debido a los esfuerzos tan grandes que deben soportar durante la marcha. La marcha suele ser con el cuerpo encorvado, cabeza inclinada y avance lento [18, 19].

5. *Talla.*

La longitud de las extremidades inferiores definitivamente modifica el patrón de marcha normal. Las personas de mayor estatura generan pasos más amplios y más altos. Para que una persona de menor estatura alcance a una de menor estatura, deberá emplear el máximo de la oblicuidad pelviana, compensando esta oblicuidad mediante una rotación inversa de los hombros [18, 19].

6. *Personalidad.*

La personalidad también puede jugar un rol importante en la marcha, pues un individuo puede incluso modificar la marcha a placer o inconscientemente, incluso su entorno social puede influir. Algunos estudios han mostrado que una marcha erguida, con paso enérgico, firme y decidido representa a una persona segura de sí misma, mientras que pasos lentos, sosegados, con postura relajada pueden indicar tranquilidad, apatía, desinterés, pereza, etc. Los pasos cortos, precipitados, inseguros y a trompicones muestran una personalidad nerviosa, intranquila e irritable [18, 19].

7. *Estado de ánimo.*

El estado de ánimo puede influir en cualquier movimiento, gesto y mímica facial del sujeto, por lo que la marcha se encuentra propensa a ser alterada. Una persona enferma o triste mostraría movimientos lentos durante la marcha, quizá con encorvamiento, arrastrando pies, mientras que personas alegres pueden mostrar mayor seguridad y firmeza durante cada paso [18, 19].

Factores patológicos.

Los factores patológicos pueden abarcar una enorme gama de enfermedades, presentando alteraciones transitorias o permanentes, de origen traumático, infeccioso, tumoral, neurológico, genético, psiquiátrico, etc., por lo que mencionar todas sería imposible. Aquí juega un rol importantísimo los protocolos de marcha humana, pues a partir de ellos es posible determinar las alteraciones presentes en la marcha del paciente, y con ello, realizar los estudios pertinentes para hallar la patología en cuestión, y así brindar el diagnóstico adecuado [18].

A continuación, se analizan las alteraciones básicas de la marcha humana, las cuales son debidas a factores fisionómicos y que se pueden clasificar en [20]:

- *Deformidad.*
- *Debilidad muscular.*
- *Dolor.*
- *Control neurológico deficitario.*

Una **deformidad** ocurre cuando los tejidos no permiten una movilidad pasiva suficiente, imposibilitando adoptar las posturas normales de la marcha humana. La contractura suele ser la causa más habitual, es decir, una alteración en el tejido muscular, ligamentos o articulaciones debidas a una lesión, inmovilidad prolongada o permanente desde nacimiento. La contractura puede ser elástica o rígida: la primera provoca principalmente alteraciones en la fase de apoyo, en la que el peso corporal estira pasivamente los tejidos, ocasionando una movilidad aparentemente normal, mientras que la segunda se resiste a los esfuerzos de estiramiento, por lo que está presente en todas las fases del ciclo de la marcha [20].

Una **debilidad muscular** puede deberse a una atrofia muscular, a lesiones neurológicas, a miopatías, etc. La marcha se ve limitada por la incapacidad de alcanzar los niveles máximos de fuerza muscular [20].

El **dolor** introduce dos elementos que altera la marcha: la deformidad y la debilidad muscular. Cualquier presencia de **dolor** muscular durante la marcha puede representar una patología de marcha, provocando que el paciente adopte posturas antiálgicas, es decir, el individuo generaría movimientos antinaturales para reducir el dolor, modificando diversos estándares de una marcha normal. Por ejemplo, una articulación inflamada adopta una postura que genere la mínima presión intraarticular: en el tobillo 15° de flexión plantar, en la rodilla 30° a 45° de flexión y en la cadera 30° de flexión [18, 20].

El **control neurológico deficitario** se produce cuando hay patologías en el sistema nervioso, generando cinco alteraciones básicas en la marcha:

1. *Espasticidad.* Dificulta la actuación excéntrica de los músculos durante la fase de apoyo. Producida por parálisis cerebral, traumatismo cerebral, esclerosis múltiple, entre otras [20].
2. *Alteraciones de coordinación.* Impiden controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular [20].
3. *Patrones reflejos primitivos.* Fuente alternativa al control voluntario [20].
4. *Alteraciones de la secuencia de la actuación muscular.* Se deben a la espasticidad y deficiencias de coordinación, por lo que la actividad muscular durante la marcha puede ser alargada, acortada, continúa o ausente [20].
5. *Alteración de la propiocepción.* Priva al paciente de la información sobre la posición articular, así como de la sensación de contacto con el suelo [20].

Todos estos factores pueden causar diversas alteraciones en el tobillo, pie, rodilla, cadera, pelvis, tronco, etc., por lo que el diagnóstico debe ser muy preciso a partir de los estudios realizados. Además, existen otras patologías que producen debilitamiento general como pueden ser cáncer, leucemia, anemias, enfermedades respiratorias, cardiocirculatorias, etc. De igual forma, en el campo de la Psiquiatría son frecuentes los trastornos de movimiento, por ejemplo, los enfermos depresivos muestran una marcha lenta, mientras que en enfermos maníacos ocurre todo lo contrario [18, 19, 20].

1.5.2 Estudio de marcha: métodos cinemáticos y cinéticos.

El estudio de la marcha humana tiene varios años de interés, por lo que el avance tecnológico ha generado grandes simplificaciones y perfeccionamientos en los métodos empleados para su estudio. Esto ha conseguido una mayor eficiencia en la valoración de los distintos parámetros de la marcha, permitiendo identificar con mayor exactitud los diversos factores que puede modificar el desarrollo normal de la misma, y así, ofrecer un mejor diagnóstico y seguimiento del paciente para estas alteraciones. De igual forma, es posible dar un correcto seguimiento del paciente, y con ello, un mejor control y valoración de su progreso, ya sea bajo un tratamiento específico o después de una intervención quirúrgica [19].

Existen diferentes técnicas para el estudio de la marcha humana; algunos de ellos se exponen a continuación. Como se mencionó, la marcha humana puede ser estudiada desde un punto de vista cinematográfico o cinético, por lo que los métodos empleados se dividen de igual manera [17]:

Métodos cinematográficos.

Estudian la dinámica del movimiento del cuerpo humano durante la marcha sin ocuparse de las fuerzas que lo originan, mediante la determinación de posiciones, velocidades y aceleraciones [17, 18].

- **Inspección.** Este método utiliza como único medio de estudio la observación, por lo que, básicamente, el método consiste en observar al individuo mientras camina. La inspección puede realizarse en dos etapas, primero una observación global y posteriormente con una secuencia anatómica. La desventaja reside en que pueden pasar desapercibidas alteraciones menos evidentes, además de que no brinda ningún registro para poder revisar posteriormente. Para visualizar simultáneamente todos los planos del individuo mientras camina, se utiliza el pasillo de espejos de Ducroquet, el cual consta de cinco espejos [17, 18].

- **Fotografía.** Este método tiene como objetivo seguir la trayectoria de la marcha, en el espacio bidimensional o tridimensional, de puntos del cuerpo adecuadamente seleccionados. Una técnica muy usada es la conocida como *exposición múltiple* y consiste en generar 26 imágenes por segundo del individuo mientras camina, o bien, la técnica de *exposición prolongada* que permite visualizar varias fases del movimiento en una imagen [17, 18].

- **Cinematografía.** En este método se filma al individuo mientras camina, con lo cual es posible analizar las características del movimiento que tiene lugar cada cincuentava parte de segundo si se usa cámaras habituales, mientras que con cámaras especiales es posible alcanzar velocidades de 400 fotogramas por segundo. Pueden emplearse pasillos de marcha, los cuales están hechos de cristal que refleja la imagen de la huella plantar en unos sistemas de espejos y permite la visualización y la obtención de película cinematográfica o vídeo de los diferentes apoyos que realiza el individuo [17, 18].

- **Vídeo.** Tiene las mismas bases que el anterior, con la ventaja de ser más económico, proporcionar un registro permanente, por lo que reduce el número de pruebas y con ellas, la fatiga, además de permitir observar sucesos rápidos, sin embargo, posee la limitante de no alcanzar las mismas velocidades ni la misma calidad de imagen. Es un método cuantitativo, pero si se usa un ordenador, es posible extraer información cuantitativa del movimiento.

- **Televideopodometría.** Consiste en la digitalización de las huellas del paciente mientras camina por un pasillo podoscópico de cuatro metros, las cuales son recogidas por un sistema de televisión conectado a un ordenador. Se obtiene un mapa isobárico que evidencia las presiones que transmite el pie [18].

- **Técnica de exposición múltiple.** El equipo está formado por una cámara en un cuarto oscuro y una luz continua estroboscópica que ilumina al sujeto por períodos regulares de 20 veces/segundo. Se colocan distintos marcadores en el paciente y se obtienen diagramas de líneas o barras que indican la posición que tienen los segmentos del miembro inferior en cada intervalo de tiempo. Es un sistema de imagen sencillo, económico y los datos se obtienen rápidamente, pero el análisis del movimiento articular resulta complejo por la superposición de imágenes, además de que la luz estroboscópica puede distraer al paciente [18].

- **Técnicas de análisis óptico.** Los métodos de análisis óptico recogen los desplazamientos durante la marcha de diferentes marcadores colocados en zonas anatómicas específicas del paciente. Existen marcadores pasivos y activos: Los primeros reflejan pasivamente la luz que es enviada por la cámara y ésta, a su vez, recoge dicho reflejo, mientras que los segundos emplean una vía de emisión de luz propia que será recogida posteriormente por la cámara. Dado que es imposible colocar marcadores en el centro del movimiento articular, su emplazamiento ha de ser calculado matemáticamente para obtener todos los datos cinematográficos y cinéticos de la marcha en todas las articulaciones implicadas de forma tridimensional. Es posible obtener gráficos de velocidad y aceleración [18].

- **Cinerradiología.** Este método obtiene películas de la radiología de las articulaciones de interés. Proporciona una descripción de la cinemática articular, sin embargo, sólo pueden realizarse en el período de apoyo de la extremidad, ya que el aparato de rayos X y la cámara no pueden seguir al paciente en el período de oscilación.

- **Acelerómetros.** Normalmente se utilizan para valorar la dinámica del centro de gravedad del organismo o de un segmento determinado. Este método se utiliza habitualmente en asociación con métodos fotográficos. Los acelerómetros utilizados permiten la medición de bajas frecuencias, son tamaño pequeño, de alta precisión, y normalmente son de bajo costo, además de proporcionar información en tiempo real. Su desventaja reside en que necesitan sujeción sólida, el paciente debe ir cableado o con un sistema de telemetría, además de ser frágiles [17, 18].

- **Goniómetros y electro-goniómetros.** Miden el movimiento angular durante la marcha. El goniómetro es un instrumento sencillo de plástico o de metal formado por dos brazos móviles milimetrados unidos a un transportador de ángulos empleados para el análisis pasivo del movimiento articular. El electro-goniómetro emplea potenciómetros que, sujetos a los dos segmentos articulares y una vez alineado su centro con el eje de movimiento de la articulación, permiten obtener el rango de amplitud articular tanto activo como pasivo [18].

- **Captorees plantares.** Captan los instantes en que cada parte de la planta del pie con el suelo, así como la secuencia de estos, y pueden ser colocados en forma directa en diversos puntos de la planta del pie, a través del calzado o con plantillas adecuadas [17].

- **Equipo ultrasónico.** Consiste en un digitalizador en tres dimensiones con cuatro micrófonos. Se colocan pequeños emisores de ultrasonidos sobre el sujeto y midiendo el tiempo que tarda el sonido en llegar a los micrófonos, se calcula la posición de cada uno de los emisores en coordenadas referidas al marco en el que se sitúan los micrófonos. Presentan una elevada resolución espacial y brindan información en tiempo real, sin embargo, poseen una limitada frecuencia de muestreo y la incomodidad del paciente al realizar la prueba por los cables [18].

- **Cronómetro y pasillo métrico.** Para obtener parámetros descriptivos del ciclo de marcha como la velocidad de marcha, longitud de paso y zancada, anchura de paso, etc. [18].

Métodos Cinéticos.

Por el contrario de los métodos cinemáticos, los métodos cinéticos sí involucran las fuerzas que se producen durante la marcha para el estudio de la misma.

- **Plataforma de fuerzas.** Es posible medir las fuerzas verticales, laterales, anteroposteriores y de torsión que el paciente ejerce sobre el suelo durante la marcha. Estas fuerzas son expresadas en porcentajes del peso corporal. La fuerza aplicada sobre la plataforma (medida con sensores como galgas extensiométricos, cristales piezoeléctricos o sensores capacitivos) genera un desplazamiento imperceptible para el paciente, generando una señal eléctrica proporcional a dicho desplazamiento, y que se proyecta en los tres ejes del espacio [17, 18].

- **Captorees fijos en el pie.** A diferencia de los empleados en el estudio cinemático, no sólo miden el momento contacto, sino también la intensidad de presión y tiempo de contacto. Son colocados en diversos puntos del pie, por lo que intervienen en el desarrollo de una marcha normal. [17, 18].

- **Plantillas instrumentadas.** Permiten la medición de la interacción entre el pie y el calzado sin ninguna restricción de espacio. La marcha se realiza libremente y es posible realizar un seguimiento de la marcha, además de ofrecer una información más puntual que las plataformas de fuerzas pues permite definir un mapa de distribución de presiones en la planta del pie, sin embargo, son incapaces de obtener las componentes paralelas, mediolateral y anteroposterior de la fuerza de reacción entre el pie y el suelo, además de estar sometidas a continuas deformaciones. Se utilizan para el diseño de calzado, plantillas y prótesis, así como para estudios patológicos del pie [18].

- **Baropodómetros.** Básicamente se analizan las presiones ejercidas en cada punto de la planta del pie a través de una plataforma especial. Existen sistemas de baropodometría óptica y electrónica [17, 18].

2. Desarrollo.

2.1 Introducción.

En este capítulo se explica la metodología empleada para el diseño y fabricación del prototipo funcional, cuya finalidad reside en monitorear la cinemática del miembro superior durante las fases de la marcha humana.

2.2 Metodología de Diseño.

La metodología de diseño empleada en el presente trabajo se divide en tres etapas, por lo que el desarrollo del proyecto se describe con base en ellas. Estas etapas se enumeran a continuación:

1. Definición del proyecto.
2. Propuestas conceptuales.
3. Prototipo funcional.

2.2.1 Diagrama de metodología.

En el diagrama de la figura 2.1 se muestran las tres etapas del método de diseño empleado, así como las fases de cada una de ellas.

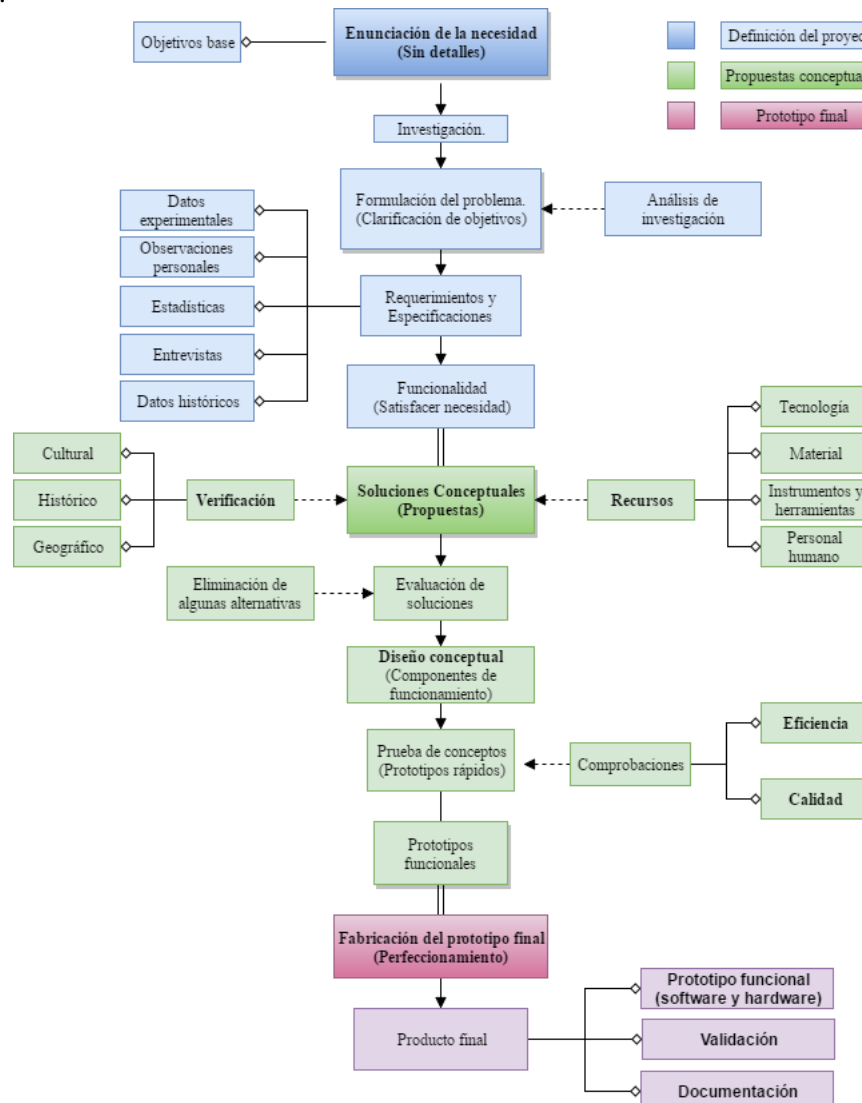


Figura 2.1. Diagrama de flujo de metodología de diseño.

2.3 Primera etapa: Definición del proyecto.

En esta etapa se **definió sucintamente el proyecto**, abarcando la enunciación de la necesidad, la formulación del problema y el planteamiento de requerimientos y especificaciones, con lo que se consiguió establecer la funcionalidad del prototipo.

2.3.1 Enunciación de la necesidad y objetivos iniciales.

Inicialmente, la **enunciación de la necesidad y los objetivos** se plantearon con base en una pequeña investigación preliminar, lo cual fungió como perspectiva inicial para después, desarrollar la *investigación con mayor profundidad* del tema en cuestión. Más adelante, estos rubros fueron detallados con ayuda del análisis de esta última investigación. Entonces, *la necesidad y los objetivos iniciales* se enuncian como sigue:

El envejecimiento representa una de las etapas de vida más críticas, por lo que, siempre se ha buscado dignificarla, tratando de mantener el confort y la autonomía que comienza a perderse en esta etapa. Con la esperanza de vida en constante incremento, muchos países brindan una constante inversión científica y tecnológica para atender esta necesidad, con lo que esta área de investigación se ha convertido en una de las más importantes y con mayor potencial de desarrollo.

Actualmente, la mayoría de estudios disponibles acerca de la marcha humana, junto con los dispositivos de análisis, han sido basados en zonas geográficas ajenas a nuestra área de interés, es decir, poco útiles para México y el área Latinoamericana, ya que los individuos de estudio de una población a otra presentan diferencias físicas significativas. Con esto, se pueden plantear dos objetivos que funcionen como base de estudio:

1. Desarrollar un dispositivo ambulatorio para sensar el movimiento del cuerpo durante la marcha, enfocado a población mexicana.
2. Proponer un protocolo para pruebas de monitoreo de marcha humana basado en el dispositivo electrónico diseñado.

2.3.2 Formulación del problema.

Como se mencionó, la primera enunciación de la necesidad ofreció la perspectiva inicial para desarrollar la investigación en extenso del tema, la cual, a partir de un análisis, brindó la información necesaria para consolidar los objetivos del proyecto. Ésta investigación se encuentra desarrollada en el capítulo uno, abarcando una profundización tanto del tema, como de las aplicaciones o proyectos realizados hasta la fecha.

Análisis de la investigación.

El análisis de la investigación se divide en dos aspectos fundamentales: la *necesidad* de interés y la *tecnología* para resolver dicha necesidad.

- *Necesidad.*

El monitoreo de la marcha humana está dirigido a diversas aplicaciones, de las cuales, la detección de posibles patologías representa las más trascendental. Éstas son ocasionadas principalmente por lesiones durante la actividad deportiva o por el deterioro de la marcha con el avance de la edad, siendo esta última, la causa más crítica. Como se estudió en el capítulo uno, el cuerpo pierde múltiples capacidades físicas y motoras con el envejecimiento, las cuales afectan directamente la marcha humana, por lo que merece la pena mencionarlas nuevamente:

- Pérdida de fuerza muscular.
- Atrofia de fibras musculares.
- Disminución de movimientos articulares.
- Patología articular. Disminución de elasticidad y flexibilidad de ligamentos y tendones, así como el desgaste de los huesos.

- Bradicinesia. Lentitud de movimientos debido a la pérdida de autonomía muscular.
- Pérdida de coordinación y equilibrio.
- Disfunciones sensoriales. Disminución de visión y audición.
- Pérdida de la propiocepción. Capacidad sensitiva de la posición relativa de las partes corporales contiguas.
- Alteraciones cognitivas, como demencias.
- Alteraciones neurológicas.
- Alteraciones iatrogénicas. Alteración del estado del paciente, como puede ser debida a fármacos relajantes, cirugías, etc.
- Alteraciones neuromusculares, como miopatía.

Como se puede observar, es en las personas de la tercera edad en las que resultan fundamentales los protocolos de análisis de marcha y postura, dado que con frecuencia se hallan alteraciones, lo cual puede implicar patologías subyacentes. Por ello, resulta fundamental contar con un dispositivo portátil que permita dar seguimiento al diagnóstico y rehabilitación de la marcha en adultos mayores.

Además, la mayoría de los dispositivos de estudio existentes se centran en el miembro inferior del cuerpo humano, por lo que existen escasos estudios y poca documentación enfocados al miembro superior, razón por la cual el presente proyecto se enfoca en desarrollar un dispositivo para el monitoreo del miembro superior [29].

- *Tecnología.*

La marcha humana puede monitorearse desde varias perspectivas como pueden ser la fuerza de los músculos, las posiciones, velocidades y aceleraciones de las articulaciones del cuerpo, tiempos del ciclo de marcha, longitud de zancada, presiones ejercidas en las fases de apoyo, etc., por lo que existe una amplia gama de dispositivos de monitoreo, todos ellos implementados con diferentes tecnologías [24]. Dado que la tecnología empleada depende del enfoque de estudio, resultó primordial definirlo para el presente proyecto, y así, brindar la pauta para determinar qué tipo de tecnología resultaba conveniente utilizar.

Para detectar posibles patologías en la marcha, se debe realizar una completa evaluación de la misma, la cual inicia desde la anamnesis de patologías existentes, hasta un completo examen físico del individuo [24]. El estudio cinemático de la marcha forma parte fundamental del estudio físico y proporciona información muy importante que permite evaluar el comportamiento biomecánico del cuerpo humano, lo cual resulta primordial para la identificación de estas patologías; en la mayoría de los estudios de marcha, este estudio es de los más importantes [21, 24, 25]. **Por esto, el proyecto se centró en estudiar el movimiento motriz del cuerpo en términos de desplazamiento, velocidad y aceleración con respecto al plano sagital del individuo.**

El estudio cinemático de marcha humana involucra el monitoreo de posición, velocidad y aceleración de las articulaciones de interés sin ocuparse de las fuerzas que las producen. Este estudio abarca dos áreas: la primera, la artrocinemática, la cual estudia los movimientos intrínsecos de las articulaciones, los cuales son rodamiento, deslizamiento y rotación, y la segunda, la osteocinemática, la cual estudia el desplazamiento de los huesos en el espacio, los cuales se describen en términos de giro o rotación, y balanceo en flexión-extensión [17, 25].

En el capítulo uno, sección 1.1.2, se investigó la tecnología que permite obtener posiciones, velocidades y aceleraciones directamente, es decir, los sensores inerciales, los cuales son capaces de convertir los efectos de una fuerza ocasionada por el movimiento del cuerpo de estudio en una señal proporcional registrable, normalmente de tipo eléctrico. **Existen otro tipo de tecnologías más avanzadas que pueden brindar este mismo monitoreo, como lo son las técnicas de análisis óptico, sin embargo, estos métodos son utilizados sólo en laboratorios especializados, por lo cual muchos médicos no cuentan con la capacitación para la utilización de estos equipos, además de que su elevado costo limita el acceso de estas tecnologías a pocos hospitales [18, 24].**

Aunque la precisión y confiabilidad de los datos de estas tecnologías supera a la de los sensores inerciales, el hecho de destinar el proyecto al monitoreo de marcha humana a bajas cadencias, específicamente en personas de la

tercera edad, permite mantener la propuesta del uso de esta tecnología, además de implicar un método de estudio sencillo de utilizar y de muy bajo costo, considerando los estándares de las tecnologías más avanzadas.

2.3.3 Formulación de objetivos.

Anteriormente, se especificaron dos *objetivos que fungieron como base de estudio*, que en esta fase fueron detallados o modificados con base en el *análisis de la investigación* realizada. De esta forma, la formulación del problema del presente proyecto queda definida con los siguientes objetivos:

3. **Diseñar y fabricar un dispositivo portátil para monitorear la cinemática del miembro superior con respecto al plano sagital del individuo durante la marcha humana, con un enfoque hacia la población mexicana de la tercera edad.**
4. **Proponer y probar un protocolo para pruebas de monitoreo de marcha humana a partir del dispositivo electrónico diseñado, cuya finalidad resida en dar seguimiento al diagnóstico y rehabilitación de patologías ocasionadas por el deterioro de la marcha con la edad.**

2.3.4 Requerimientos.

Con base en la investigación realizada, la formulación del problema (necesidad) y algunas entrevistas realizadas a médicos especializados en el estudio de marcha humana, se definieron los **requerimientos funcionales y no funcionales** del dispositivo a desarrollar. Los requerimientos funcionales definen qué debe hacer el dispositivo, mientras que los no funcionales describen las cualidades del mismo, además de mencionar que los requerimientos fueron enumerados con base en una jerarquía de mayor a menor importancia.

Requerimientos funcionales.

1. *Monitoreo de marcha humana.*

- Monitorear la posición angular, velocidad angular y aceleración lineal del hombro.
- Monitorear la posición angular, velocidad angular y aceleración lineal del codo.
- Monitorear la posición angular, velocidad angular y aceleración lineal de la muñeca.

2. *Obtención de información.*

- Mostrar los datos monitoreados en tiempo real.
- Mostrar los datos monitoreados contra porcentaje de marcha humana.
- Mostrar los datos monitoreados en una hoja de cálculo en forma automática.

Requerimientos no funcionales.

1. *Rendimiento del dispositivo.*

- Dispositivo se mantiene encendido al menos 50 pruebas de marcha humana.
- Calidad de información. Precisión y sensibilidad.
 - Precisión. Medida de la dispersión de un conjunto de varias mediciones. Capacidad de ofrecer una medición homogénea en un mismo intervalo de tiempo donde las condiciones de operación se mantengan constantes.
 - Sensibilidad. Mínima entrada detectable por el sensor y se mide con la relación entre el cambio en la entrada y cambio en la salida del sensor.

2. *Anatomía del dispositivo.*

- Dispositivo ligero. No debe influir en la marcha humana del usuario.
- Dispositivo portátil. De fácil transportación y ajuste para ser usado en diferentes lugares.
- Dispositivo estético. Debe brindar confiabilidad y seguridad al usuario.

3. *Dispositivo de fácil configuración y utilización.*

- El dispositivo debe poseer una interfaz de fácil utilización.
- Dispositivo fácil de encender, utilizar y apagar.
- Dispositivo emite señal de carga completa y descarga.
- Dispositivo se recarga rápidamente.

2.3.5 Especificaciones.

Posteriormente, estos requerimientos fueron traducidos cuidadosamente a **especificaciones apropiadas a la ingeniería**, por lo que se estableció lo siguiente:

Especificaciones funcionales.

1. *Monitoreo de marcha humana.*

- Poseer un sensor inercial que se ajuste al hombro.
- Poseer un sensor inercial que se ajuste al codo.
- Poseer un sensor inercial que se ajuste a la muñeca.

2. *Obtención de información.*

- Poseer una interfaz gráfica que muestre la representación gráfica de los datos adquiridos contra tiempo.
- Mostrar en la misma interfaz la representación gráfica de los datos adquiridos contra el porcentaje de marcha.
- Exportar los datos adquiridos a una hoja de cálculo automáticamente.

Especificaciones no funcionales.

1. *Rendimiento del dispositivo.*

- Dispositivo debe poseer un sistema de alimentación que permita un funcionamiento constante por al menos 30 minutos (0.5 horas).
- La confiabilidad del dispositivo depende directamente de que el sensor posea una precisión sensibilidad, tal que:
 - El dispositivo posea un error de 0.001 en *precisión* en el desarrollo de al menos tres mediciones.
 - El dispositivo posea un error de 0.001 en *sensibilidad* en el desarrollo de al menos tres mediciones.

2. *Anatomía del dispositivo.*

- El dispositivo debe pesar como máximo 150 gramos.
- El dispositivo debe poseer un volumen máximo 10 cm³ y poseer soportes que se fijen con un sólo ajuste.
- El dispositivo debe evitar el uso de cables, sin embargo, de no ser posible, estos no deben pasar de 1 cable por sensor. Además, deben estar ocultos a la vista del usuario, cuidando siempre la estética general.

3. *Dispositivo de fácil configuración y utilización.*

- La interfaz gráfica debe estar dividida en 3 áreas:
 - Configuración inicial del dispositivo.
 - Panel de control.
 - Obtención de datos.
- El dispositivo debe poseer 2 interruptores, uno de encendido y otro de apagado, etiquetados para ser distinguidos. De igual forma, su funcionamiento no debe pasar las 7 instrucciones para ser operado.
- El dispositivo debe poseer 2 leds de diferente color, el primero como indicador de carga completa, y el segundo como indicador de descarga.
- El tiempo de carga debe estar entre 60 y 90 minutos.

2.3.6 Funcionalidad.

La **funcionalidad general** del dispositivo se dividió en *una función primaria* y *cuatro funciones secundarias*. La *función primaria*, en la cual reside el cumplimiento de la *necesidad* establecida, se muestra en el diagrama de bloques con entradas y salidas de la figura 2.2.

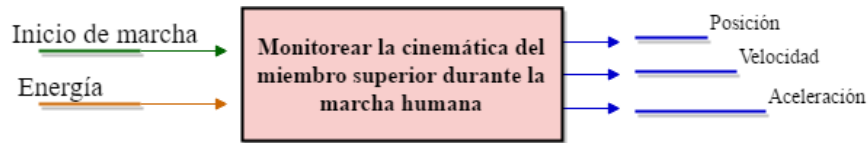


Figura 2.2. Función primaria con entradas y salidas.

Con los requerimientos y especificaciones definidos, fue posible describir las *cuatro funciones secundarias*, las cuales, a su vez, interactúan entre sí para dar lugar a la función primaria (Fig. 2.3).

1. **Monitoreo.** Implica monitorear la posición angular, la velocidad angular y la aceleración lineal de las articulaciones de interés.
2. **Procesamiento.** Involucra obtener, interpretar y mostrar los datos monitoreados.
3. **Comunicación.** Interacción entre todos los componentes del sistema.
4. **Alimentación.** Suministro de energía al sistema.

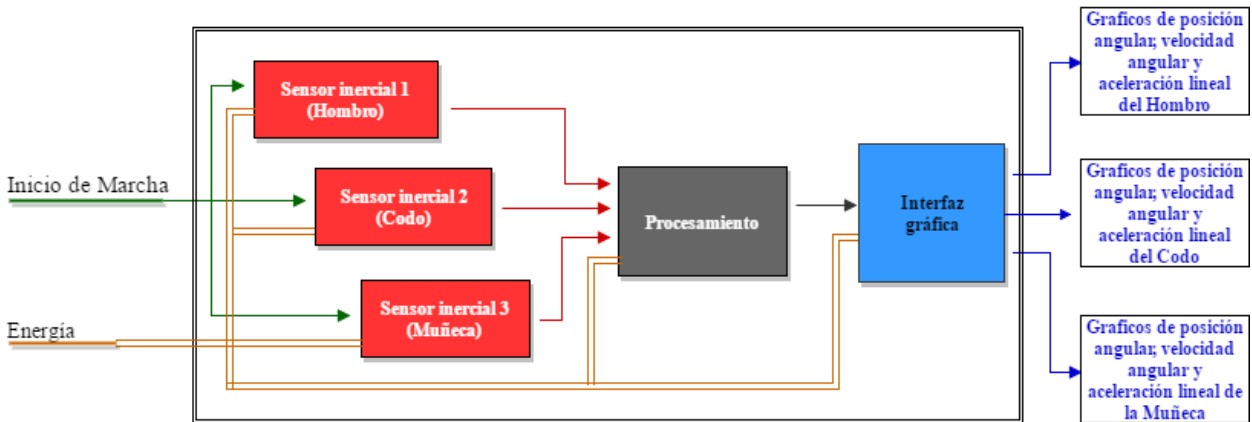


Figura 2.3. Funcionalidad detallada del dispositivo. Interacción de funciones secundarias con entradas y salidas.

2.4 Segunda etapa: Propuestas conceptuales.

La segunda etapa tuvo como finalidad determinar la **solución óptima** para el proyecto, por lo que se propusieron diversas soluciones conceptuales que cubrieran los requerimientos y especificaciones definidos. Después se evaluaron mediante tablas de decisión y se conservaron las que ofrecieron mayor potencial para, finalmente, ser probadas mediante prototipos rápidos.

2.4.1 Propuesta y evaluación de soluciones conceptuales.

Con base en las funciones primaria y secundarias, se realizó la propuesta de soluciones conceptuales, las cuales, mediante una evaluación rápida, permitieron definir los *componentes de funcionamiento*.

Soluciones conceptuales para la función primaria.

La función primaria implica el método o técnica a emplear para el monitoreo de la marcha. Como se definió en la primera etapa, se optó por la utilización de sensores inerciales para el diseño del dispositivo, ya que, según el propósito del proyecto, representaron la mejor opción para monitorear la marcha en términos de posición, velocidad y aceleración por su fiabilidad, precisión y bajo costo.

Por otra parte, se propuso la utilización de una computadora para la programación y utilización de la interfaz gráfica solicitada para visualizar los datos adquiridos, ya que esto brinda un enorme potencial de procesamiento, flexibilidad de diseño y portabilidad (Fig. 2.4).

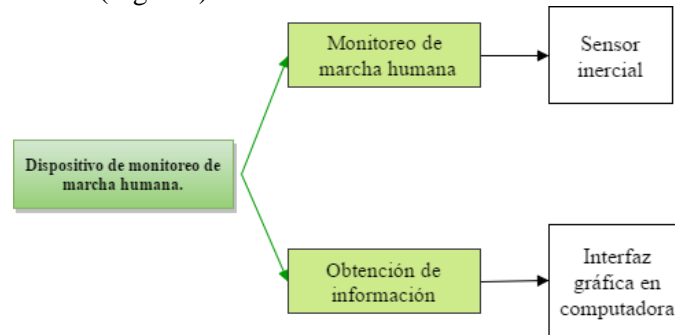


Figura 2.4. Soluciones conceptuales para la función primaria.

Soluciones conceptuales para las funciones secundarias.

1. Monitoreo.

Esta función se centró en el monitoreo de la cinemática del miembro superior. En la *formulación del problema*, apartado 2.3.2, se definió la utilización de sensores inerciales (acelerómetros) como método de estudio. Como se estudió en el capítulo uno, apartado 1.1.4, los sensores inerciales prácticamente se diferencian por la tecnología que utilizan como transductor, por lo que en esta etapa se decidió qué tipo de transductor utilizar (Fig. 2.5) y, a partir de esto, se definió el circuito integrado del sensor.

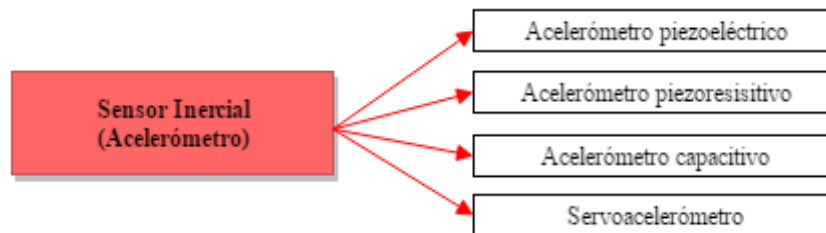


Figura 2.5. Propuestas de tipos de transductor para el sensor inercial.

Para la determinación de la *tecnología* de transductor, se empleó la matriz de decisión de la tabla 2.1, la cual permitió realizar la evaluación correspondiente de acuerdo a los requerimientos y especificaciones del proyecto.

Tabla 2.1. Evaluación de sensores inerciales; ponderación de 0 a 2.

	Piezoeléctrico.	Piezoresistivo.	Capacitivo.	Servo-acelerómetro.
Sensibilidad	2	1.5	2	1.5
Precisión	1.5	1.5	1.5	2
Linealidad	0.5	1.5	1.5	2
Resolución	1.5	1.5	1.5	2
Tamaño	0	2	2	0.5
Ligereza	1	2	2	0.5
Costo	1	1.5	2	0
Total	7.5	11.5	12.5	8.5

La mejor elección residió en la utilización de sensores inerciales con tecnología capacitiva, ya que, al ofrecer datos con excelente repetitividad, precisión y sensibilidad, se cumplió de forma directa el requerimiento de *calidad de información*. Por otra parte, dado que se requería monitorear posición y velocidad angular, fue necesario utilizar acelerómetros capacitivos con giroscopio.

Ahora, para especificar el *circuito integrado* del acelerómetro, se centró especial atención en la configuración de comunicación requerida para el dispositivo (Fig. 2.3). En este diagrama se pudo identificar la necesidad de una interconexión de varios sensores con una sola unidad de procesamiento y un monitoreo continuo de las articulaciones, lo cual implica el envío constante y simultáneo de datos por parte de los tres acelerómetros. Por ello, se optó por la utilización del protocolo de comunicación I²C, el cual, cabe mencionar, fue diseñado específicamente para esto, permitir la interconexión simultánea de varios dispositivos entre sí con una velocidad de transmisión estándar de entre **100 y 400 Kbps**.

Con esta nueva necesidad establecida, se optó por utilizar el acelerómetro ADXL345, el cual, además de poseer la interfaz de comunicación requerida (I²C), ofrece una arquitectura con el giroscopio ITG3200 incluido (Fig. 2.6). También tiene la interfaz SPI, que, aunque ofrece la misma posibilidad de interconexión de varios dispositivos, resulta poco práctica para nuestro diseño, ya que implica una mayor cantidad de líneas de transmisión, afectando directamente el requerimiento del uso mínimo de cables.



Figura 2.6. Acelerómetro ADXL345 con giroscopio ITG3200 incluido.

De esta forma, se cumplió con los requerimientos de ajuste en articulaciones, ligereza y portabilidad, ya que, cuentan con tecnología MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems), la cual, como se estudió en el capítulo uno, consiste en la integración de subsistemas mecánicos miniaturizados a la escala de un circuito integrado. Otras ventajas fueron su bajo costo y fácil programación, cuyas principales desventajas residieron en la necesidad de sujeción sólida, su fragilidad y el hecho de que el individuo debía ir cableado.

Este sensor, también conocido como IMU (Inertial Measurement Unit), está implementado con un sistema de 6 ejes, tres ejes correspondientes al acelerómetro y otros tres al giroscopio, lo cual ofrece una orientación completa en el espacio. Posee un rango de medición seleccionable de +/- 2, 4, 8 y 16 g, además de un formato de salida de 13 bits, con una resolución de 3.9 mg/LSB, lo cual permite detectar cambios de hasta 1°, aunque la sensibilidad es ajustable a partir del establecimiento mínimo de aceleración detectable en cada eje. Incluye modalidades de bajo consumo de energía, dependientes de la tasa de salida de datos, la cual varía de 0.1 a 3200 kHz.

Como se mencionó, el dispositivo está destinado a monitorear la cinemática del miembro superior de la marcha en adultos mayores, por lo que resultó útil adquirir la frecuencia aproximada de oscilación del miembro superior, y con ello, estimar si los sensores inerciales propuestos son capaces de monitorear dicha frecuencia. Este análisis se realizó a partir de la investigación de los siguientes datos en adultos mayores de 60 años con capacidad de marcha autónoma, en población latinoamericana [22]:

1. Velocidad de marcha = 1 m/s.
2. Longitud de zancada (un ciclo de marcha) = 1.1 m.

Se sabe que la cadencia, correspondiente al número de pasos por intervalo de tiempo, está determinada por la fórmula 1.13 definida en el capítulo uno:

$$Cadencia \left(\frac{\text{pasos}}{\text{min}} \right) = \left(\frac{\text{velocidad (m/s)}}{\text{longitud de zancada (m)}} \right) * (120)$$

Con lo anterior fue posible determinar una cadencia aproximada de 109 pasos/minuto (1.8 pasos/segundo), ya que, aparentemente, a la edad de 60 años, aún se mantiene una marcha saludable y con excelente ritmo. Puesto que en cada zancada se ve involucrada la oscilación del miembro superior, se tomó la frecuencia de pasos (cadencia) igual a la frecuencia de oscilación del miembro superior, coincidiendo la flexión del brazo con el primer paso y la extensión del brazo con el segundo paso para completar la zancada del individuo. De esta forma, se estima que la oscilación completa del brazo, flexión y extensión, tarda 1.1 segundos en completarse.

Como se mencionó, los acelerómetros elegidos ofrecen una tasa de salida de datos de entre 0.1 a 3200 kHz, reduciéndose a 800 Hz con el protocolo de comunicación I²C, según la hoja de especificaciones del sensor, sin embargo, ésta sigue siendo bastante aceptable si se considera la frecuencia de oscilación obtenida en adultos mayores.

Otros aspectos que influyeron en la frecuencia de monitoreo final del dispositivo son el procesamiento tanto en el microcontrolador como en la computadora, la comunicación vía Bluetooth entre el dispositivo y esta última, y el hecho de monitorear tres magnitudes físicas diferentes con cada sensor (posición, velocidad y aceleración), ya que, al considerar las tres articulaciones, se genera un total de nueve datos a procesar en cada muestreo, lo cual disminuye la tasa de datos final para cada parámetro.

2. Procesamiento.

La función de procesamiento implicó adquirir e interpretar los datos monitoreados por los acelerómetros y los giroscopios, por lo cual se definió la necesidad de un procesador para realizar estas tareas. Se planteó la utilización de un microcontrolador, ya que, además de las múltiples funciones programables, ofrece la ventaja de tamaño y costo. Entonces, se propusieron tres microcontroladores que contaran con una frecuencia de operación en un rango de hasta 25 MHz, además de poseer la interfaz I²C necesaria para la comunicación y suficientes entradas para conectar las IMUS (Fig. 2.7).

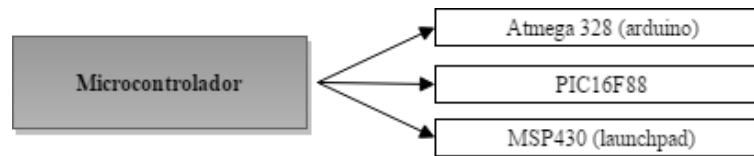


Figura 2.7. Propuestas de microcontrolador.

Para estas propuestas, también se consideró la accesibilidad en cuanto a costo, disponibilidad y experiencia previa de programación. Para elegir la mejor opción, se realizó la evaluación según la matriz de decisión de la tabla 2.2, enfocándose tanto en los requerimientos del proyecto como en otras características que facilitarían la programación.

Tabla 2.2. Evaluación de microcontroladores; ponderación de 0 a 2.

	Atmega 328	PIC16F88	MSP430
Portabilidad	0	2	2
Consumo de energía en vacío	2	1	1
Facilidad de programación	2	1	1.5
Flexibilidad de diseño	0.5	2	1.5
Documentación disponible	2	1.5	1
Experiencia previa	2	1.5	1
Costo	1	2	2
Total	9.5	13	12

El microcontrolador Atmega 328 además de brindar poca flexibilidad en la programación y configuración de sus funciones, el hecho de contar con la placa de desarrollo Arduino pre-armada imposibilita poder trabajar sólo con el chip, lo cual afecta directamente los requerimientos de portabilidad y consumo de energía (consumo del chip principal, chips de control del USB y el regulador).

Por otra parte, el microcontrolador MSP430, a pesar de representar una excelente opción, la experiencia previa de programación jugó un papel importante para inclinarse por el microcontrolador PIC, además de que éste último cuenta con mayor documentación y librerías disponibles por ser uno de los primeros microcontroladores que salieron al mercado.

Entonces, se optó por la utilización del PIC16F887. Éste posee una arquitectura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*), es decir, cuenta sólo con 35 instrucciones simples, lo cual definitivamente simplifica la programación del mismo. Asimismo, ofrece la flexibilidad de configurar la velocidad de oscilación de 0 a 20 MHz con la utilización de un cristal de cuarzo externo, lo cual brinda mayor precisión y estabilidad. Se trata de un microcontrolador rápido al tardar aproximadamente cuatro ciclos de reloj en ejecutar cada instrucción.

Además, es el microcontrolador de la familia 16F88 con mayor memoria ROM, siendo ésta de 8K con tecnología Flash. Asimismo, posee una memoria EEPROM de 256 bytes y 368 bytes de memoria RAM, además de soportar las comunicaciones RS232, RS485, SPI e I²C. Otras características importantes: posee 35 pines I/O y un oscilador interno de alta precisión de 31 kHz a 8 MHz.

La información procesada en el microcontrolador debe ser enviada a la computadora para ser organizada y mostrada en la interfaz gráfica, para lo cual también fue necesario un pequeño procesamiento. Para el desarrollo de dicha interfaz se propusieron dos plataformas de diseño (Fig. 2.8).

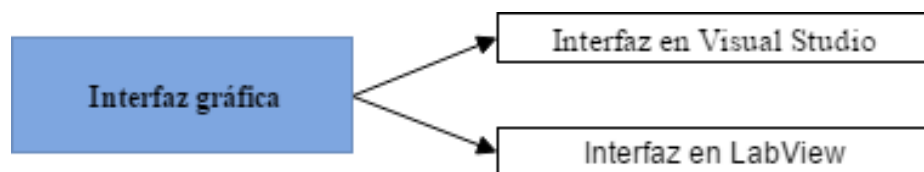


Figura 2.8. Propuestas de plataformas para la interfaz gráfica.

La propuesta de estas dos plataformas se realizó con base en la consideración de accesibilidad y experiencia previa de diseño. Para elegir la mejor opción, se realizó la evaluación según la matriz de decisión de la tabla 2.3.

Tabla 2.3. Evaluación de plataformas de diseño; ponderación de 0 a 2.

	LabVIEW	Visual Studio
Facilidad de programación	2	1
Flexibilidad de diseño	2	1.5
Documentación disponible	2	2
Visualización de gráficos	2	1.5
Apariencia profesional	2	2
Experiencia previa	1.5	1
Total	11.5	9

Aunque prácticamente ambas plataformas resultaban útiles, se optó por utilizar LabVIEW, ya que, además de ser una plataforma especialmente diseñada para el desarrollo de aplicaciones de adquisición de datos, ofrece características de instrumentación y control. Asimismo, LabVIEW brinda una interfaz de usuario de panel frontal meramente interactivo, lo que Visual Studio no, permitiendo un diseño más rápido y organizado.

La principal diferencia entre ambas plataformas reside en la forma de programación, ya que Visual Studio soporta lenguajes de programación basados en líneas secuenciales de código (C#, Visual Studio, Visual C++, etc.), por lo que se necesita cierta experiencia y conocimiento de sintaxis de algún lenguaje de programación, mientras que LabVIEW, posee una programación meramente gráfica (lenguaje G), utilizando un modelo de flujo de datos en lugar de líneas secuenciales de texto, característica que permite un diseño puramente visual e interactivo, lo cual simplifica el tiempo de desarrollo y el requerimiento de cumplir con una interfaz de fácil utilización.

Además, LabVIEW está diseñado para incorporarse con otros softwares, ya sean métodos alternativos de desarrollo o plataformas de fuente abierta, por lo que la comunicación vía Bluetooth con el microcontrolador no implicó ningún problema. Otra característica importante de LabVIEW es el ofrecimiento de un perfil profesional en el desarrollo de proyectos, lo cual lo vuelve uno de los softwares de diseño más utilizado en el sector profesional a nivel ingeniería y científico.

Asimismo, LabVIEW ofrece una enorme flexibilidad tanto para mostrar los datos procesados en tiempo real mediante gráficos, como para guardar la información generada en cualquier procesador de textos, en el caso del proyecto en una hoja de cálculo, por lo que la inclinación por LabVIEW resultó evidente. Aunque Visual Studio posee características similares, la falta de experiencia implicó un factor determinante.

3. Comunicación.

La *tercera función secundaria* se enfocó en la interacción entre componentes y el tipo de transmisión de información necesaria entre cada uno de ellos. Se atendieron tres interacciones, siendo la primera de tipo mecánico y la segunda y tercera de tipo electrónico (Fig. 2.9).

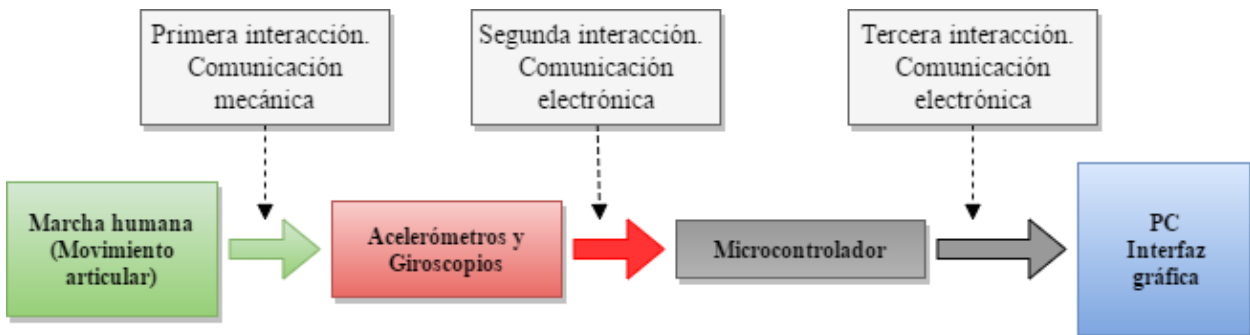


Figura 2.9. Interacciones entre componentes.

La transmisión del movimiento de las articulaciones a los acelerómetros implicó la primera interacción. Después, la transferencia de estos datos monitoreados al microcontrolador representó la segunda interacción. Finalmente, la tercera interacción fue el envío de los datos procesados en el microcontrolador a la computadora para ser mostrados en la interfaz gráfica correspondiente.

- *Primera interacción: Comunicación mecánica.*

El primer tipo de transmisión de información implicó la fijación de los acelerómetros a las articulaciones de interés, por lo que, atendiendo los requerimientos y especificaciones, el sistema de sujeción debía ser tal que no influyera con la marcha del individuo y de fácil colocación. Para esto, se propuso un sistema de sujeción con base en resortes y velcro (Fig. 2.10), ya que, con esto, además de cumplir con los requerimientos definidos y brindar flexibilidad de ajuste para diferentes tallas, permitió ubicar los acelerómetros por encima de la ropa.

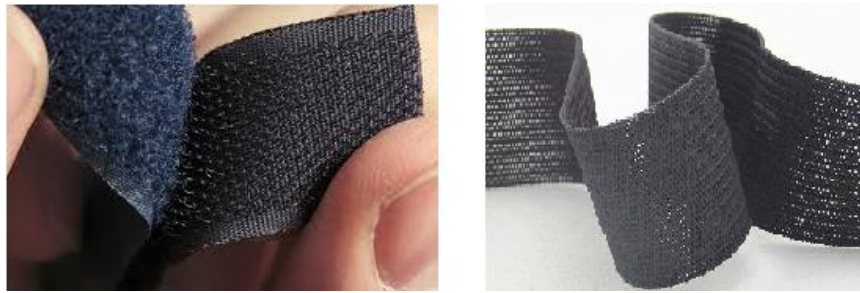


Figura 2.10. Resorte y velcro.

- Segunda interacción: Comunicación electrónica.

Esta interacción quedó definida anteriormente cuando se determinó el encapsulado del acelerómetro, por lo que el protocolo de comunicación a utilizado fue I²C, el cual permitió la interconexión y comunicación simultanea entre los sensores inerciales (acelerómetros y giroscopios) y el microcontrolador (Fig. 2.11).

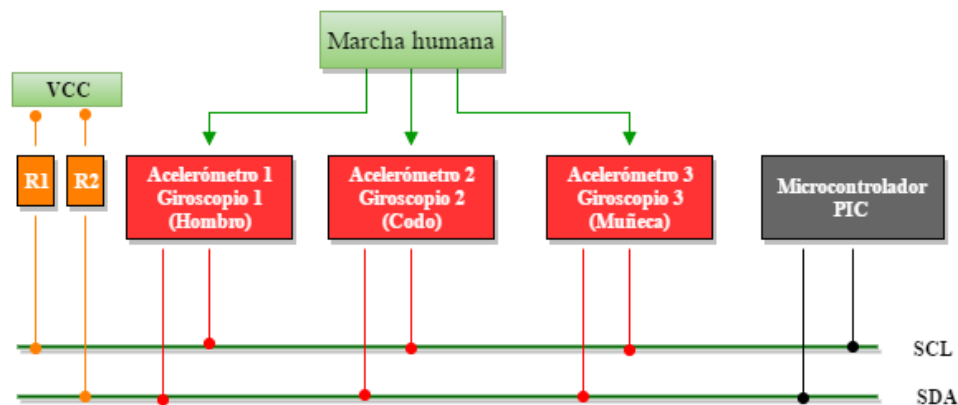


Figura 2.11. Comunicación I²C entre sensores inerciales y microcontrolador.

Como se mencionó, la desventaja de la utilización de estos acelerómetros reside en que el individuo debe ir cableado, sin embargo, con la comunicación alámbrica es posible alcanzar excelente velocidad y estabilidad. Como se observa en la figura 2.11, además de los cables de alimentación y masa, es necesaria la utilización de dos cables por cada sensor (SDA y SCL), los cuales deben estar ocultos a la vista del usuario e ir trenzados para evitar posibles afectaciones de ruido eléctrico.

- Tercera interacción: Comunicación electrónica.

Para la tercera interacción, se puso especial atención en el hecho de que la comunicación debía ser entre un equipo ambulatorio de monitoreo (dispositivo del proyecto) y un equipo fijo de recepción (computadora), lo cual volvió necesario un protocolo de comunicación inalámbrico. Por tal razón, se propuso la utilización de la tecnología Bluetooth, la cual representa una de las comunicaciones mediante radiofrecuencia más utilizadas en dispositivos inalámbricos, esto por su gran eficiencia, bajo costo y su enorme flexibilidad al presentar un estándar abierto de comunicación que permite la conectividad con todo tipo de dispositivos de cualquier fabricante, lo cual brindó al proyecto la posibilidad de utilizar el dispositivo con cualquier laptop, tablet o teléfono celular que posea una aplicación compatible.

Entonces, se optó por la utilización de un módulo Bluetooth HC-05 (Fig. 2.12), el cual además de atender requerimientos de tamaño, ligereza y estabilidad de comunicación, el bajo consumo de energía (3.3 V) resultó conveniente para el presente proyecto. Adicionalmente, la velocidad de transmisión, expresada en baudios (símbolos por segundo), es modificable, lo cual fue de mucha utilidad para mejorar la eficiencia de la comunicación. Las velocidades admisibles por dicho módulo son de 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600 y 115200 baudios.

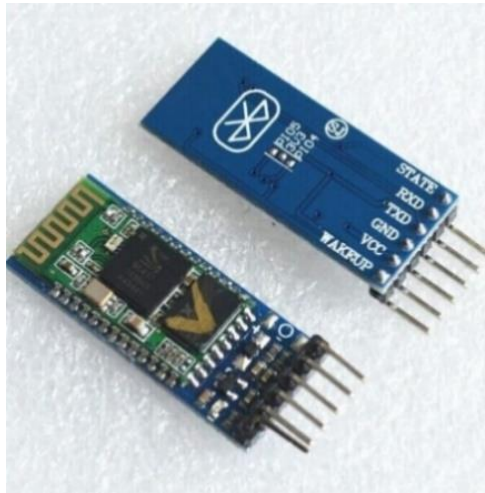


Figura 2.12. Módulo Bluetooth HC-05.

La distancia de comunicación de este dispositivo es de hasta 15 metros. Otra característica importante de este módulo, es su funcionamiento como maestro y como esclavo, lo cual resultó útil en la eficiencia de la comunicación, es decir, al poder fungir como esclavo, fue posible controlar el envío de datos nuevos (mediante un mensaje de solicitud) para ser transmitidos sólo cuando la computadora terminaba de procesar los datos anteriores, con lo cual se evitó que el microcontrolador enviara datos cuando la computadora aún no pudiera recibirlos.

Como se observa en la figura 2.9, el módulo elegido posee los pins TxD y RxD, los cuales se utilizaron para la comunicación RS-232 entre el microcontrolador y el módulo Bluetooth, aunque también se emplearon para su configuración mediante comandos AT.

4. Alimentación.

Para esta etapa, se consideró la potencia de funcionamiento a la que trabajan los diferentes componentes, con lo cual fue posible diseñar la etapa de suministro de energía adecuada que permitiera el correcto funcionamiento del sistema y así, evitara posibles daños en los componentes. Ésta se basó en una batería y una etapa de regulación de voltaje, además de incluir las señales requeridas de carga completa y descarga, para lo cual se optó por utilizar leds de diferente color.

La etapa *monitoreo* involucra al acelerómetro ADXL245 y al giroscopio ITG3200, los cuales aceptan un voltaje de operación de entre 2.7 y 3.6 volts. El acelerómetro tiene un bajo consumo de corriente, siendo éste de 23 μ A en modalidad de medición y 0.1 μ A en modo de espera a 2.5 V, mientras que el giroscopio 6.5 mA en funcionamiento y 5 μ A en modo espera.

La etapa de adquisición y procesamiento involucra al microcontrolador PIC16F887 y al módulo Bluetooth HC-05. El microcontrolador acepta un voltaje de 2 a 5.5 volts, con 50 η A en modo de espera, alcanzando 11 μ A (a 32 kHz) o 220 μ A (a 4 MHz) en modo de funcionamiento, todo esto con el mínimo voltaje admisible (2 V). Finalmente, el módulo Bluetooth HC-05 admite un rango de voltaje de 3.3 a 6 V, con una corriente de operación de 40 mA y 1 mA en modo de espera.

2.4.2 Diseño conceptual.

Con base en los resultados arrojados por las evaluaciones anteriores, se generó el diseño conceptual con componentes de funcionamiento. De esta forma, la figura 2.13 muestra una descripción detallada del funcionamiento global del proyecto, a partir de la interacción de las funciones secundarias y los componentes elegidos para cada una de ellas.

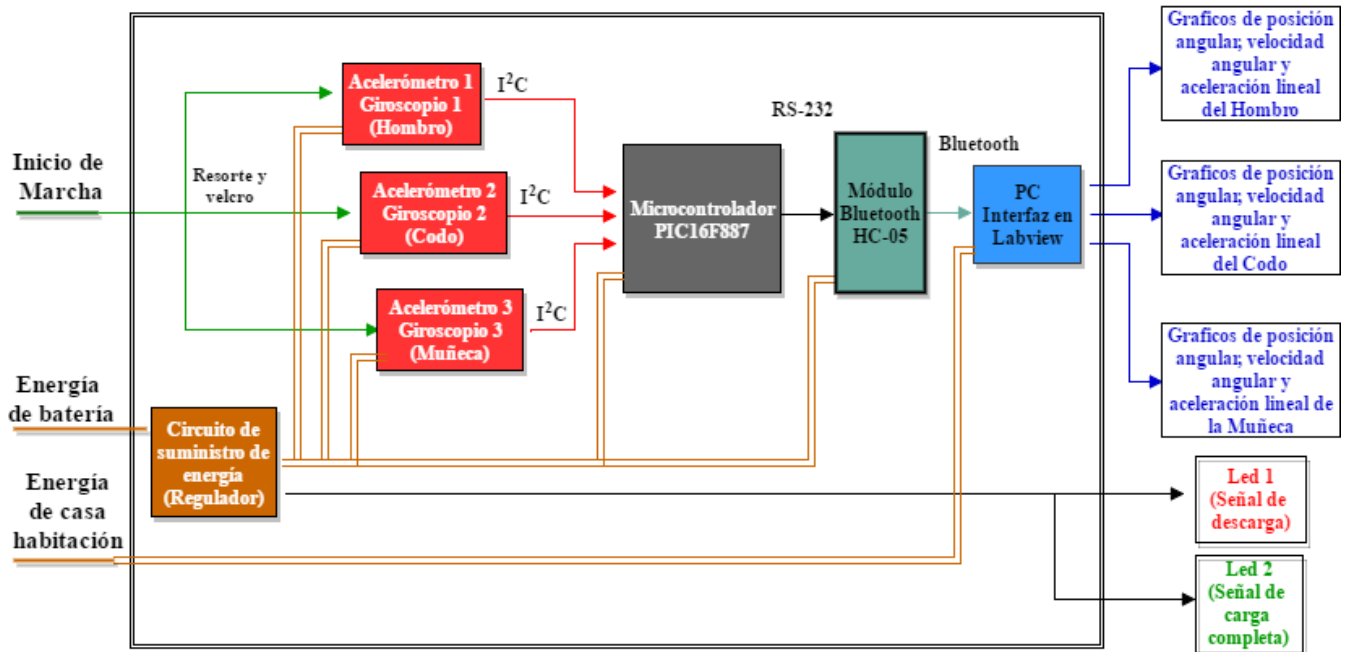


Figura 2.13. Diseño conceptual con entradas, salidas y componentes de funcionamiento.

2.4.3 Prueba de conceptos.

Definido el funcionamiento conceptual (Fig. 2.13), se desarrollan **prototipos rápidos**, enfocados a las *soluciones conceptuales elegidas*, para realizar pruebas con el fin de verificar aspectos como calidad y efectividad.

Fijación de acelerómetros.

El sistema de fijación de los acelerómetros, como se propuso, se efectuó con la utilización de resortes y velcro, por lo que se fabricó un soporte para cada articulación de interés. Cada soporte cuenta con velcro para poder ajustarse a la talla del individuo, así como resorte para poder ajustarse al incremento de tamaño que sufren los músculos con algunos movimientos (Fig. 2.14).



Figura 2.14. Soporte de acelerómetros para el miembro superior.

Realizando pruebas de funcionamiento, se comprobó que estos no intervienen en la marcha humana al ofrecer flexibilidad y buena fijación a las articulaciones, lo cual resulta fundamental para el correcto monitoreo de datos. Se observa que, los resortes entran en juego justo en los movimientos del brazo que implican un incremento de tamaño de los músculos, lo cual contribuye con la comodidad del usuario. En la figura 2.15 se maximiza esta característica, probándose la efectividad de los soportes. Además, con esta alternativa, es posible colocar los acelerómetros por encima de la ropa.



Figura 2.15. El resorte incluido se estira cuando el músculo cambia su tamaño.

Adquisición de datos (I²C).

Para la adquisición de datos, se desarrolló la correspondiente programación del microcontrolador PIC, la cual involucró la configuración del protocolo establecido I²C para la recepción de datos. La programación se realizó en el software PIC C Compiler, el cual utiliza la sintaxis de programación C. Dicho software permitió la compilación del programa, mostrando el porcentaje de memoria ROM y RAM utilizada.

A grandes rasgos, el protocolo de comunicación I²C se inicia con la condición de *START* (SDA pasa a estado bajo mientras SCL está en alto) y termina con la condición de *STOP* (SDA pasa a estado alto mientras está SCL en alto). El maestro envía la dirección del esclavo con el que se quiere comunicar, después la dirección del registro del cual se desea leer o escribir información y finalmente, los datos de información, todo esto en palabras de 8 bits. La librería *i2c* permitió realizar lo mencionado anteriormente con gran facilidad.

En la figura 2.16 se muestra la configuración programada para el protocolo de comunicación I²C, en el cual el microcontrolador funge como único maestro y los sensores como esclavos. La librería *i2c* permitió tanto la configuración de los parámetros del protocolo (función del dispositivo, velocidad, pins destinados al bus, etc.), como la utilización de funciones específicas que facilitaron establecer la comunicación.

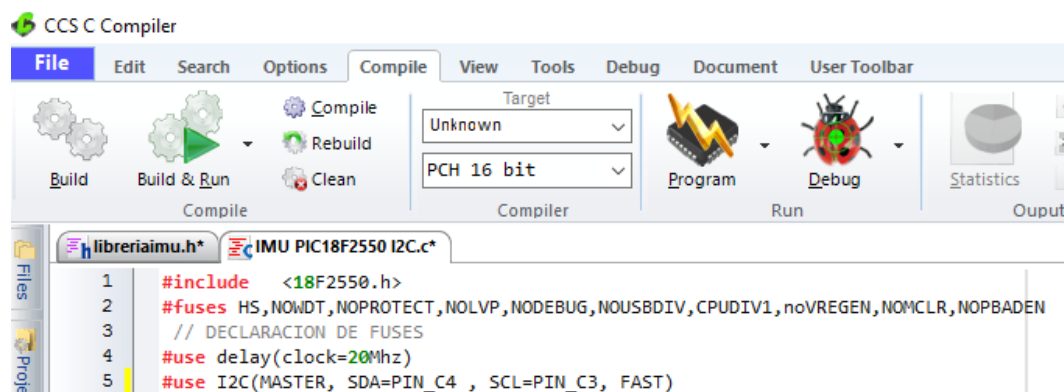


Figura 2.16. Configuración del protocolo de comunicación I²C en PIC C Compiler.

En la figura 2.17 se muestra la utilización de las instrucciones proporcionadas por la librería *i2c* para la lectura de datos, y en la figura 2.18 para la escritura de datos.

```

int acc_readgiro1(unsigned int8 address)
{
    int data;
    i2c_start();           //Se genera la condición de START
    i2c_write(0XD0);       //Se envía la dirección del dispositivo en modo escritura
    i2c_write(address);   //Se envía la dirección del registro
    i2c_start();           //Nueva condición de START para cambiar a modo lectura
    i2c_write(0XD1);       //Misma dirección del dispositivo para en modo lectura
    data = i2c_read(0);    //Lectura del dato
    i2c_stop();            //Condición de stop, fin de comunicación
    return data;
}

```

Figura 2.17. Instrucciones para la lectura de datos.

```

void acc_writegiro1(unsigned int8 address, unsigned int8 data)
{
    i2c_start();           //Se genera la condición de START
    i2c_write(0XD0);       //Se envía la dirección del dispositivo en modo escritura
                          //(direcc + modo escritura 0x1D<<1)
    i2c_write(address);   //Se envía la dirección del registro
    i2c_write(data);      //Escritura de dato
    i2c_stop();            //Condición de STOP, fin de comunicación
}

```

Figura 2.18. Instrucciones para la escritura de datos.

Con esta configuración, se consigue una comunicación I²C exitosa entre el sensor inercial elegido y el microcontrolador PIC. Por tal razón, se procede con la comunicación entre el microcontrolador y la computadora.

Envío de datos a la computadora.

De igual forma, se programa la comunicación RS-232 entre el módulo Bluetooth HC-05 y el microcontrolador PIC; esto se muestra en la figura 2.19. También se configuró el módulo Bluetooth mediante comandos AT, con el cual fue posible enviar los datos a la computadora, la cual utiliza el puerto serial para establecer la conexión.

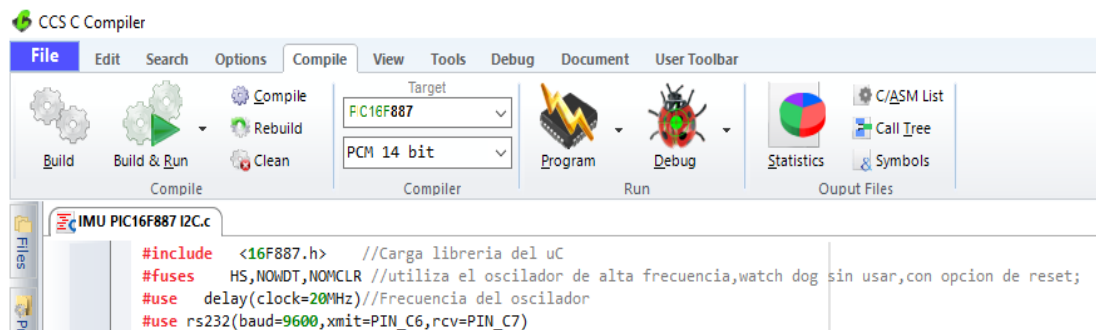


Figura 2.19. Configuración del protocolo de comunicación Bluetooth en PIC C Compiler.

Es importante señalar que las configuraciones anteriores, se realizaron con un sólo sensor y en una protoboard, con la única finalidad de probar el correcto funcionamiento tanto de los protocolos de comunicación I²C y RS-232, como del módulo Bluetooth HC-05 (Fig. 2.20).

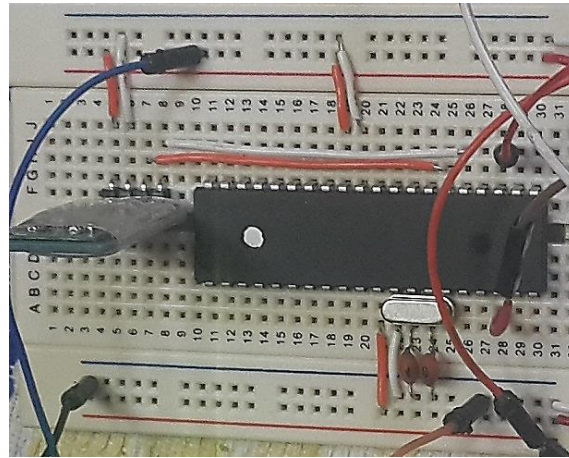


Figura 2.20. Pruebas desarrolladas en protoboard.

Para la comprobación de la comunicación, se utilizó el software Tiny PIC Bootloader, el cual, además de ser un programador para microcontroladores PIC, permite la lectura de los datos recibidos y envío de información mediante el puerto serial de la computadora. La comunicación funcionó correctamente, recibiendo un flujo de datos con excelente velocidad y precisión (Fig. 2.21).

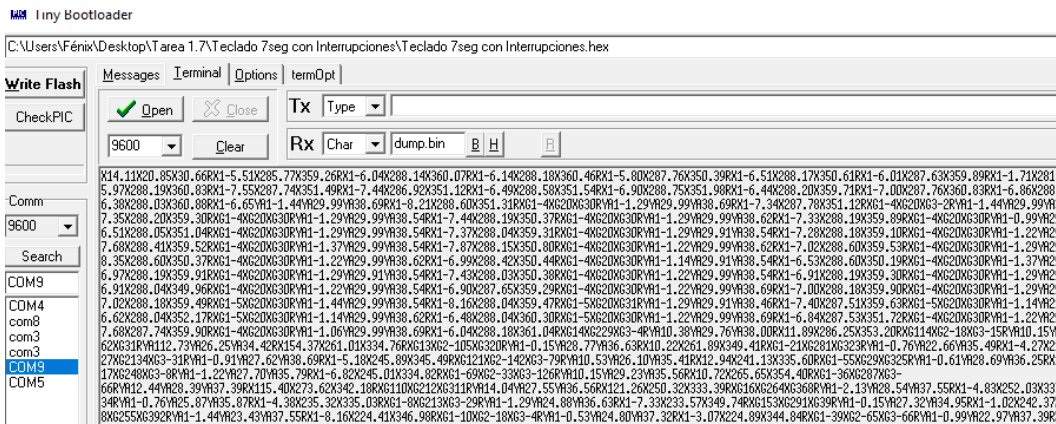


Figura 2.21. Recepción exitosa de datos en la computadora.

Procesamiento de información.

En las figuras 2.22 y 2.23 se muestra el procesamiento realizado para la obtención de la velocidad angular y la aceleración lineal del eje X respectivamente, utilizando el mismo procedimiento para los ejes restantes, Y y Z. La IMU entrega valores en bruto que deben ser procesados utilizando ciertas constantes ofrecidas por la hoja de especificaciones del dispositivo. El giroscopio entrega valores LSB/(°/s), por lo que se realizó la conversión a grados/segundos. Por otra parte, el acelerómetro entrega valores en G's, por lo que, de igual forma, se realizó la conversión a m/s².

```
float gyrox1(void) //Velocidad angular en X
{
    // lee los valores de alto y bajo del eje x en binario
    XH=acc_readgiro1(ITG_GYRO_XOUT_H);
    XL=acc_readgiro1(ITG_GYRO_XOUT_L);
    X=XH<<8;
    X=X|XL;
    X=(X)/(14.375);
    printf("GX1=%ld", X);
    return(X);
}
```

Figura 2.22. Procesamiento para la velocidad angular.

```

float acelx1c(void) //Aceleración lineal en X
{
    X_H_A=acc_readacell(ADXL345_DATAX1);
    X_L_A=acc_readacell(ADXL345_DATAX0);
    XA=X_H_A<<8;
    XA=XA|X_L_A;
    XA1=((XA)*(.0078))*9.78;
    printf("XA1=%f", XA1);
    return(XA1);
}

```

Figura 2.23. Procesamiento para la aceleración lineal.

Es importante recordar que una IMU sólo es capaz de medir la velocidad y la aceleración por sí sola, por lo que, para obtener la posición angular, fue necesario realizar algunos cálculos. Para lograr esto, se tomó como referencia el eje Z, el cual obtiene directamente la aceleración de gravedad de la Tierra; si el acelerómetro sufre una inclinación, la aceleración de gravedad es proyectada por los otros ejes. Entonces, tomando el valor de 9.78 (m*s⁻²) como aceleración de gravedad, y con los cálculos de las aceleraciones de cada eje, por trigonometría fue posible calcular el ángulo de inclinación de la IMU con las fórmulas 2.1 y 2.2 [23]:

$$\text{Ángulo X} = \tan^{-1}\left(\frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}}\right) \quad (2.1)$$

$$\text{Ángulo Y} = \tan^{-1}\left(\frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}}\right) \quad (2.2)$$

Esto último se implementó en el programa principal (Fig. 2.24). Es importante señalar que, al tomar como referencia el eje Z, resulta imposible calcular el ángulo de inclinación de este eje, por lo que para su obtención es necesario que la IMU incluya un magnetómetro, el cual es una especie de brújula digital.

```

float AngAcel1(float XA1,float YA1,float ZA1,float X,float Y,float Z) //Posiciones angulares en X y Y
{
    // XA1, YA1, ZA1 --> Aceleraciones lineales de cada eje

    //Fórmula para calcular el ángulo en X por acelerómetros en Y y Z
    AnguloX_ acel = atan((float)YA1/sqrt (pow((float)XA1,2)+pow((float)ZA1,2)))*(180/pi);
    printf("AngAX =%f", AnguloX_ acel);
    //Fórmula para calcular el ángulo en Y por acelerómetros en X y Z
    AnguloY_ acel = atan((float)XA1/sqrt (pow((float)YA1,2)+pow((float)ZA1,2)))*(180/pi);
    printf("AngAY =%f", AnguloY_ acel);
}

```

Figura 2.24. Procesamiento para posición angular de los ejes X y Y, utilizando como referencia el eje Z.

Existe otra forma para obtener la posición angular, y ésta parte de la velocidad angular obtenida por los giroscopios. Dado que la velocidad angular mide el número de grados por segundo, bastó con multiplicar esta magnitud por el tiempo para obtener los ángulos rotados. Entonces, si sabemos el ángulo inicial de la IMU, podemos ir sumando los grados marcados por el giroscopio cada cierto tiempo, con lo que se obtiene el nuevo ángulo a cada momento. Esto se obtuvo con la fórmula 2.3 [23]:

$$\text{Ángulo actual} = \text{Ángulo anterior} + \text{VelocidadAngular} * \Delta t \quad (2.3)$$

Se observa en la fórmula 2.3 que el ángulo obtenido en la iteración anterior se suma en la iteración actual, con lo que se va actualizando el valor del ángulo cada delta de tiempo. El Δt es el tiempo transcurrido entre cada iteración, es decir, el tiempo que transcurre cada que se llama esta fórmula. Esta forma de obtener la posición angular es equivalente a integrar la velocidad angular (Fig. 2.25).

```
//Calculo del angulo de inclinacion con el giroscopio en X
AnguloX_giro = XGG1 * 0.01 + AnguloX; //tiempo entre cada lectura de dato 1ms
printf("Angulo X giro =%f", AnguloX_giro);
//Calculo del angulo de inclinacion por el giroscopio en Y
AnguloY_giro = YGG1 * 0.01 + AnguloY; //tiempo entre cada lectura de dato 1ms
printf("Angulo Y giro =%f", AnguloY_giro);
```

Figura 2.25. Procesamiento para posición angular de los ejes X y Y, utilizando la velocidad angular obtenida con el giroscopio.

Un problema grave en el uso de las IMUS, reside en ofrecer lecturas con bastante ruido y errores de interpretación, con lo que la precisión se ve afectada considerablemente. Primeramente, el acelerómetro es sumamente propenso al ruido eléctrico, además de que al ser capaz de sensar cualquier aceleración que no sea la gravedad, al mover el acelerómetro en cualquier dirección sin inclinarla, la IMU interpretará esto como un cambio de rotación, es decir, las fórmulas 2.1 y 2.2 empleadas para calcular la posición angular a partir de la aceleración lineal, suponen que la IMU sólo sufrirá rotaciones y no desplazamientos acelerados [23].

Por otra parte, a pesar de que el giroscopio es muy preciso, presenta un error muy común en situaciones como ésta, en la que es necesario monitorear el tiempo de procesamiento para después, utilizarlo en cálculos dentro del mismo programa. Es importante resaltar que, este error, conocido como drift, es acumulable con el tiempo [23].

Por estos motivos, se utilizó el *Filtro Complementario*, el cual además de disminuir aceptablemente los problemas mencionados anteriormente, es de fácil implementación y bajo costo de procesamiento. Su nombre proviene de combinar dos filtros, el *filtro pasa altas* para el giroscopio, el cual permite pasar los valores por encima de un cierto límite, y el *filtro pasa bajas* para el acelerómetro, el cual sólo permite los valores por debajo del límite establecido. Esto se implementó de forma sencilla en la fórmula 2.4, a partir de darle cierto porcentaje de peso a cada medición obtenida [23].

$$\text{Ángulo} = 0.98 * (\text{Ángulo Giroscopio}) + 0.02 * (\text{Ángulo Acelerómetro}) \quad (2.4)$$

Dónde el “Ángulo Giroscopio” corresponde al ángulo calculado a partir del giroscopio y el “Ángulo Acelerómetro” corresponde al ángulo calculado a partir del acelerómetro. Su implementación se ilustra en la figura 2.26.

```
//Calculo del angulo de inclinacion por el giroscopio en X con el filtro complementario
AnguloX = 0.02 * AnguloX_giro + 0.98 * AnguloX_ace;
printf("Angulo X con filtro =%f", AnguloX);
//Calculo del angulo de inclinacion por el giroscopio en Y con el filtro complementario
AnguloY = 0.02 * AnguloY_giro + 0.98 * AnguloY_ace;
printf("Angulo Y con filtro =%f", AnguloY);
```

Figura 2.26. Aplicación del Filtro Complementario.

Aplicando el filtro complementario, se obtuvo mucha mayor precisión y estabilidad en los datos obtenidos, por lo que la implementación del filtro resultó exitosa. En la figura 2.27 se muestra la obtención de datos sin el filtro complementario y en la figura 2.28 se muestra la obtención de datos con el filtro. Dado que no es posible calcular la posición angular del eje Z a partir del acelerómetro, se descarta la implementación del filtro para este eje, concluyendo nuevamente con la necesidad de un magnetómetro para obtener la posición angular sobre este eje.

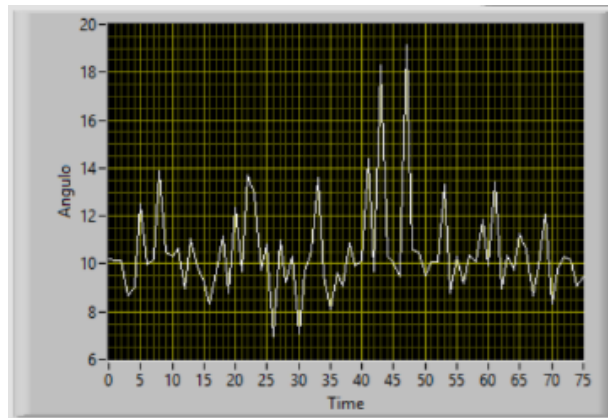


Figura 2.27. Obtención de datos sin Filtro Complementario.

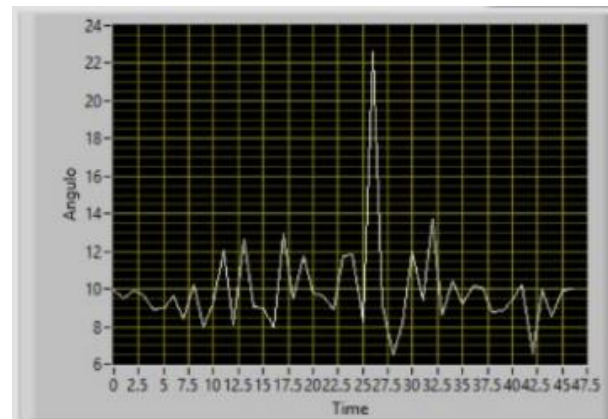


Figura 2.28 Obtención de datos con Filtro Complementario.

Finalmente, se implementó todo lo anterior (comunicación I²C, procesamiento y envío de datos vía Bluetooth) para los tres sensores inerciales, sin embargo, surgió el problema de no poder modificar la dirección que por default tienen los sensores, con lo que fue imposible diferenciar de un sensor a otro al establecer la comunicación I²C con el microcontrolador.

Para resolver esta situación, se utilizaron las otras salidas del microcontrolador como interfaz por software para I²C, ya que el microcontrolador PIC sólo cuenta con una interfaz por hardware. De esta forma, cada IMU tiene su propio bus de transmisión (SDA y SCL), y así, fue posible diferenciar cada sensor (Fig. 2.29). Con esto, se modifica la interconexión I²C que inicialmente se había planteado (Fig. 2.11), la cual sólo pretendía utilizar dos salidas del microcontrolador, sin embargo, gracias a esta característica de poder forzar otras salidas del microcontrolador como interfaz I²C y el hecho de tener las demás salidas libres, fue posible resolver exitosamente este inconveniente.

```

Compile      Compiler      RUN
libreriaimu.h*
1  #use i2c(MASTER,SDA=PIN_B0, FAST, SCL=PIN_B1,force_hw) // IMU #1
2  #use i2c(MASTER,SDA=PIN_B2, FAST, SCL=PIN_B3,force_sw) // IMU #2
3  #use i2c(MASTER,SDA=PIN_B4, FAST, SCL=PIN_B5,force_sw) // IMU #3
4

```

Figura 2.29. Pins con interfaz por software para I²C.

Interfaz gráfica.

Con la adquisición, procesamiento y envío de datos con éxito, se procedió a diseñar la interfaz gráfica correspondiente. La programación del PIC se realizó de tal forma que el envío de datos se regulara a partir de solicitudes recibidas desde la computadora, es decir, LabVIEW le indica al microcontrolador qué datos enviar. Con esto los datos son organizados y mostrados con mayor facilidad, además de que con este método se asegura que no se envíen datos basura o que se envíen datos nuevos cuando la computadora aún se encuentra procesando los datos anteriores. En la figura 2.30 se muestra el diseño visual de los controles e indicadores de la interfaz final.



Figura 2.30. Diseño visual de la interfaz final.

Descripción general de la interfaz.

La interfaz se divide en tres bloques: Configuración inicial, Panel de control e Indicadores. El primer bloque corresponde a la configuración previa de la interfaz para el desarrollo de la prueba, el segundo bloque permite el control de la interfaz y el tercer y último bloque, muestra el progreso de la prueba mediante indicadores. A continuación, se describe el funcionamiento general de la interfaz:

1. Antes de ejecutar el programa, se debe seleccionar el puerto serie con el cual realizar la comunicación mediante el control *VISA resource name*.
2. El indicador *error out* muestra el código de cualquier error que se presente durante la comunicación.
3. El indicador *Datos* muestra en tiempo real el valor de los datos adquiridos.
4. Para la visualización de la información, se implementaron gráficos que muestran los datos recibidos en tiempo real, los cuales aparecen justo cuando comienza la etapa de monitoreo.
5. El indicador *Estado* muestra la etapa actual en el que se encuentra la prueba.
6. Posee controles con etiquetas para facilitar la interacción con la interfaz.
7. El usuario puede elegir entre monitorear *Posición angular*, *Velocidad angular*, *Aceleración lineal* u obtener la *Cinemática completa*, la cual incluye las tres anteriores.
8. El control *Cadencia* permite calcular la cadencia del individuo, la cual se obtiene en pasos por minuto. Adicionalmente, la interfaz obtiene el número de zancadas realizadas y el tiempo de duración de la prueba en segundos.
9. El control *Volver* permite reiniciar la prueba.
10. El control *Detener* finaliza la ejecución del programa en cualquier momento.

Descripción de envío de datos a hoja de cálculo.

1. Esta interfaz está programada para guardar la información de dos ciclos de marcha, por lo que genera dos hojas de cálculo donde se guardan los datos de los ciclos mencionados.
2. En los apartados *Hoja de cálculo 1* y *Hoja de cálculo 2*, el usuario decide las rutas dónde desea guardar dichos archivos. Las hojas de cálculo deben guardarse en formato xls.
3. El usuario puede elegir qué ciclos guardar en las hojas de cálculo a partir del control *Ciclos iniciales*, el cual determina cuantos ciclos descarta el programa antes de guardar la información.
4. Los indicadores de *Ciclo 1* y *Ciclo 2* representan el envío de datos de cada ciclo en tiempo real, es decir, se encienden cuando se está realizando el envío de información correspondiente.
5. El indicador *%M* indica que el envío de datos de ambos ciclos de marcha junto con la creación de sus respectivos gráficos contra porcentaje de marcha se ha realizado de forma exitosa.
6. La interfaz genera los gráficos contra porcentaje de marcha de ambos ciclos.
7. El indicador *Condición* representa el inicio de cada ciclo de marcha.

Protocolo de recepción de datos en LabVIEW.

El protocolo de recepción de datos implementado en LabVIEW se muestra en la figura 2.31. Éste posee cuatro filtros para asegurar la correcta recepción de datos. Los datos son enviados en forma de cadena, separados por caracteres (etiquetas para cada dato). La cadena incluye un carácter inicial y un carácter final de verificación. Si alguno de los filtros falla, el programa descarta los datos recibidos y solicita nuevos datos.

El *primer filtro* consiste en solicitar los datos, es decir, el PIC enviará los datos hasta que LabVIEW le indique al microcontrolador que está listo para recibirlos, lo cual se realiza enviando un carácter; el PIC, al recibir este carácter, envía los datos correspondientes. El *segundo filtro* monitorea que se detecten bytes en el puerto, por lo que el programa espera hasta que los datos hayan llegado al puerto. El *tercer filtro* consiste en verificar el carácter inicial de la cadena para proceder a leer los demás datos. Una vez leído el carácter inicial, se procede a separar los datos, para así, llegar al *cuarto y último filtro*, el cual verifica el carácter final de la cadena, para así, asignar los datos a las variables correspondientes.

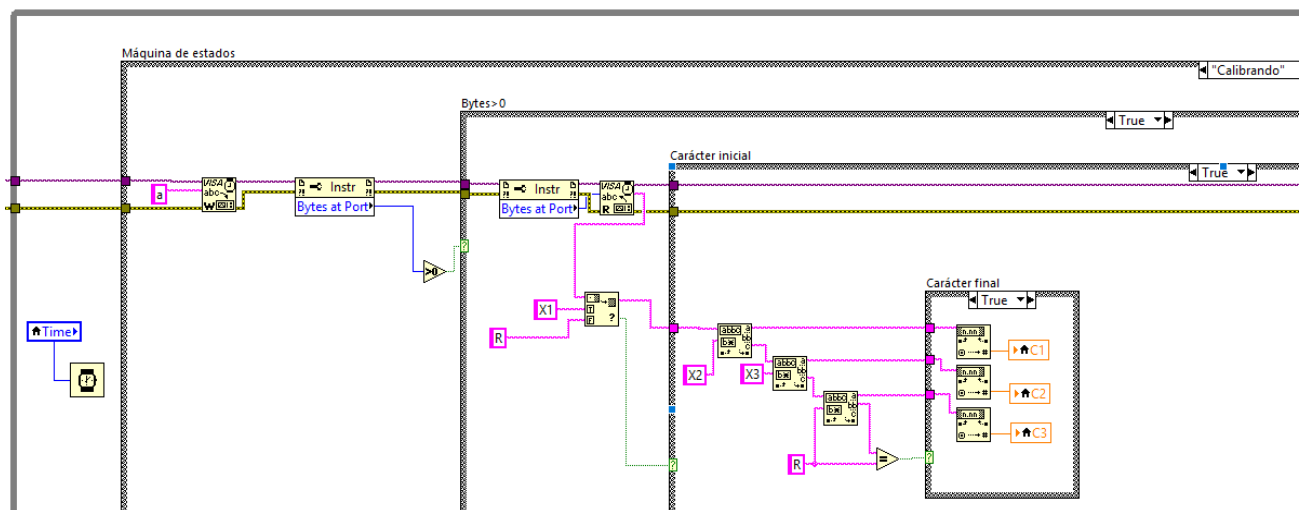


Figura 2.31. Protocolo de recepción de datos implementado en LabVIEW.

Como se mencionó en el apartado 2.4.1, la tasa final neta de datos (monitoreo final en LabVIEW) es inversamente proporcional a la cantidad de datos enviados por el microcontrolador PIC. Por ejemplo, al monitorear sólo la posición angular, sólo se solicita un dato por cada sensor, y considerando las tres articulaciones, se genera un total de tres datos a procesar, lo que disminuye el tiempo de procesamiento, y con ello, el tiempo entre cada solicitud de datos nuevos, por lo que se incrementa la tasa final de datos.

Por esta razón, la interfaz está diseñada para monitorear en forma parcial la marcha, ya sea la *Posición angular*, la *Velocidad angular* o la *Aceleración lineal* de las tres articulaciones, alcanzando una tasa de 10 datos por segundo para cada parámetro, o en forma integral, es decir, monitorear la *Cinemática completa* de la marcha, pero evidentemente con una menor tasa de datos, ya que al requerirse el monitoreo de los tres parámetros por articulación (posición, velocidad y aceleración), se genera un total de nueve datos a procesar en cada muestreo, con lo que se incrementa el tiempo de procesamiento y con ello, el tiempo entre cada solicitud de datos nuevos. Con esto, la tasa disminuye a 7 datos por segundo para cada parámetro.

Funcionamiento de la interfaz.

El funcionamiento global de la interfaz se divide en cuatro etapas:

1. Estado de espera (2.32).
2. Etapa de calibración (Fig. 2.33).
3. Etapa de monitoreo (Fig. 2.34 y fig. 2.35).
4. Etapa de obtención de gráficos contra porcentaje de marcha y envío de datos a hoja de cálculo (Fig. 2.36, fig. 2.37 y fig. 2.38).

La interfaz está desarrollada de tal forma que sea de fácil utilización para el usuario, siguiendo un único flujo de funcionamiento, es decir, la transición de una etapa a otra se realiza mediante la activación de botones específicos, los cuales sólo están disponibles cuando son requeridos, por ejemplo, en el *estado de espera* (Fig. 2.32), sólo se encuentra disponible el botón de calibrar y detener. Con esto, resulta imposible que el usuario presione un botón incorrecto o no utilice adecuadamente la interfaz. En esta etapa, surgen dos recordatorios:

1. Introducir las rutas para guardar las hojas de cálculo donde se enviarán los datos.
2. Seleccionar el número de ciclos iniciales a descartar.



Figura 2.32. Estado de espera.

La *etapa de calibración* (Fig. 2.33) consiste en colocar al individuo en la posición previa al comienzo de la prueba de marcha, es decir, de pie y en forma estática, con lo que se consigue calibrar a cero todos los sensores. Como se observa en la figura 2.33, al presionarse el botón Calibrar, el programa avanza a la etapa de calibración y aparecen los controles de la etapa de Monitoreo, los cuales permiten elegir el tipo de monitoreo requerido.



Figura 2.33. Etapa de calibración.

La *etapa de monitoreo* consiste en iniciar la prueba de marcha, con lo que el individuo comienza a caminar y el dispositivo recibe los datos para ser mostrados en tiempo real mediante gráficos. El usuario decide qué parámetro monitorear, ya sea la Posición Angular, Velocidad Angular o Aceleración lineal o, en su defecto, las tres anteriores al mismo tiempo con Cinemática Completa. Esto se consigue presionando el botón correspondiente, con lo que aparece el botón Volver, el cual permite reiniciar la prueba (Fig. 2.34 y fig. 2.35).



Figura 2.34. Etapa de Monitoreo.

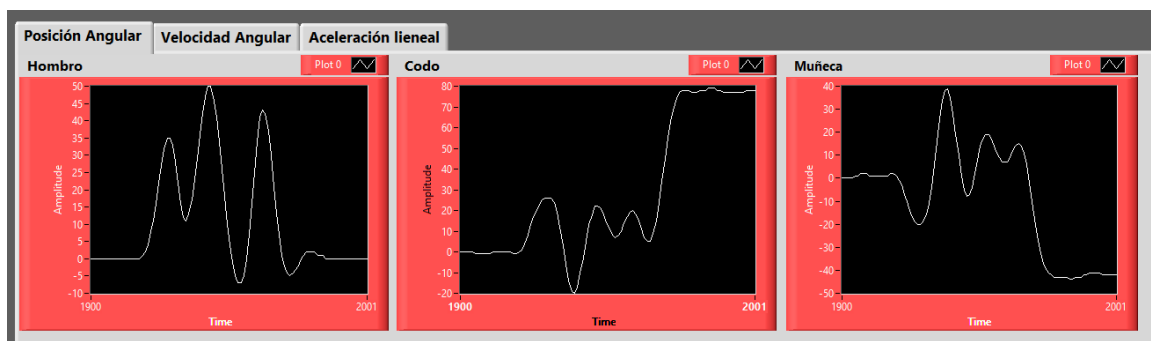


Figura 2.35. Gráficos obtenidos en tiempo real.

Para identificar el inicio de cada ciclo de marcha, se definió una condición basada en la posición angular del miembro superior justo en el *primer doble apoyo* de la marcha (capítulo 1, apartado 1.4.2). Con esto es posible descartar tanto los ciclos iniciales determinados por el usuario, como generar los gráficos de porcentaje de marcha y el envío de datos a la hoja de cálculo en forma automática.

En la figura 2.36 se muestra la etapa en la que se está monitoreando la posición angular y se está generando el gráfico contra porcentaje de marcha del ciclo número dos, además del correspondiente envío de datos a la hoja de cálculo; esto se comprueba con el indicador Ciclo2 encendido. Se puede observar que, al descartar dos ciclos iniciales, se está graficando contra porcentaje de marcha la zancada número 4.



Figura 2.36. Etapa de obtención de gráficos contra porcentaje de marcha y envío de datos a hoja de cálculo.

En la figura 2.37 se muestran los gráficos contra porcentaje de marcha obtenidos de los dos ciclos de marcha para las tres articulaciones, los cuales pueden visualizarse haciendo clic sobre la etiqueta de la articulación deseada, y en la figura 2.38 la base de datos generada a partir de los datos recibidos en la hoja de cálculo.

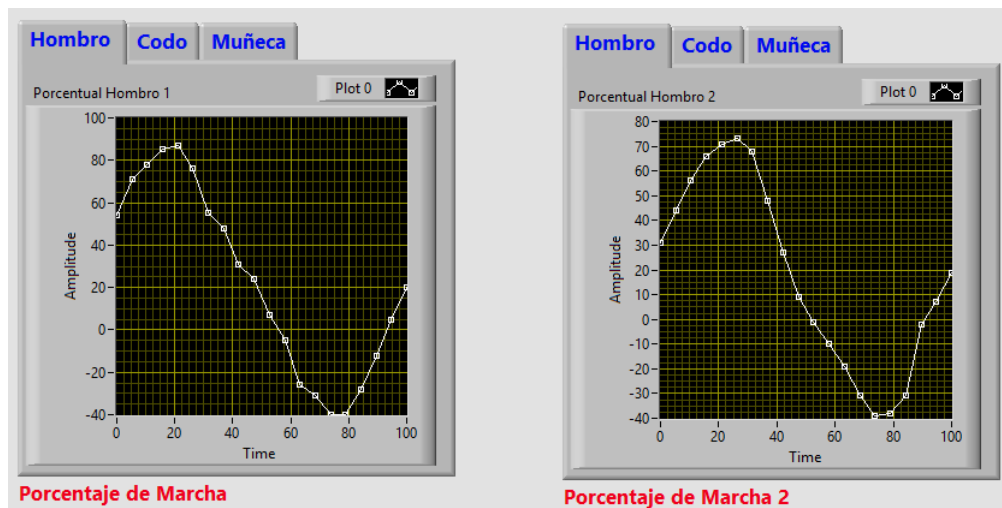


Figura 2.37. Obtención de gráficos contra porcentaje de marcha.

	A	B	C
1	Hombro(VA)	Codo(VA)	Muñeca(VA)
2	50	-9	174
3	18	-3	94
4	-16	0	-10
5	-44	1	-108
6	-64	4	-173
7	-71	11	-194
8	-63	17	-171
9	-38	17	-114
10	0	6	-34
11	42	-11	53
12	72	-24	132
13	79	-28	182

Figura 2.38. Base de datos del monitoreo de marcha.

Realizando pruebas de funcionalidad, se observa que la interfaz gráfica trabaja adecuadamente, por lo que, al obtenerse excelentes resultados en la utilización de la misma, se concluye con éxito el diseño e implementación de ésta.

Etapa de alimentación.

Para la etapa de alimentación, se requirió de una batería capaz de suministrar tanto la corriente como el voltaje de funcionamiento. La *corriente de funcionamiento* se midió directamente del dispositivo ensamblado en la protoboard (los tres sensores, el microcontrolador y el modulo Bluetooth), siendo ésta de 550 mA. El *voltaje de funcionamiento* se determinó por el voltaje máximo admisible de los componentes del dispositivo, siendo los sensores inerciales los que soportan menor voltaje (3.3 V), por lo que fueron éstos los que definen el voltaje máximo de suministro para todo el prototipo.

Entonces, atendiendo el requerimiento de una duración mínima de 30 minutos de la batería, con la fórmula 2.5 se puede obtener la capacidad de corriente mínima requerida para la batería:

$$DB = \frac{CCB}{CFD} \tag{2.5}$$

Donde:

- DB = Duración de la batería (h).
- CCB = Capacidad de corriente de la batería (mAh).
- CFD = Corriente de funcionamiento del dispositivo (mA).

De la ecuación anterior, podemos despejar y obtener la capacidad de corriente mínima que necesita la batería para cumplir con el tiempo mínimo de funcionamiento:

$$CCB (mAh) = DB (h) \times CFD (mA)$$

Sustituyendo valores, obtenemos la capacidad requerida en mAh:

$$Capacidad\ de\ corriente\ de\ la\ bateria\ (mAh) = (0.5\ h) \times (550\ mA) = 275\ mAh$$

Entonces, se requirió una batería cuya capacidad de corriente fuera de al menos 275 mAh. Se optó por la utilización de una batería de litio de alta duración, de 5 V de salida y 600 mAh de capacidad (Fig. 2.39). Con esta batería, se asegura la duración mínima requerida de la batería, sin embargo, fue necesaria una etapa de regulación de voltaje para no dañar los dispositivos del prototipo.



Figura 2.39. Batería de litio de alta duración (5V - 600mAh).

Para la etapa de regulación de voltaje, se utilizó el regulador AMS1117, el cual permitió ajustar el voltaje de la batería al voltaje deseado. Con ayuda de un multímetro, se pudo corroborar de forma exitosa la correcta implementación y funcionamiento del regulador (Fig. 2.40 y fig. 2.41).

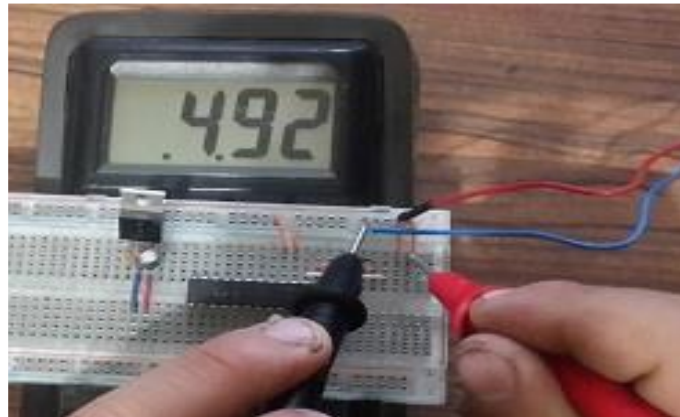


Figura 2.40. Voltaje de entrada al regulador.



Figura 2.41. Voltaje de salida del regulador.

Realizando pruebas de funcionamiento, se aprecia un excelente desempeño por parte de la batería y el regulador, por lo que se concluyó con éxito la etapa de alimentación.

2.4.4 Primer prototipo funcional

Con las pruebas desarrolladas en forma exitosa, fue posible armar el primer prototipo funcional, con la finalidad de probar el funcionamiento de todos los dispositivos en conjunto. Este prototipo se implementó en una tarjeta fenólica, con el propósito de reducir el tamaño del dispositivo. En la figura 2.42 se muestra el diagrama eléctrico desarrollado en Proteus ISIS, y en la figura 2.43 el circuito impreso (PCB) realizado en Proteus ARES.

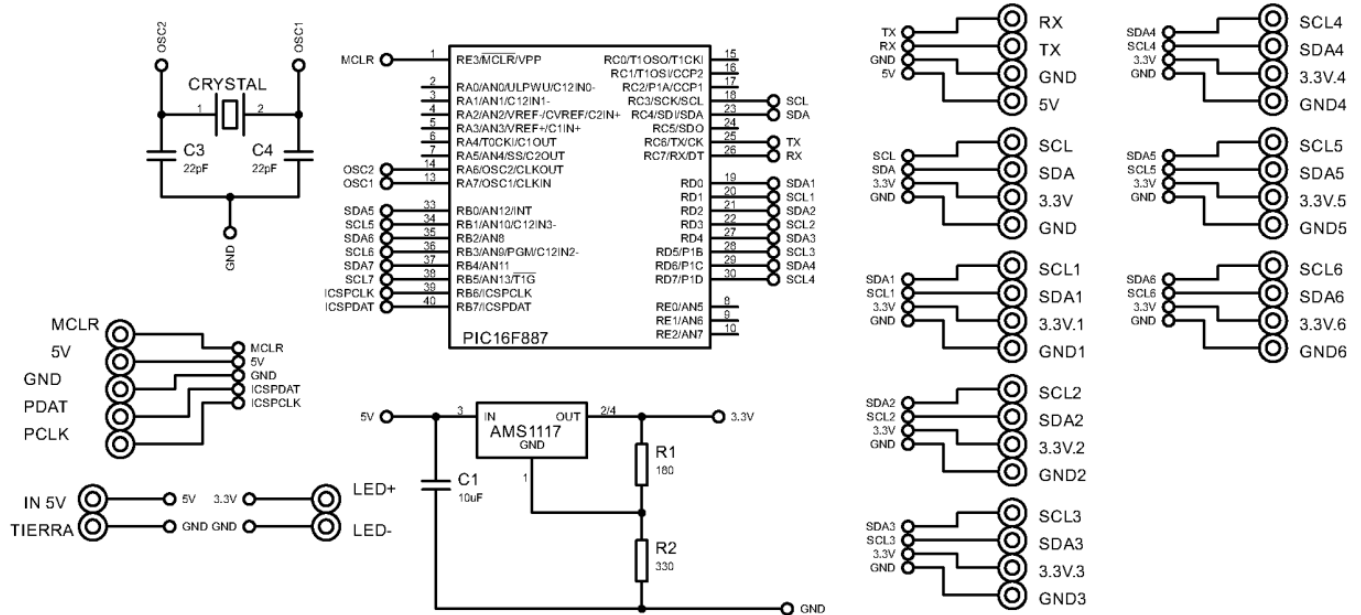


Figura 2.42. Diagrama eléctrico del primer prototipo en Proteus ISIS.

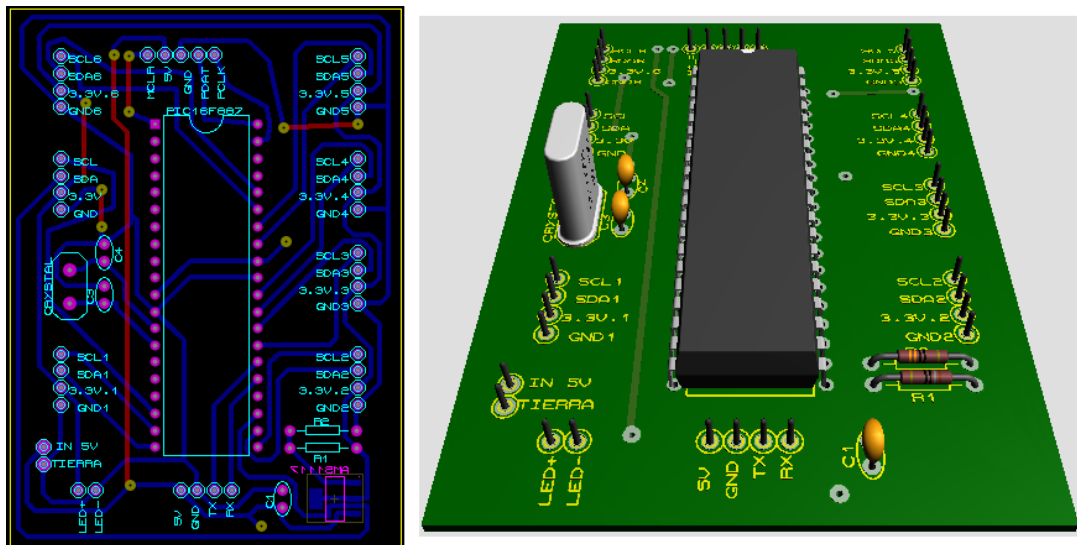


Figura 2.43. Diseño del PCB del primer prototipo en Proteus ARES.

A grandes rasgos, la placa posee el microcontrolador PIC16F887, la etapa de regulación de voltaje, pins para poder programar el microcontrolador y puntos de conexión para vincular hasta siete IMUS. **Esto último se implementó con la finalidad de aumentar la flexibilidad del dispositivo en caso de que fuera necesario monitorear otras partes del cuerpo durante la marcha, ya que, como se observó anteriormente, el microcontrolador podría soportar más sensores al no utilizarse todas sus salidas.** Lo anterior deja abierto el proyecto a futuras mejoras o nuevos enfoques de estudio. En la figura 2.44 se muestra el primer prototipo funcional físico.

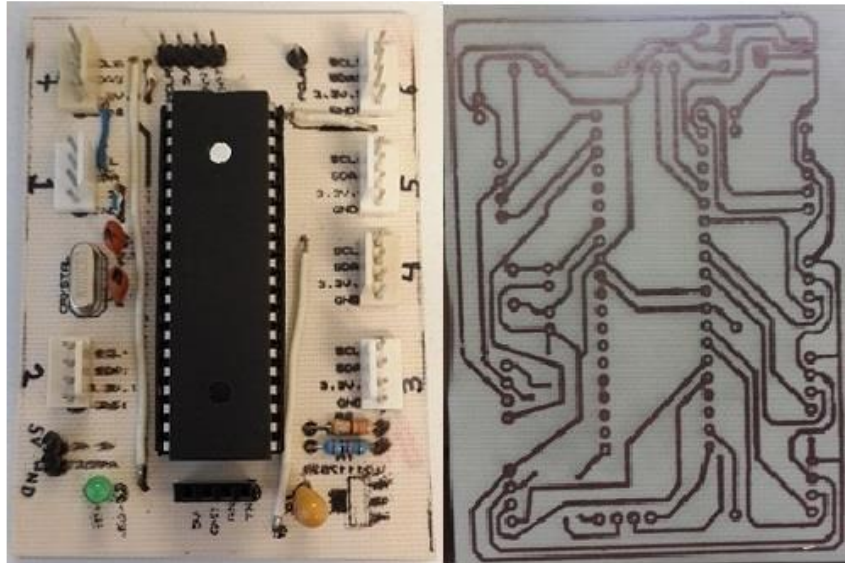


Figura 2.44. PCB físico del primer prototipo funcional.

Por último, se fijaron los acelerómetros al miembro superior mediante los soportes diseñados y se realizó la conexión alámbrica hacia el microcontrolador, el cual fue colocado en la cintura mediante velcro. La conexión alámbrica implica una comunicación de dos hilos (SDA y SCL) por sensor, además de la alimentación y la tierra, los cuales son trenzados para evitar el ruido eléctrico y generar un único hilo por sensor (Figura 2.45).



Figura 2.45. Primer prototipo funcional.

Al realizarse la correspondiente programación del PIC16F887 para las siete IMUS, surgió el problema de que la memoria ROM ofrecida por este microcontrolador no fue suficiente, por lo que simplemente se optó por cambiar el microcontrolador para poder mantener la opción de poder utilizar hasta siete IMUS. Es importante recordar que este microcontrolador cuenta con 8K de memoria ROM, siendo el de mayor capacidad de la familia 16F88, por lo que fue necesario cambiar completamente de arquitectura.

Entonces, con el objetivo de evitar la saturación del microcontrolador, se optó por la utilización de un microcontrolador PIC de gama alta (77 instrucciones disponibles) de la serie 18, modelo PIC18F2550 (Fig. 2.46), el cual ofrece una memoria ROM con tecnología Flash de 32K, con lo que se aseguró la programación de las siete IMUS

propuestas. Este microcontrolador acepta osciladores externos de hasta 48 MHz, alcanzando hasta 12 MIPS (Millones de instrucciones por segundo), y cuenta con un oscilador interno configurable de 31 kHz a 8 MHz.

Otras mejoras importantes residen en ofrecer una memoria RAM mayor, siendo ésta de 2048 bytes, manteniendo una memoria EEPROM de 256 bytes. Asimismo, el hecho de ser un microcontrolador de gama alta, permite que los programas ocupen menos espacio al poseer muchas más instrucciones disponibles. El precio es similar a cualquier PIC de la familia 16F88.

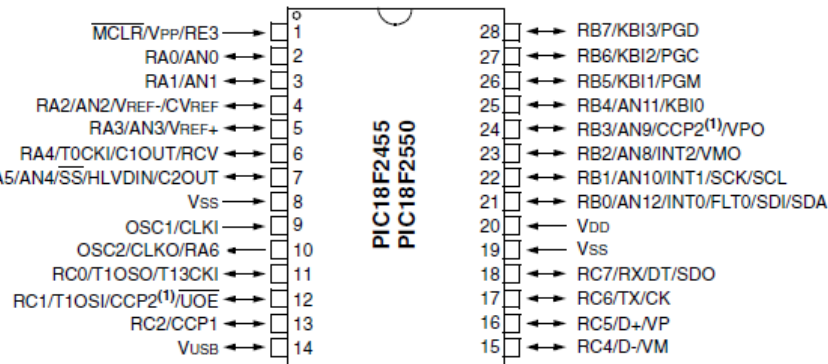


Figura 2.46. Microcontrolador PIC18F2550.

Al probar el dispositivo con este microcontrolador, el regulador AMS1117 comenzó a presentar problemas de funcionamiento, ya que dejaba de regular correctamente el voltaje cuando la batería de litio apenas comenzaba a descargarse, es decir, después de un corto periodo de tiempo de uso del dispositivo. Por ello, se cambió este regulador por el KA78RM33, el cual acepta voltajes de hasta 20 V.

2.4.5 Segundo prototipo funcional.

Tanto el microcontrolador PIC18F2550 como el regulador KA78RM33 arrojaron excelentes resultados durante las pruebas de funcionamiento, por lo que fue posible construir un nuevo prototipo, llegando a la **decisión óptima** para el presente proyecto. De igual forma se realizó la simulación en Proteus ISIS, obteniendo el diagrama eléctrico de la figura 2.47. En la figura 2.48, se muestra el diseño de la tarjeta PCB desarrollada en Proteus ARES.

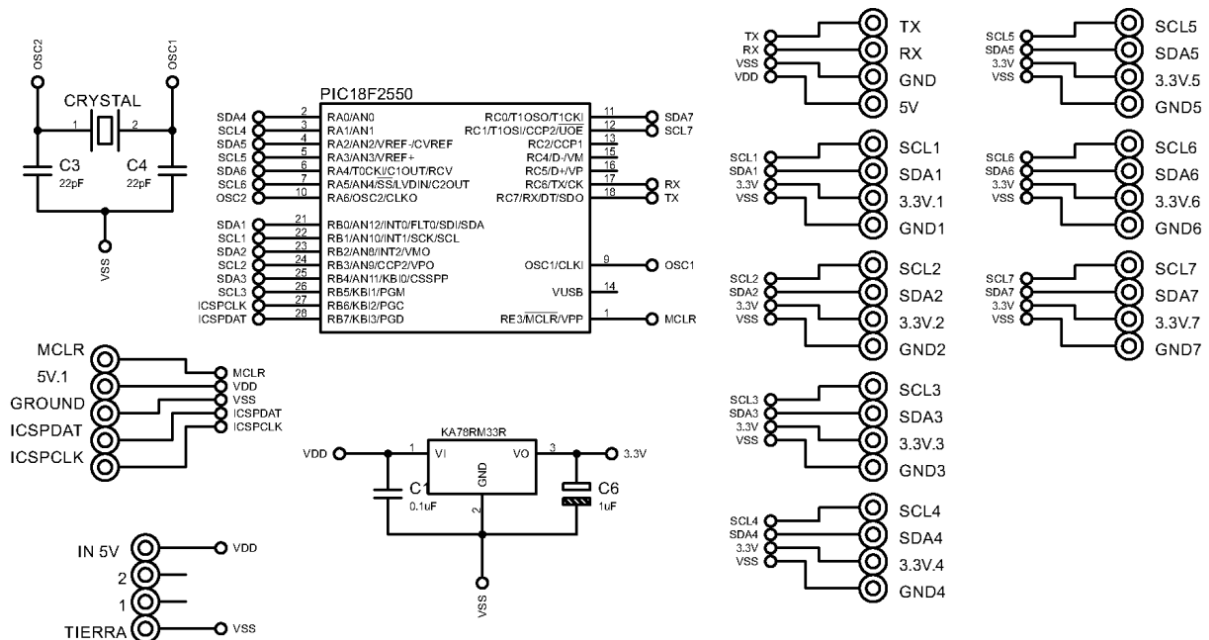


Figura 2.47. Diagrama eléctrico del segundo prototipo en Proteus ISIS.

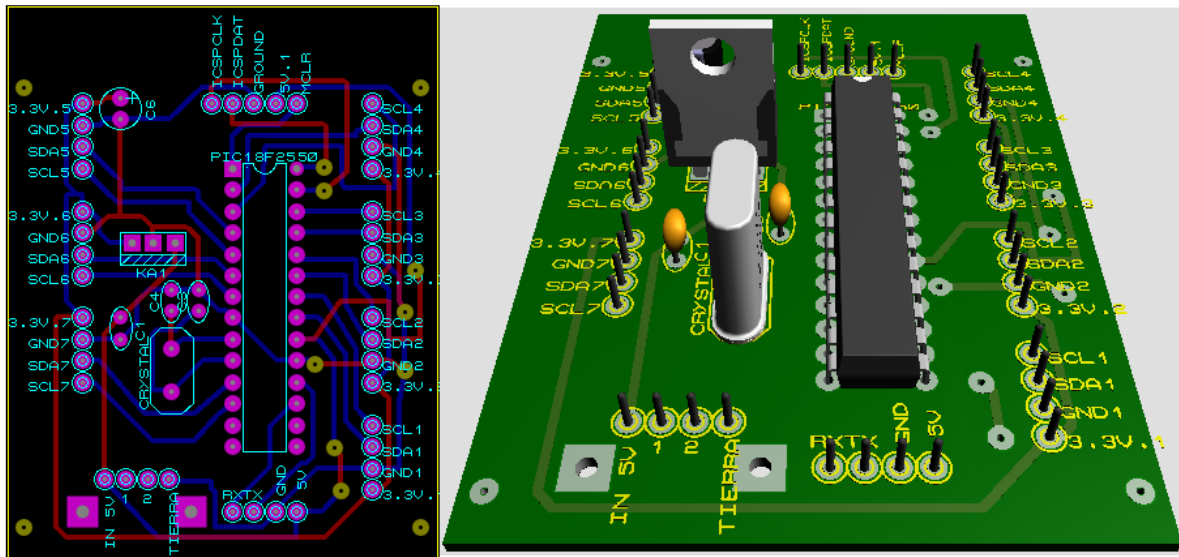


Figura 2.48. Diseño del PCB del segundo prototipo en Proteus ARES.

A este segundo prototipo, se le agregó un puerto USB cuyo objetivo residió en permitir energizar el dispositivo mediante un cable USB. El circuito impreso físico se muestra en la figura 2.49.

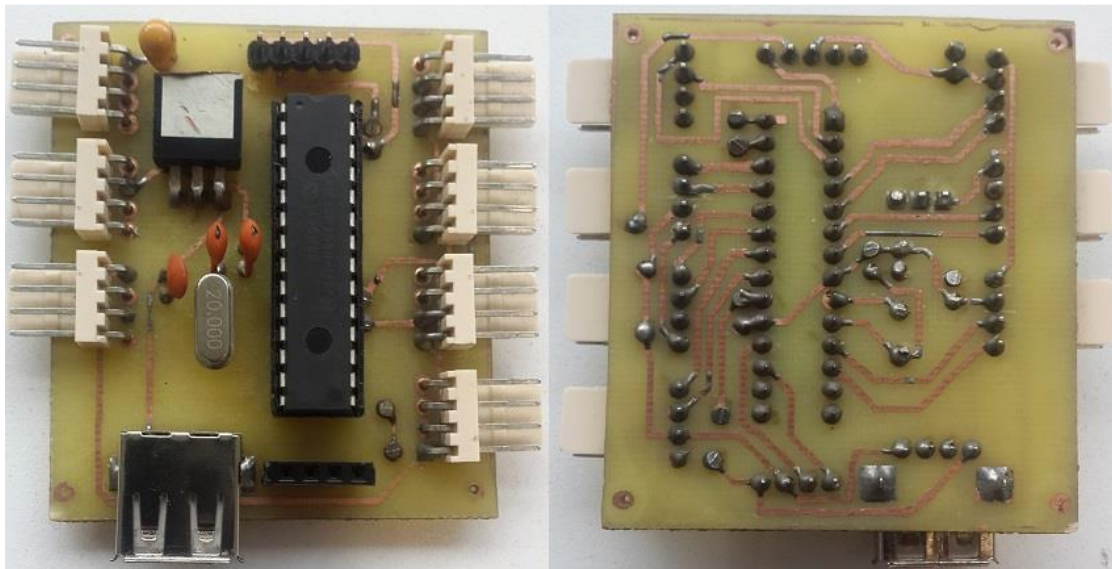


Figura 2.49. PCB físico del segundo prototipo funcional.

Se realizaron pruebas de funcionamiento general del nuevo dispositivo, sin embargo, la señal obtenida en los gráficos de LabVIEW durante las pruebas de marcha mostraban aún cierta inestabilidad, principalmente por los impactos con el suelo durante la marcha, por lo que se optó por la implementación de filtros virtuales. Realizando pruebas nuevamente, se llegó a la mejor opción: filtros de tipo Butterworth de cuarto orden con frecuencia de corte de 10 Hz (Fig. 2.50).

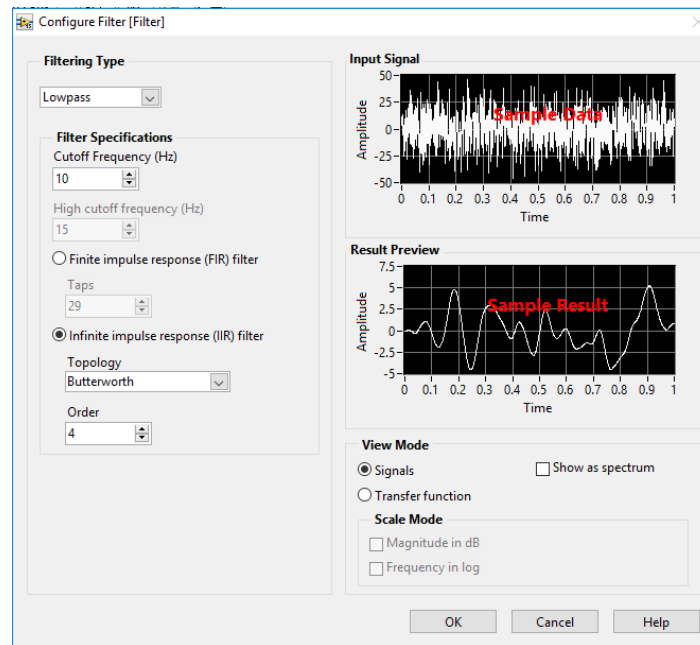


Figura 2.50. Filtro virtual en LABVIEW.

Con lo anterior, el sistema ofreció excelentes resultados, adquiriendo una señal con mucha mayor estabilidad, además de una correcta comunicación con la interfaz diseñada en LabVIEW. En este punto, fue posible construir el prototipo final de nuestro proyecto.

2.5 Tercera etapa: Prototipo final.

La tercera y última etapa del proceso de diseño, consistió en generar el producto final del proyecto. La **fabricación del prototipo final** involucró algunas mejoras a ciertas características de los *prototipos anteriores* y el perfeccionamiento de algunas funciones específicas.

2.4.6 Fabricación del prototipo funcional final.

La mejora más significativa en relación con el segundo prototipo residió en la implementación del *circuito indicador de estado de batería*. Este circuito, de igual forma fue simulado en Proteus ISIS (Fig. 2.51).

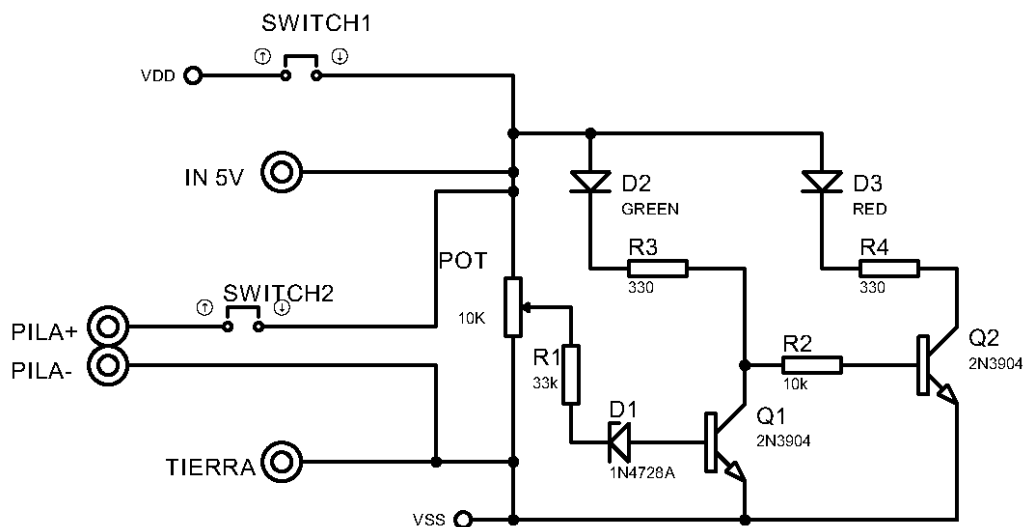


Figura 2.51. Circuito eléctrico del indicador de estado de batería.

El led verde indica un estado de batería cargada, y el led rojo, un estado de batería descargada. Si la batería está cargada, el voltaje suministrado será suficiente para activar el primer transistor, logrando que la corriente circule por el led verde. Para determinar el voltaje mínimo para este estado, se cuenta con un potenciómetro que permite calibrar el circuito mediante un divisor de voltaje.

El estado de batería descargada sucede cuando este mismo voltaje no consigue superar la resistencia de 3.3 K, además del voltaje de activación del diodo Zener y el voltaje de excitación del transistor, por lo que el primer transistor pasa a su estado de corte. Con esto, el led verde se comporta como un simple diodo en directa, logrando activar el segundo transistor y obligando a que la corriente circule por el led rojo. Es importante mencionar que ambos transistores son NPN. Este circuito fue implementado y probado primeramente en una protoboard (Fig. 2.52).

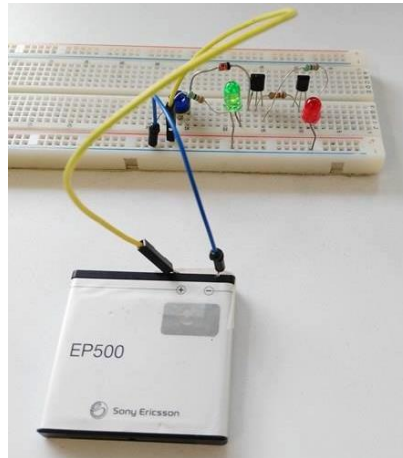


Figura 2.52. Pruebas del circuito indicador de estado de batería.

El dispositivo fue diseñado de tal forma que la etapa de carga de la batería fuera independiente de la etapa de funcionamiento del dispositivo, por lo que se implementaron dos interruptores eléctricos en el circuito: el principal (switch 1) y el secundario (switch 2):

1. *El interruptor principal* permite apagar o encender el dispositivo, es decir, es capaz de poner en circuito abierto la entrada de energía a todo el circuito. Este interruptor debe ser activado, tanto si se desea cargar el dispositivo como para monitorear la marcha.
2. *El interruptor secundario* determina el estado de funcionamiento del dispositivo: si el interruptor está desactivado, el dispositivo está en estado de carga, mientras que, si está activado, el dispositivo se encuentra en su estado activo de funcionamiento.

Esta configuración genera cuatro posibles estados de funcionamiento.

1. ***Ambos interruptores desactivados:*** Dispositivo apagado.
2. ***Interruptor principal activado e interruptor secundario desactivado:*** Dispositivo listo para cargarse.
3. ***Ambos interruptores activados:*** Dispositivo en estado activo de funcionamiento inalámbrico.
4. ***Interruptor principal desactivado e interruptor secundario activado:*** Dispositivo en estado activo de funcionamiento alámbrico. Éste estado sólo se utilizó para el desarrollo de pruebas de funcionamiento.

Con el circuito indicador de estado de batería probado con éxito, fue posible implementarlo en el circuito principal del dispositivo final (Fig. 2.53). Para reducir aún más el tamaño del prototipo final, se utilizaron circuitos integrados de montaje superficial tanto para el microcontrolador como para el regulador, además de implementar el circuito en una placa fenólica de doble capa, es decir, las pistas de la tarjeta PCB se situaron tanto en la parte superior como inferior de la placa (Fig. 2.54).

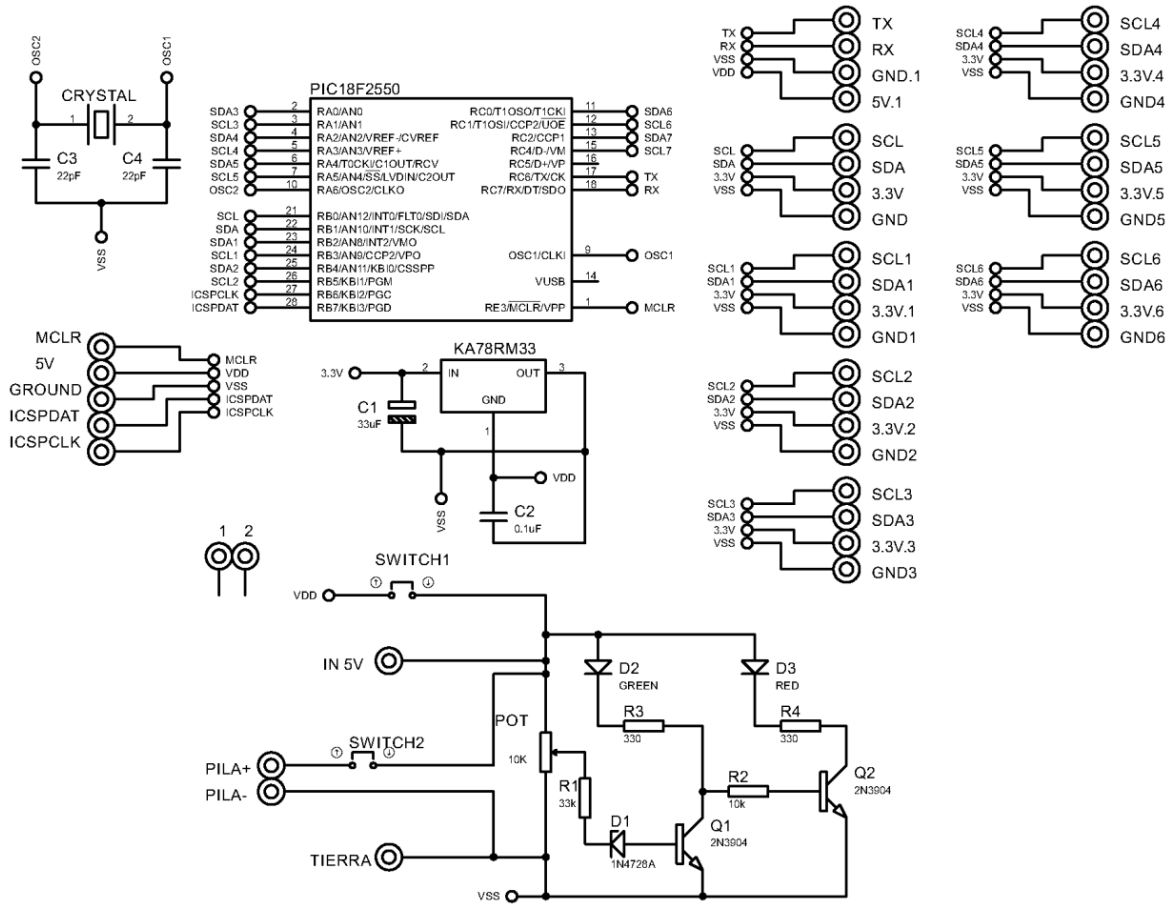


Figura 2.53. Diagrama eléctrico del prototipo final en Proteus ISIS.

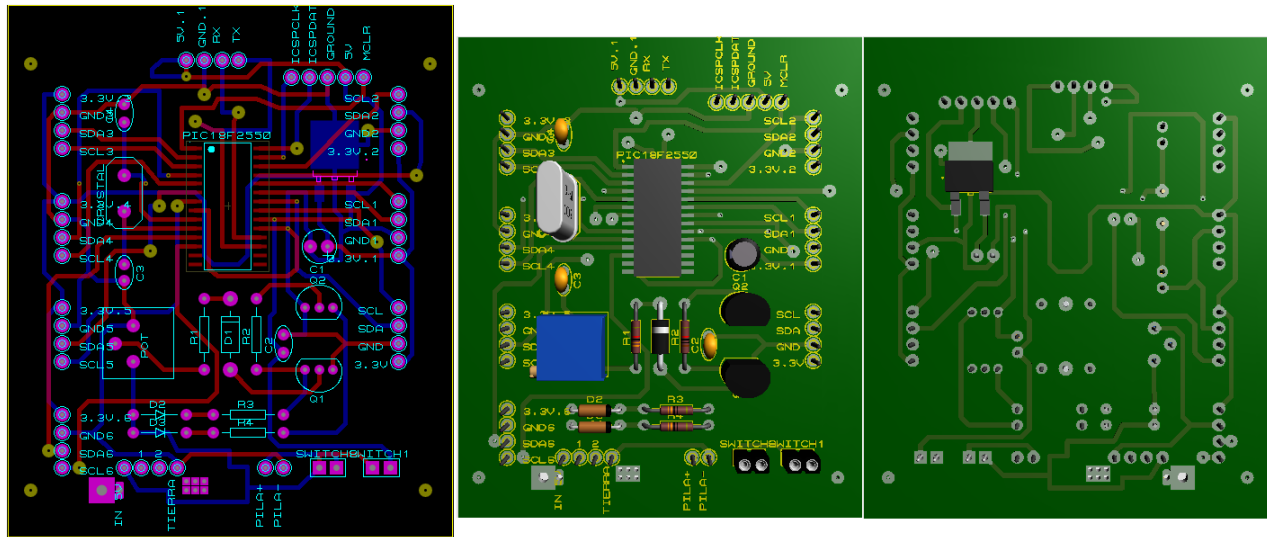


Figura 2.54. Diseño del PCB del prototipo final en Proteus ARES.

En la figura 2.55 se muestra el prototipo final ya implementado en la tarjeta fenólica de doble capa, en el cual pueden conectarse hasta siete IMU's, además de poseer un puerto USB para recargar el dispositivo. Asimismo, posee los pins necesarios tanto para conectar el módulo Bluetooth como para poder programar el microcontrolador PIC.

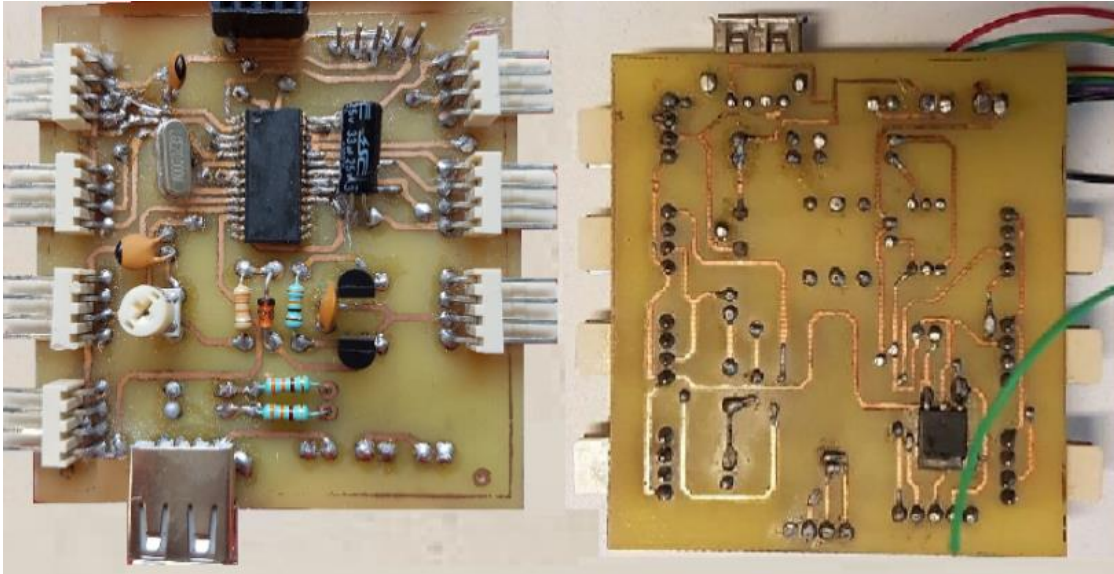


Figura 2.55. PCB físico del prototipo final.

Nuevamente, se realizaron pruebas de funcionamiento general del dispositivo, obteniendo excelentes resultados en las cuatro funciones secundarias, monitoreo, procesamiento, comunicación y alimentación, por lo que en esta etapa se concluye un correcto diseño e implementación del prototipo final.

2.4.7 Producto final.

Para el producto final, se diseñaron carcasas tanto para la tarjeta principal como para los sensores inerciales, por lo que se tomaron las medidas necesarias. En la figura 2.56 se muestra el modelo sólido de la tarjeta principal con sus componentes incluidos, realizado en el software NX de Siemens, mientras que en la figura 2.57 se muestra el correspondiente plano con dimensiones adquirido del mismo modelo sólido.

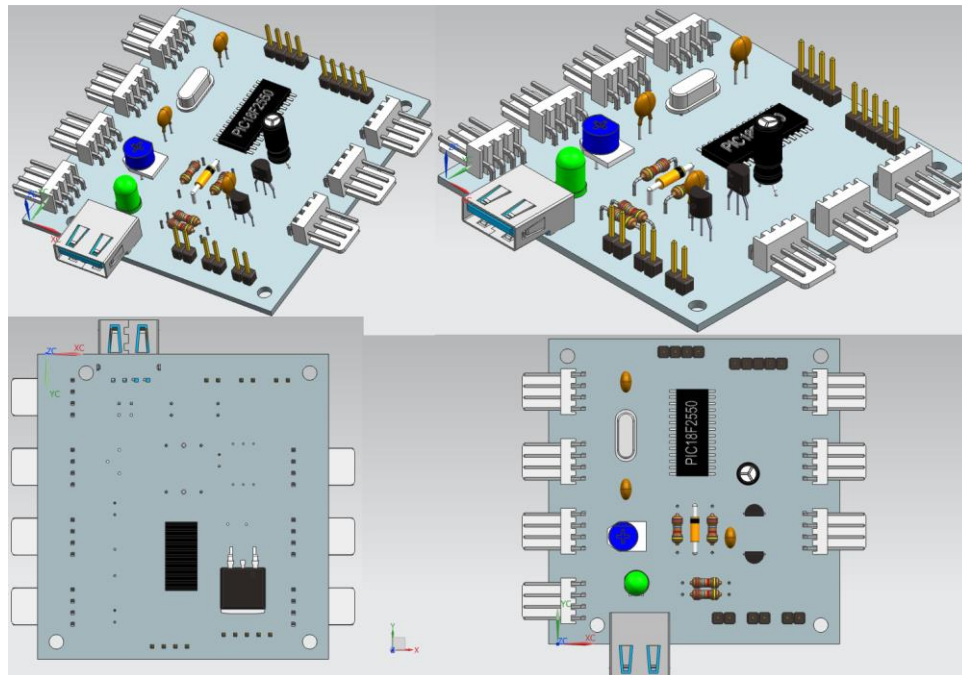


Figura 2.56. CAD de la tarjeta principal.

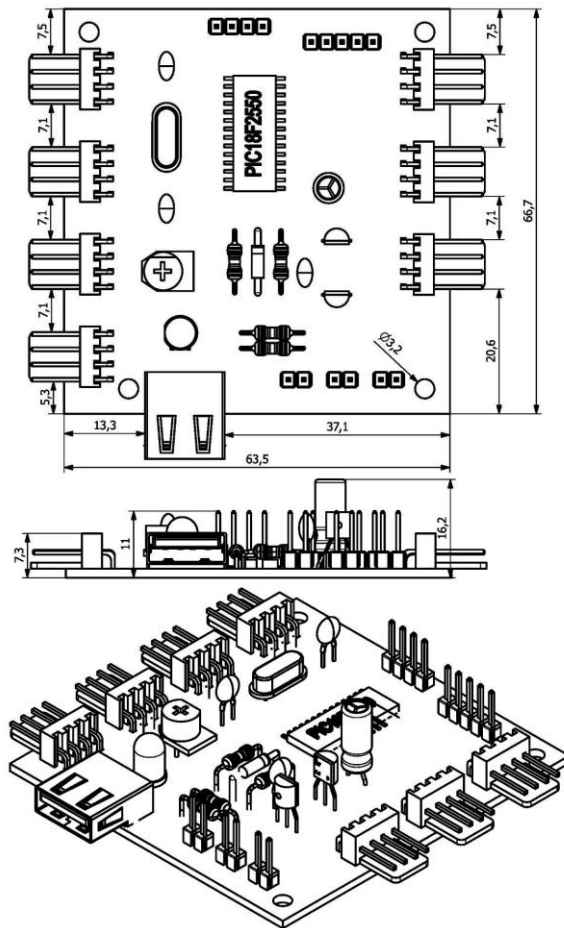


Figura 2.57. Plano del prototipo final, acotaciones en mm.

La carcasa de la tarjeta principal [27] se muestra en la figura 2.58, mientras que las carcasas diseñadas para los sensores [28] se muestran en la figura 2.59. Es importante señalar que fue necesario montar los sensores en pequeñas tarjetas fenólicas con la finalidad de brindarle mejor soporte y así, facilitar el diseño de las carcasas. Las carcasas se diseñaron en el mismo software de Siemens, NX 10, para después ser impresas mediante el proceso de adición, el cual consiste en la inyección de polímeros por capas.



Figura 2.58. Prototipo final con carcasa.

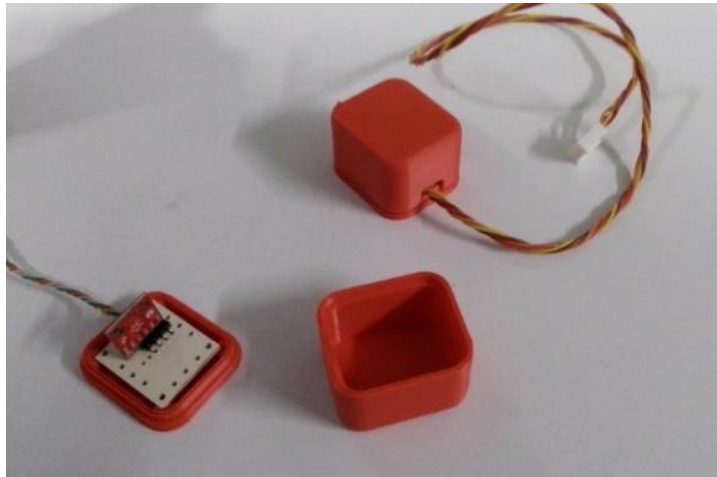


Figura 2.59. IMUS con carcasas.

Por último, el prototipo final es montado en los soportes diseñados para el miembro superior. El sistema consiste en un dispositivo capaz de monitorear la cinemática del miembro superior (posición angular, velocidad angular y aceleración lineal) con respecto al plano sagital del individuo durante la marcha, mostrando los datos obtenidos mediante la interfaz desarrollada en LabVIEW. Asimismo, el sistema es capaz de guardar los datos monitoreados de dos ciclos seleccionables por el operador de la interfaz en una hoja de cálculo, con sus correspondientes gráficos contra porcentaje de marcha (Fig. 2.60).

Con esto, se llegó al producto final del presente proyecto: **Sistema de monitoreo de marcha (MONSIMA)**. Gracias a su diseño, este sistema cuenta con puntos de conexión para vincular hasta siete IMUS, aumentando su flexibilidad, razón por la cual podría ser utilizado para monitorear otras partes del cuerpo, sin embargo, en este proyecto se calibró y utilizó para monitorear el miembro superior. El sistema es capaz de monitorear cadencias de hasta 120 pasos por minuto, con un muestreo de entre 7 y 8 datos por ciclo de marcha en su modo de monitoreo parcial, mientras que para el modo de monitoreo de cinemática completa, sólo es capaz de monitorear cadencias de hasta 100 pasos por minuto, con un muestreo de entre 7 y 8 datos por ciclo.



Figura 2.60. Sistema de monitoreo de marcha (MONSIMA).

3. Pruebas y resultados.

3.1 Introducción.

Con el sistema (MONSIMA) se monitoreó la cinemática del miembro superior durante la realización de pruebas de marcha a cinco individuos aparentemente sanos, con la finalidad de comprobar el correcto funcionamiento del mismo y la verificación de la información obtenida. Se propuso un protocolo para desarrollar dichas pruebas, a partir del cual fue posible estandarizar el desarrollo de las mismas.

3.2 Protocolo para pruebas de monitoreo de marcha humana.

El protocolo propuesto básicamente consistió en una serie de instrucciones para realizar las correspondientes pruebas de monitoreo de marcha, el cual incluyó consideraciones para antes y durante la realización de la prueba.

3.2.1 Protocolo: Instrucciones para la realización de la prueba.

La prueba permite el monitoreo de la cinemática del miembro superior durante la marcha humana, con respecto al plano sagital del individuo. Esta prueba puede ser utilizada para el diagnóstico y seguimiento de la rehabilitación de patologías ocasionadas por el deterioro de la marcha con el avance de la edad. Se deben seguir las instrucciones que se enlistan a continuación:

1. Medir y pesar al individuo.
2. Realizar el registro correspondiente de la información personal del individuo.
3. El individuo deberá permanecer en reposo absoluto 5 minutos previos a la prueba.
4. Brindar instrucciones detalladas acerca de cómo se realizará la prueba, así como una explicación breve sobre el objetivo de la misma. Atender cualquier duda que se presente.
5. Montar el sistema de monitoreo de cinemática en el miembro superior derecho del individuo. Cada sensor debe ir colocado debajo de cada articulación.
6. Dirigir al individuo al punto de partida.
7. Encender el dispositivo y calibrarlo mediante la interfaz gráfica.
8. Indicar el inicio de la marcha al individuo y seleccionar el tipo de monitoreo deseado.
9. El individuo debe detener la marcha una vez haya superado la distancia especificada para la prueba, es decir, hasta que supere la señalización final.
10. Presionar el control de Cadencia justo en el instante en el que el individuo cruza la señalización final para calcular la cadencia hasta ese punto.
11. Se puede realizar una prueba más con el control Volver o terminar de ejecutar el programa con el control Detener y simplemente apagar y desmontar el dispositivo del individuo.

3.2.2 Causas de detención o suspensión de la prueba.

- Molestias que puedan afectar la marcha, como calambres en piernas o brazos, cualquier tipo de dolor en espalda, hombros, rodillas, tobillos, etc.
- Marcha incomoda debido al uso del equipo.
- Tropiezo por parte del individuo.
- Fallos en la comunicación inalámbrica entre el dispositivo y la computadora.

3.2.3 Área de pruebas, equipo y preparación del individuo.

Área de pruebas.

- Superficie recta, uniforme y estable (libre de obstáculos).
- La longitud mínima de desplazamiento debe ser de 10 metros.

- El área de pruebas debe tener los correspondientes señalamientos de punto de inicio y fin de marcha, así como señalamientos de longitud cada metro de distancia.
- La distancia entre el equipo de cómputo donde se esté recibiendo la información y el sistema de monitoreo no debe pasar los 15 metros.
- El entorno debe ser el adecuado para no afectar el funcionamiento del equipo, ni la marcha del sujeto de estudio.

Equipo y material requerido.

- Sistema de monitoreo de cinemática para miembro superior (MONSIMA).
- Cinta métrica.
- Báscula.
- Hoja de registro.

Preparación del individuo

- Vestir ropa cómoda.
- Comer ligero antes de la prueba.
- No hacer ejercicio mínimo 2 horas antes de la prueba.
- No ingerir bebidas alcohólicas o cualquier estupefaciente.
- Concentración absoluta en la prueba.

3.3 Realización de pruebas.

Siguiendo el protocolo definido, fue posible realizar las correspondientes pruebas en los cinco individuos, cuya principal característica residió en pertenecer al sector de población mexicano en la etapa joven-adulta. A continuación, se muestra la aplicación del protocolo que se llevó a cabo con cada individuo.

3.3.1 Aplicación del protocolo.

Instrucción 1. Inicialmente, se procedió a obtener la talla y el peso del individuo con ayuda de los instrumentos correspondientes. (Fig. 3.1).



Figura 3.1. Talla y peso del individuo.

Instrucción 2. Inmediatamente después, se le proporcionó una hoja de registro solicitando información de interés para la prueba, la cual fue llenada por el individuo con el fin de generar un archivo estadístico y/o clínico (Fig. 3.2).

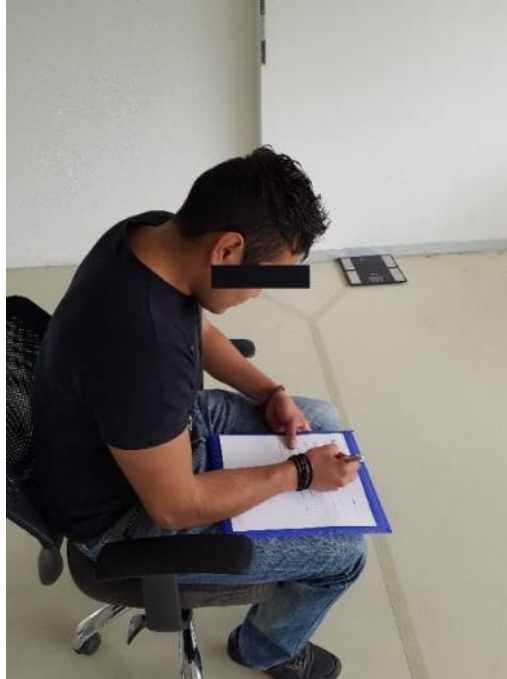


Figura 3.2. Hoja de registro.

Instrucción 3 y 4. Antes de iniciar la prueba, el individuo permaneció en estado de relajación física y mental absoluta por al menos cinco minutos, con lo que se pretendió maximizar el funcionamiento motor y mental del cuerpo durante el desarrollo de la prueba de marcha.

Después de la etapa de relajación, se detalló en qué consistiría la prueba, eliminando cualquier incertidumbre o inquietud por parte del individuo. De igual forma, se brindó una pequeña explicación del objetivo que tiene el monitoreo de la marcha (Fig. 3.3).



Figura 3.3. Relajación física y mental del individuo.

Instrucción 5. Posteriormente se montó el sistema de monitoreo en el miembro superior derecho, teniendo cuidado de que los soportes no quedaran demasiado ajustados y que los cables no interfirieran con la marcha. Se debe cuestionar al individuo por cualquier incomodidad no identificada (Fig. 3.4).



Figura 3.4. Montaje del sistema de monitoreo de marcha.

Instrucción 6 y 7. A continuación, se dirigió al individuo al punto de partida de la prueba, para después calibrar el sistema mediante la interfaz gráfica, para lo cual se le solicitó al individuo que mantuviera su posición natural de pie (Fig. 3.5).



Figura 3.5. Posición inicial de la prueba y calibración.

Instrucción 8. Enseguida, se dio inicio a la prueba de monitoreo. Se dio la indicación al individuo de iniciar con la marcha al mismo tiempo que se seleccionó el tipo de monitoreo (Fig. 3.6).

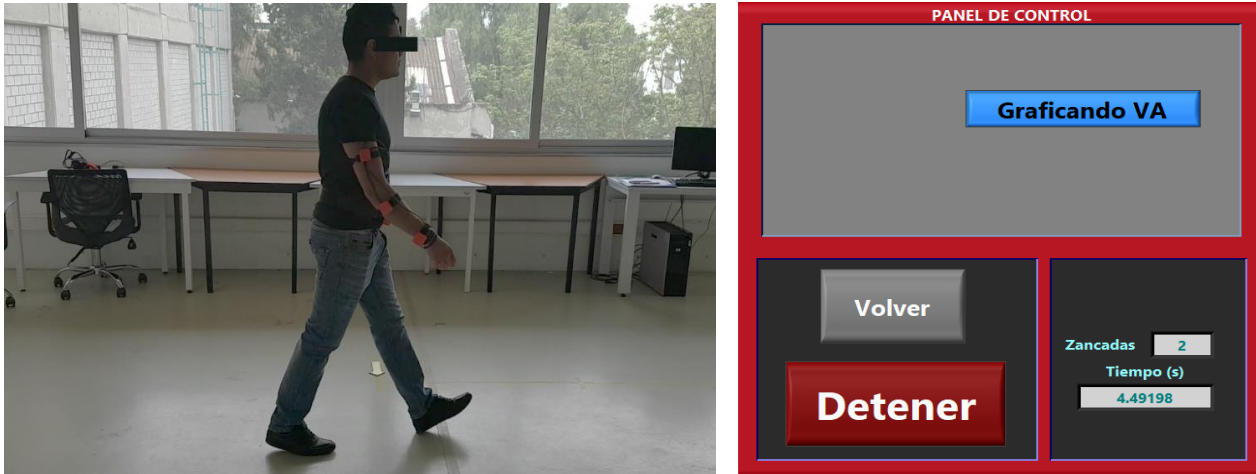


Figura 3.6. Inicio de prueba.

Instrucción 9, 10 y 11. El individuo finalizó la marcha inmediatamente después de superar la señalización final, instante en el cual se obtuvo la Cadencia presionando el control de Calibrar. En este punto, se puede reiniciar la prueba o detener la ejecución del programa mediante los controles Volver o Detener respectivamente (Fig. 3.7).



Figura 3.7. Final de prueba.

3.4 Resultados.

A continuación, se muestran tanto los datos registrados de cada individuo (sexo, edad, peso y estatura), como los gráficos de monitoreo y tablas obtenidas por el sistema MONSIMA en cada prueba. El monitoreo se realizó en la modalidad de monitoreo parcial y se configuró el sistema para descartar los primeros tres ciclos de marcha, por lo que se guardaron el cuarto y quinto ciclo en la base de datos (Fig. 3.8).

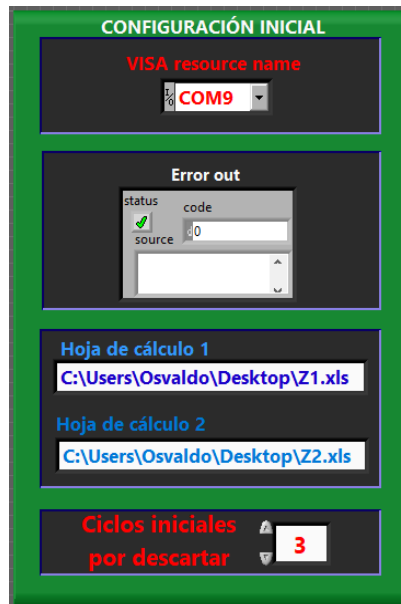


Figura 3.8. Configuración inicial para el desarrollo de las pruebas.

Sólo para el primer individuo se muestran los gráficos del monitoreo contra tiempo con el fin de ilustrar el funcionamiento de la interfaz, por lo que para los cuatro individuos restantes sólo se mostrarán los gráficos contra porcentaje de marcha de la cuarta zancada, las tablas correspondientes y el cálculo de la cadencia. En cada tabla se resaltan los picos de cada gráfico, correspondientes a las posiciones máximas del brazo.

3.4.1 Primer individuo.

En la tabla 3.1 se muestra la información registrada con respecto a las características corporales del primer individuo. Éste posee un índice de masa corporal de 24.22 que indica un peso normal.

Tabla 3.1. Información corporal del individuo uno.

<i>Individuo 1</i>	
Sexo	Masculino
Edad (años)	24
Peso (kg)	70
Estatura (m)	1.70
IMC (cm/kg)	24.22

Posición Angular.

Primero, se muestran los datos adquiridos de la prueba de posición angular. En la figura 3.9 se muestran los gráficos del monitoreo en tiempo real obtenidos durante la prueba, donde se puede apreciar la posición angular de cada articulación.

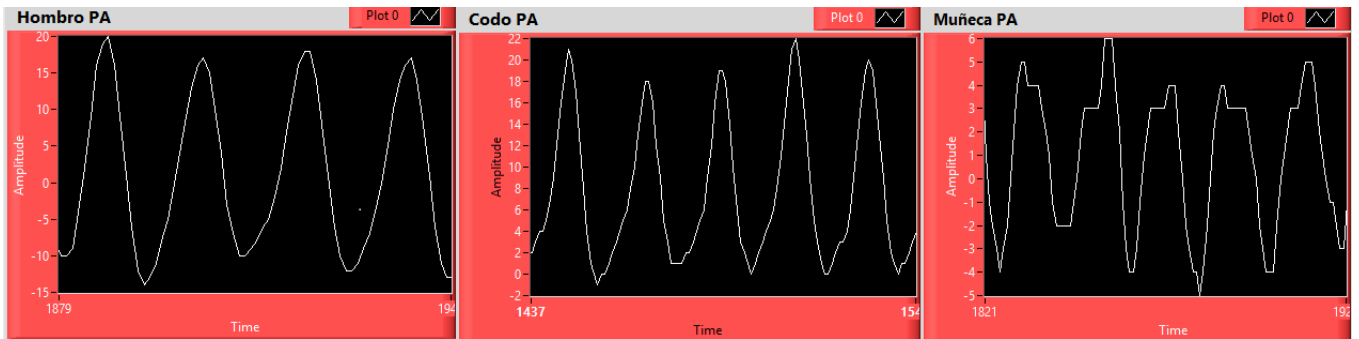


Figura 3.9. Monitoreo de posición angular contra tiempo.

En la figura 3.10 se muestran los gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del primer individuo, para el cuarto ciclo de su marcha y correspondientes al hombro, codo y muñeca.

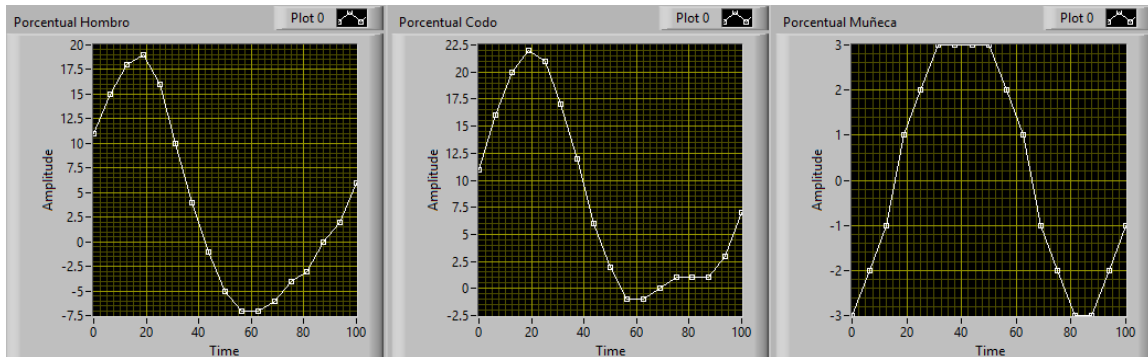


Figura 3.10. Gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del primer individuo.

En la tabla 3.2 se muestra la información guardada en la base de datos del ciclo de la figura 3.10.

Tabla 3.2. Datos de posición angular del individuo uno.

Hombro (°)	Codo (°)	Muñeca (°)
11	11	-3
15	16	-2
18	20	-1
19	22	1
16	21	2
10	17	3
4	12	3
-1	6	2
-5	2	1
-7	-1	0
-6	0	-1
-3	1	-2
0	1	-3
2	3	-2
6	7	-1

Velocidad Angular.

Ahora, se muestran los datos adquiridos de la prueba de velocidad angular. En la figura 3.11 se muestran los gráficos del monitoreo en tiempo real obtenidos durante la prueba, donde se puede apreciar el comportamiento de cada articulación con respecto a la velocidad angular.

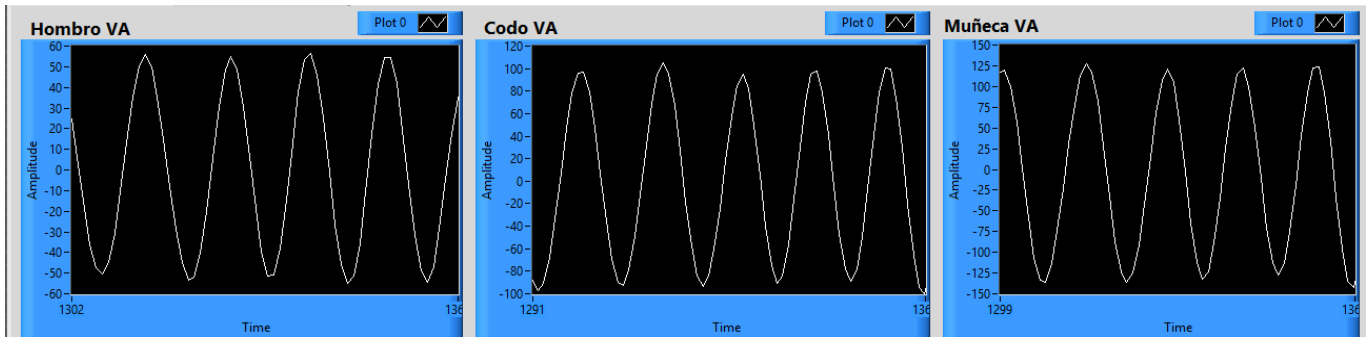


Figura 3.11. Monitoreo de velocidad angular contra tiempo.

En la figura 3.12 se muestran los gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del primer individuo, para el cuarto ciclo de su marcha y correspondientes al hombro, codo y muñeca.

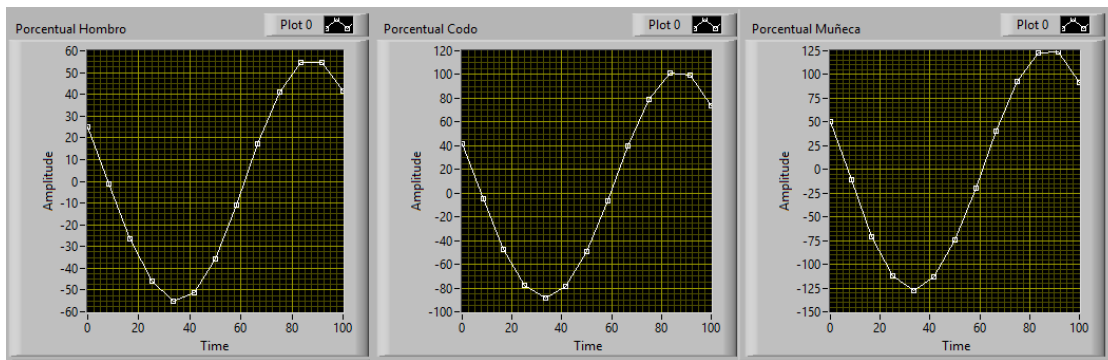


Figura 3.12. Gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del primer individuo.

En la tabla 3.3 se muestra la información guardada en la base de datos del ciclo de la figura 3.12.

Tabla 3.3. Datos de velocidad angular del individuo uno.

Hombro (°/s)	Codo (°/s)	Muñeca (°/s)
25	42	50
-2	-5	-11
-27	-47	-72
-47	-77	-112
-55	-87	-127
-52	-77	-112
-37	-50	-75
-12	-7	-20
18	40	40
42	80	92
55	100	122
55	98	122
42	75	90

Aceleración Lineal.

En esta parte, se muestran los datos adquiridos de la prueba de aceleración lineal. En la figura 3.13 se muestran los gráficos del monitoreo en tiempo real obtenidos durante la prueba, donde se pueden apreciar los cambios de aceleración lineal que sufre cada articulación.

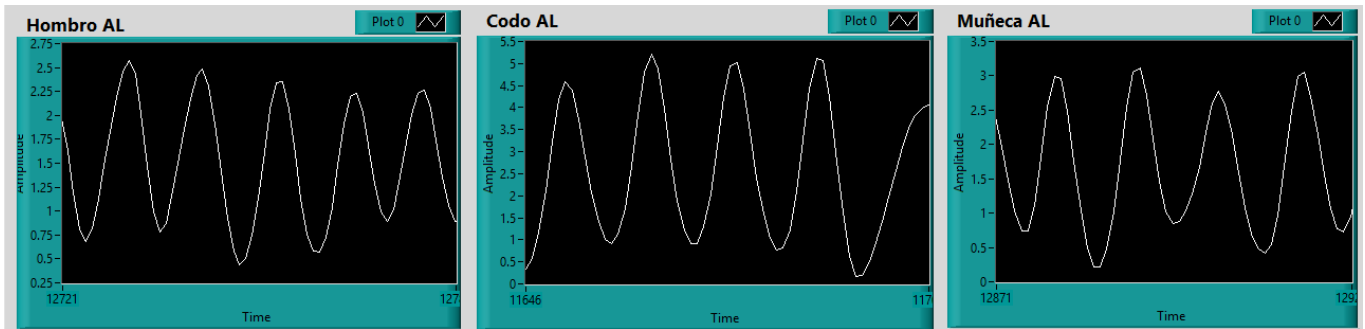


Figura 3.13. Monitoreo de aceleración lineal contra tiempo.

En la figura 3.14 se muestran los gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del primer individuo, para el cuarto ciclo de su marcha y correspondientes al hombro, codo y muñeca.

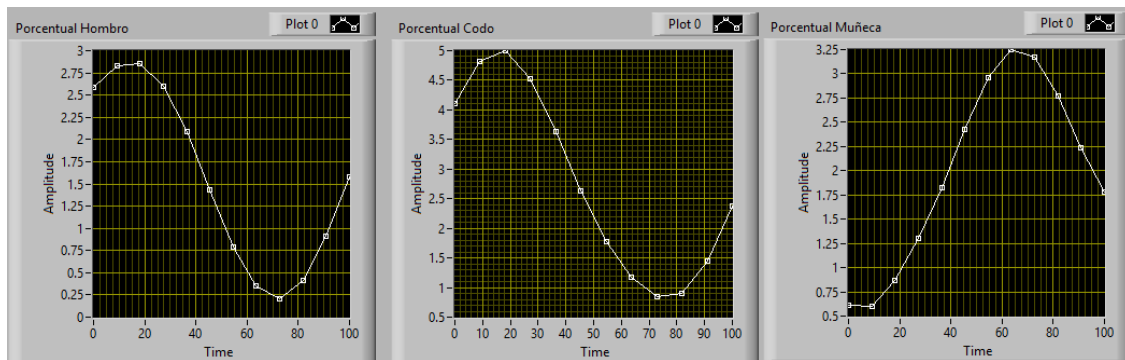


Figura 3.14. Gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del primer individuo.

En la tabla 3.4 se muestra la información guardada en la base de datos del ciclo de la figura 3.14. Este individuo alcanzó las aceleraciones más elevadas, lo cual sugiere una relación directa con la cadencia, ya que también fue el que presentó la mayor cadencia.

Tabla 3.4. Datos de aceleración lineal del individuo uno.

Hombro (m/s ²)	Codo (m/s ²)	Muñeca (m/s ²)
2.6	4.1	0.65
2.8	4.8	0.6
2.85	5	0.85
2.6	4.5	1.3
2.1	3.65	1.85
1.45	2.65	2.4
0.8	1.8	2.95
0.35	1.2	3.25
0.2	0.85	3.15
0.4	0.9	2.8
0.9	1.45	2.25
1.6	2.4	1.8

Cadencia.

Finalmente, en la figura 3.15 se muestra la cadencia calculada por el programa, así como el tiempo transcurrido durante la prueba y la cantidad de zancadas monitoreadas. La distancia recorrida durante la prueba fue de 10 metros.



Figura 3.15. Cadencia registrada del individuo uno.

Como se mencionó inicialmente, para los individuos restantes sólo se muestran los gráficos de posición angular, velocidad angular y aceleración angular contra porcentaje de marcha, con la correspondiente información guardada en la base de datos. De igual forma que en el individuo uno, dicha información corresponde al cuarto ciclo de la marcha desarrollada durante la prueba.

3.4.2 Segundo individuo.

En la tabla 3.5 se muestra la información registrada con respecto a las características corporales del segundo individuo. Éste posee un índice de masa corporal de 25.31, entrando al estado de sobrepeso por muy poco.

Tabla 3.5. Información corporal del individuo dos.

<i>Individuo 2</i>	
Sexo	Masculino
Edad (años)	25
Peso (kg)	74
Estatura (m)	1.71
IMC (cm/kg)	25.31

Posición angular.

En la figura 3.16 y en la tabla 3.6 se muestran los datos adquiridos en la prueba de posición angular del segundo individuo.

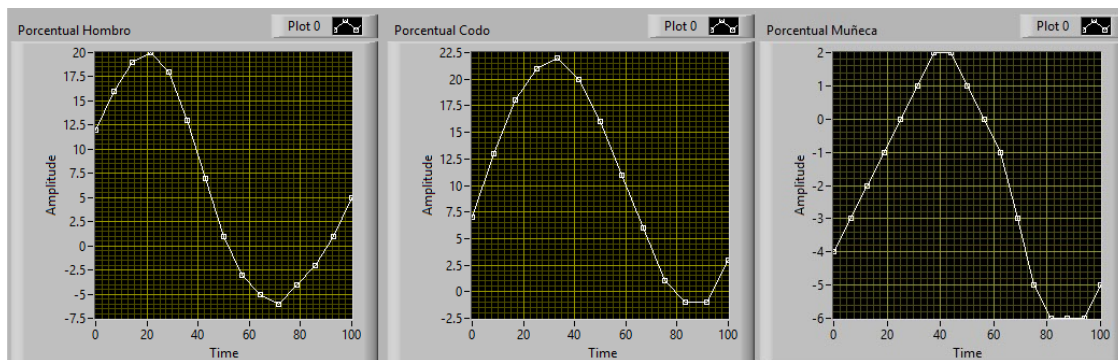


Figura 3.16. Gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del segundo individuo.

Tabla 3.6. Datos de posición angular del individuo dos.

Hombro (°)	Codo (°)	Muñeca (°)
12	7	-4
16	10	-3
19	13	-2
20	16	-1
18	18	0
13	21	1
7	22	2
1	20	1
-3	16	0
-5	11	-1
-6	6	-3
-4	1	-5
-2	-1	-6
1	-1	-6
5	3	-5

Velocidad angular.

En la figura 3.17 y en la tabla 3.7 se muestran los datos adquiridos en la prueba de velocidad angular del segundo individuo.

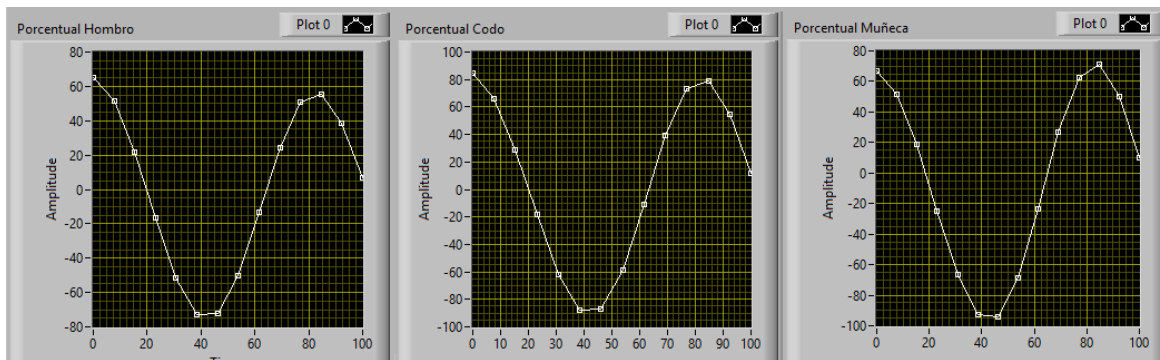


Figura 3.17. Gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del segundo individuo.

Tabla 3.7. Datos de velocidad angular del individuo dos.

Hombro (°/s)	Codo (°/s)	Muñeca (°/s)
65	85	67
52	65	52
22	29	19
-17	-19	-25
-52	-62	-67
-74	-89	-94
-72	-87	-95
-50	-59	-69
-14	-10	-24
25	40	27
50	74	62
55	80	72
39	55	50
7	12	10

Aceleración Lineal.

En la figura 3.18 y en la tabla 3.8 se muestran los datos adquiridos en la prueba de aceleración lineal del segundo individuo.

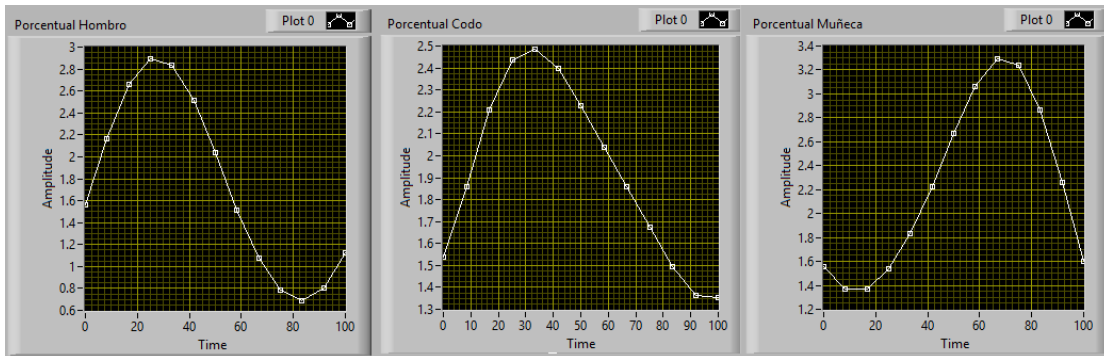


Figura 3.18. Gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del segundo individuo.

Tabla 3.8. Datos de aceleración lineal del individuo dos.

Hombro (m/s ²)	Codo (m/s ²)	Muñeca (m/s ²)
1.55	1.54	1.55
2.15	1.87	1.39
2.65	2.22	1.39
2.9	2.43	1.58
2.85	2.49	1.84
2.5	2.4	2.22
2.05	2.23	2.67
1.5	2.04	3.05
1.1	1.87	3.3
0.8	1.68	3.25
0.7	1.5	2.87
0.8	1.37	2.27
1.15	1.35	1.6

Cadencia.

En la figura 3.19 se muestra la cadencia obtenida para el individuo dos, tras haber concluido la distancia especificada. Al igual que el individuo uno, recorrió la misma distancia en el mismo número de zancadas y prácticamente el mismo tiempo, lo cual puede justificarse con la similitud en sus dimensiones corporales.

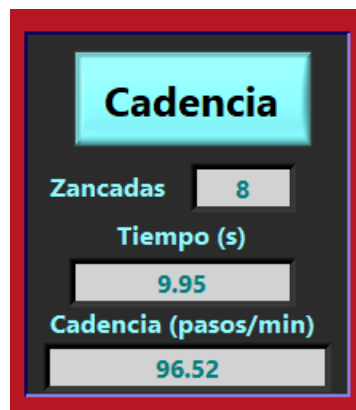


Figura 3.19. Cadencia registrada del individuo dos.

3.4.3 Tercer individuo.

En la tabla 3.9 se muestra la información registrada con respecto a las características corporales del tercer individuo. Éste posee un índice de masa corporal de 24.05, cuya clasificación corresponde a peso normal.

Tabla 3.9. Información corporal del individuo tres.

<i>Individuo 3</i>	
Sexo	Masculino
Edad (años)	27
Peso (kg)	74.5
Estatura (m)	1.76
IMC (cm/kg)	24.05

Posición angular.

En la figura 3.20 y en la tabla 3.10 se muestran los datos adquiridos en la prueba de posición angular del tercer individuo. Este individuo fue el que presentó los valores de flexión y extensión más elevados.

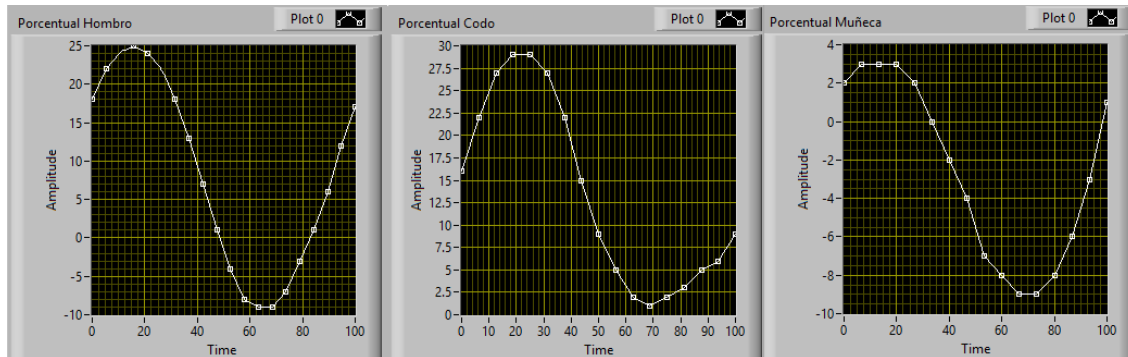


Figura 3.20. Gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del tercer individuo.

Tabla 3.10. Datos de posición angular del individuo tres.

Hombro (°)	Codo (°)	Muñeca (°)
18	16	2
22	22	3
25	27	3
24	29	3
18	29	2
13	27	0
7	22	-2
1	15	-4
-4	9	-7
-9	5	-8
-7	2	-9
-3	1	-9
1	2	-8
6	3	-6
12	5	-3
17	9	1

Velocidad angular.

En la figura 3.21 y en la tabla 3.11 se muestran los datos adquiridos en la prueba de velocidad angular del tercer individuo.

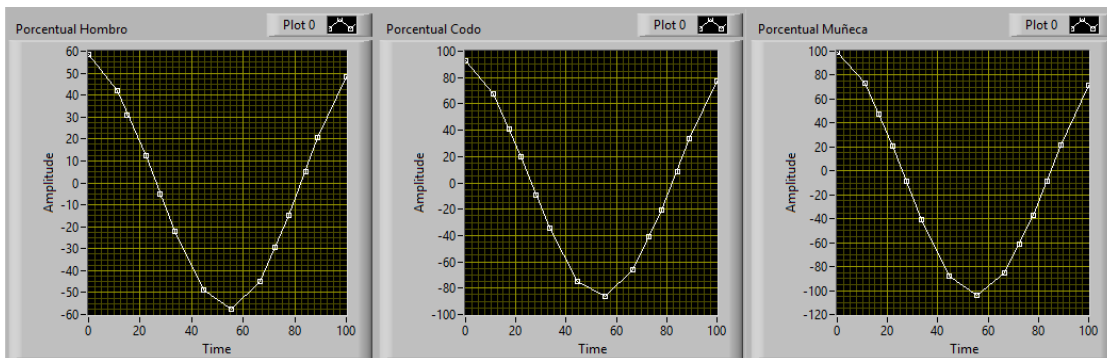


Figura 3.21. Gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del tercer individuo.

Tabla 3.11. Datos de velocidad angular del individuo tres.

Hombro (°/s)	Codo (°/s)	Muñeca (°/s)
58	93	100
42	67	74
31	41	48
13	20	21
-5	-9	-8
-22	-34	-41
-49	-75	-89
-58	-87	-105
-45	-67	-85
-30	-42	-61
-15	-22	-38
5	8	-9
20	33	22
49	78	72

Aceleración Lineal.

En la figura 3.22 y en la tabla 3.12 se muestran los datos adquiridos en la prueba de aceleración lineal del tercer individuo. Este individuo presentó aceleraciones pequeñas, a pesar de poseer las extensiones y flexiones de mayor magnitud.

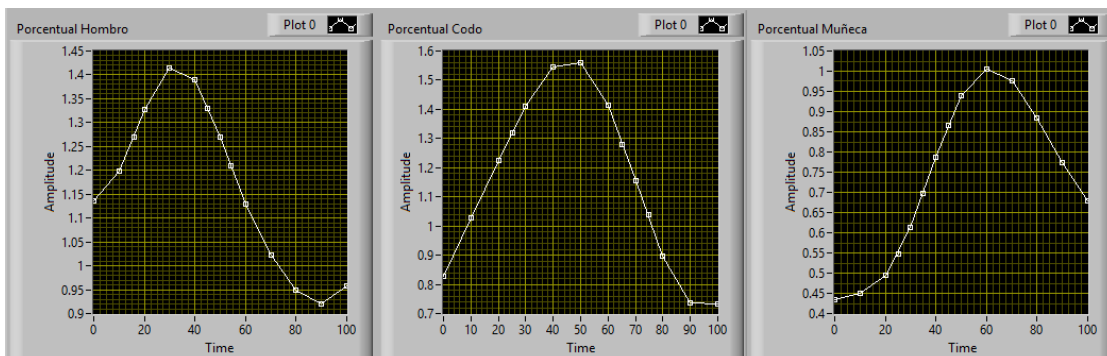


Figura 3.22. Gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del tercer individuo.

Tabla 3.12. Datos de aceleración lineal del individuo tres.

Hombro (m/s ²)	Codo (m/s ²)	Muñeca (m/s ²)
1.14	0.83	0.43
1.2	1.03	0.45
1.27	1.22	0.49
1.33	1.32	0.55
1.42	1.41	0.62
1.39	1.55	0.7
1.33	1.56	0.78
1.27	1.41	0.87
1.21	1.28	0.94
1.13	1.16	1.01
1.02	1.04	0.97
0.95	0.9	0.88
0.92	0.74	0.78
0.96	0.73	0.68

Cadencia.

En la figura 3.23 se muestra la cadencia obtenida para el individuo tres, el cual recorrió los 10 metros con sólo siete zancadas, sin embargo, presentó la cadencia más baja. Esto podría relacionarse con las bajas aceleraciones del brazo presentadas durante la prueba.



Figura 3.23. Cadencia registrada del individuo tres.

3.4.4 Cuarto individuo.

En la tabla 3.13 se muestra la información registrada con respecto a las características corporales del cuarto individuo. Éste posee un índice de masa corporal de 24.51, es decir, peso normal.

Tabla 3.13. Información corporal del individuo cuatro.

Individuo 4	
Sexo	Masculino
Edad (años)	26
Peso (kg)	70
Estatura (m)	1.69
IMC (cm/kg)	24.51

Posición angular.

En la figura 3.24 y en la tabla 3.14 se muestran los datos adquiridos en la prueba de posición angular del cuarto individuo, obteniendo valores similares a los de los individuos uno y dos, lo cual era de esperarse considerando sus similitudes corporales.

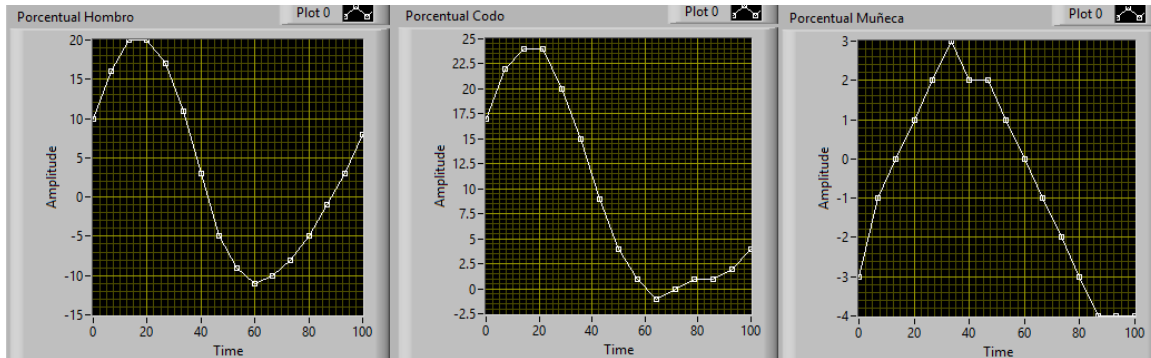


Figura 3.24. Gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del cuarto individuo.

Tabla 3.14. Datos de posición angular del individuo cuatro.

Hombro (°)	Codo (°)	Muñeca (°)
10	17	-3
16	20	-1
20	22	0
20	24	1
17	24	2
11	20	3
3	15	2
-5	9	2
-9	4	1
-11	1	0
-10	-1	-1
-8	0	-2
-5	1	-3
-1	1	-4
3	2	-4
8	4	-4

Velocidad angular.

En la figura 3.25 y en la tabla 3.15 se muestran los datos adquiridos en la prueba de velocidad angular del cuarto individuo.

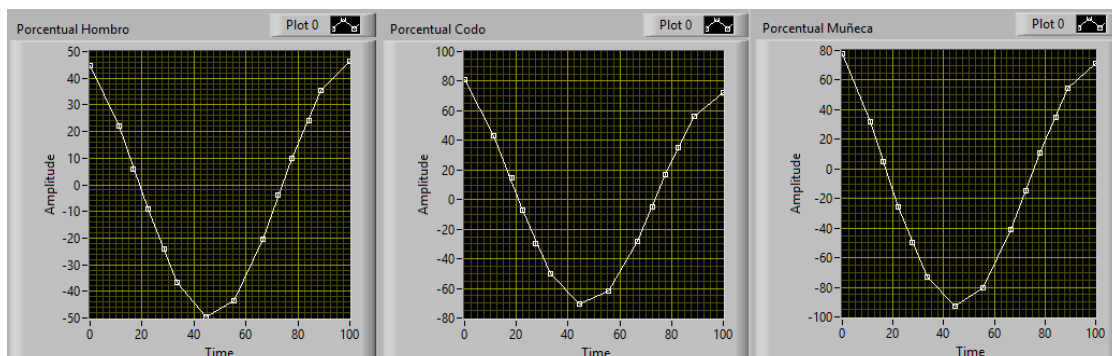


Figura 3.25. Gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del cuarto individuo.

Tabla 3.15. Datos de velocidad angular del individuo cuatro.

Hombro (°/s)	Codo (°/s)	Muñeca (°/s)
45	80	78
22	44	32
6	15	5
-9	-7	-25
-24	-30	-50
-37	-50	-74
-50	-70	-94
-44	-62	-80
-20	-29	-40
-4	-5	-15
10	17	10
24	35	35
36	57	55
46	72	72

Aceleración Lineal.

En la figura 3.26 y en la tabla 3.16 se muestran los datos adquiridos en la prueba de aceleración lineal del cuarto individuo.

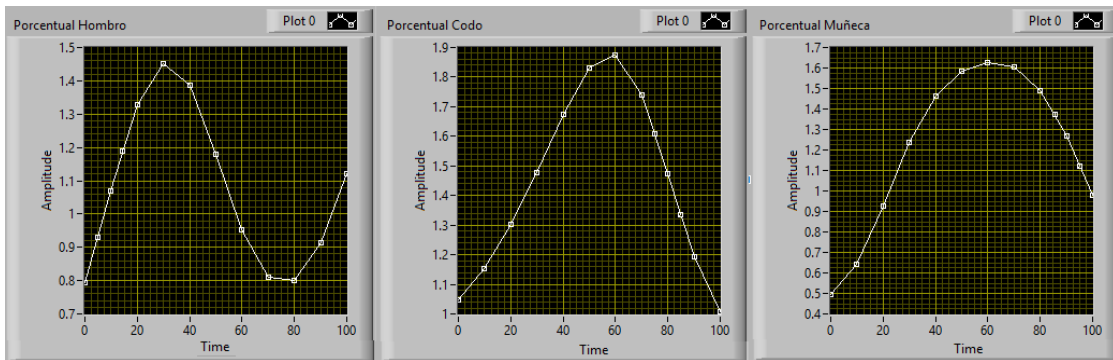


Figura 3.26. Gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del cuarto individuo.

Tabla 3.16. Datos de aceleración lineal del individuo cuatro.

Hombro (m/s ²)	Codo (m/s ²)	Muñeca (m/s ²)
0.79	1.05	0.5
0.93	1.15	0.64
1.07	1.3	0.92
1.19	1.48	1.23
1.33	1.67	1.46
1.45	1.83	1.59
1.39	1.87	1.63
1.18	1.74	1.61
0.95	1.61	1.49
0.81	1.47	1.38
0.8	1.34	1.27
0.91	1.19	1.12
1.12	1.01	0.98

Cadencia.

En la figura 3.27 se muestra la cadencia obtenida para el individuo cuatro, el cual también concluyó la prueba con ocho zancadas.

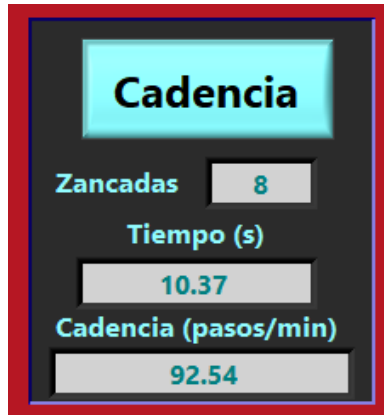


Figura 3.27. Cadencia registrada del individuo cuatro.

3.4.4.1 Quinto individuo.

En la tabla 3.17 se muestra la información registrada con respecto a las características corporales del quinto individuo. Éste posee un índice de masa corporal de 24.44, correspondiente a un peso normal.

Tabla 3.17. Información corporal del individuo cinco.

Individuo 5

Sexo	Masculino
Edad (años)	26
Peso (kg)	74
Estatura (m)	1.74
IMC (cm/kg)	24.44

Posición angular.

En la figura 3.28 y en la tabla 3.18 se muestran los datos adquiridos en la prueba de posición angular del quinto individuo.

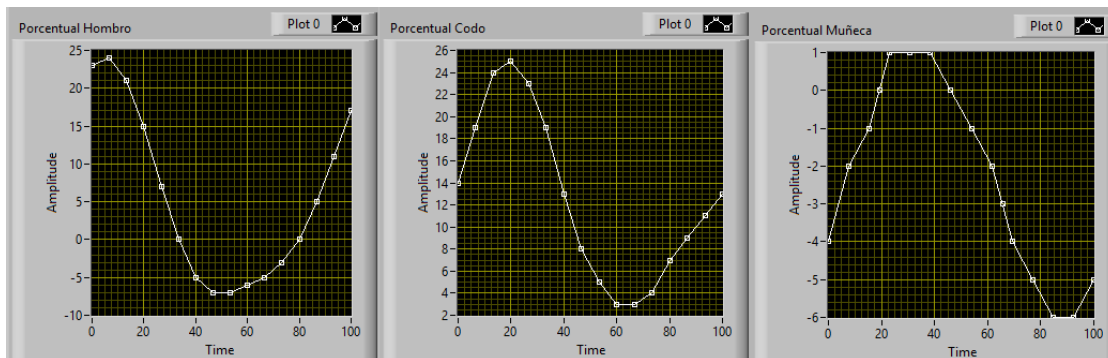


Figura 3.28. Gráficos de posición angular contra porcentaje de marcha del quinto individuo.

Tabla 3.18. Datos de posición angular del individuo cinco.

Hombro (°)	Codo (°)	Muñeca (°)
23	14	-4
24	19	-2
21	24	-1
15	25	0
7	23	1
0	19	1
-5	13	1
-7	8	0
-7	5	-1
-6	3	-2
-5	3	-3
-3	4	-4
0	7	-5
5	9	-6
11	11	-6
17	13	-5

Velocidad angular.

En la figura 3.29 y en la tabla 3.19 se muestran los datos adquiridos en la prueba de velocidad angular del quinto individuo.

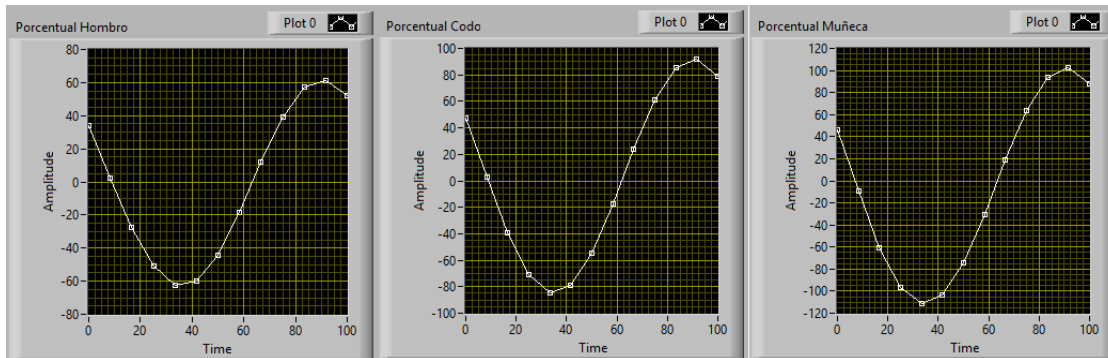


Figura 3.29. Gráficos de velocidad angular contra porcentaje de marcha del quinto individuo.

Tabla 3.19. Datos de velocidad angular del individuo cinco.

Hombro (°/s)	Codo (°/s)	Muñeca (°/s)
34	49	43
2	3	-9
-27	-40	-60
-50	-70	-99
-61	-85	-110
-60	-80	-105
-43	-55	-75
-19	-19	-30
12	23	20
40	60	63
58	83	95
60	86	102
52	80	87

Aceleración Lineal.

En la figura 3.30 y en la tabla 3.20 se muestran los datos adquiridos en la prueba de aceleración lineal del quinto individuo.

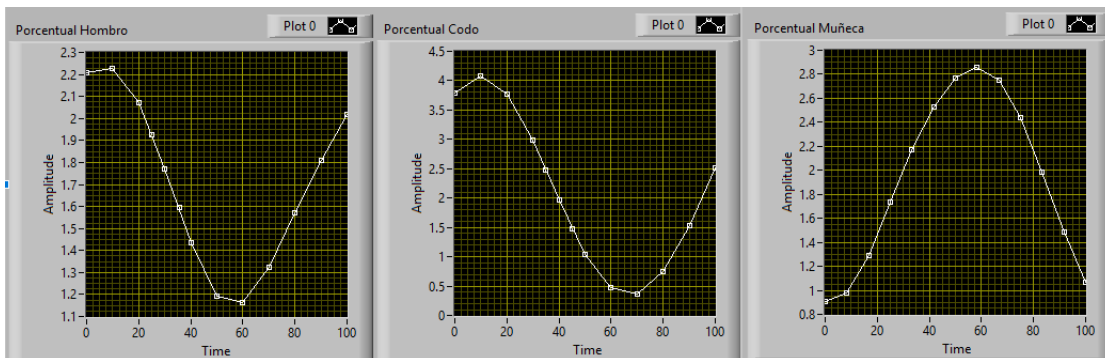


Figura 3.30. Gráficos de aceleración lineal contra porcentaje de marcha del quinto individuo.

Tabla 3.20. Datos de aceleración lineal del individuo cinco.

Hombro (m/s ²)	Codo (m/s ²)	Muñeca (m/s ²)
2.21	3.8	0.9
2.23	4.1	0.99
2.08	3.8	1.29
1.93	3	1.74
1.77	2.5	2.17
1.6	1.95	2.43
1.44	1.5	2.77
1.19	1.05	2.86
1.17	0.5	2.75
1.33	0.4	2.42
1.58	0.75	1.99
1.81	1.55	1.49
2.2	2.5	1.07

Cadencia.

En la figura 3.31 se muestra la cadencia obtenida para el último individuo, el cual obtuvo una cadencia de 94.5 pasos por minutos.



Figura 3.31. Cadencia registrada del individuo cinco.

3.5 Posición angular promedio.

Con la información obtenida en las pruebas de posición angular, se realizó un promedio con los datos de las tres articulaciones monitoreadas, se calculó su desviación estándar y finalmente, se generó el gráfico contra porcentaje de marcha para obtener los primeros gráficos tentativos de posición angular para miembro superior.

3.5.1 Hombro.

A continuación, en la tabla 3.21 se muestran los datos de posición angular promedio para hombro, junto con la desviación estándar correspondiente a cada punto. En promedio, el hombro presentó una oscilación con amplitud de 29°.

Tabla 3.21. Posición angular promedio del hombro con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Ángulo (°)	Desviación estándar
0	21.6	2.70
7	19.8	3.03
14	14.6	3.21
21	8.4	3.58
29	2	3.16
36	-3.4	2.61
43	-6.4	1.95
50	-7.6	2.30
57	-5.8	2.77
64	-3.2	2.95
71	-0.2	2.77
79	4.2	2.95
86	9.8	3.83
93	14.6	3.78
100	19.6	2.88

En la figura 3.32, se muestra el gráfico de posición angular promedio contra porcentaje de marcha del hombro con respecto al plano sagital. En color rojo se muestra la flexión extensión promedio del hombro, mientras que en color azul y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de la desviación estándar.

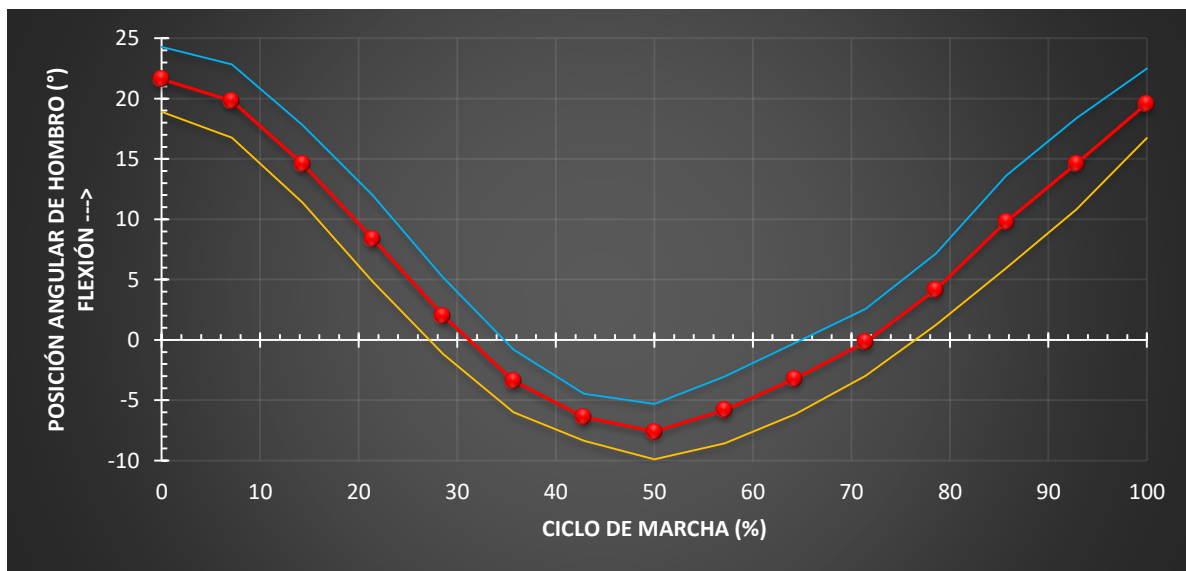


Figura 3.32. Gráfico tentativo de flexión-extensión del hombro en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.5.2 Codo.

Enseguida, en la tabla 3.22 se muestran los datos de posición angular promedio para codo, junto con su desviación estándar. En promedio, el codo experimentó una oscilación con amplitud de 24°.

Tabla 3.22. Posición angular promedio del codo con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Ángulo (°)	Desviación estándar
0	24.4	2.88
7	23	2.74
14	18.8	2.39
21	13.2	1.79
29	7.6	1.52
36	3.4	1.82
43	0.8	1.79
50	0.4	1.67
57	2	1.58
64	3.8	3.03
71	5.8	3.56
79	8.8	3.49
86	14.8	2.39
93	19	2.24
100	22.8	2.77

En la figura 3.33 se muestra el gráfico de posición angular promedio contra porcentaje de marcha del codo con respecto al plano sagital. En color rojo se muestra la flexión extensión promedio del codo, mientras que en color azul y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de la desviación estándar.

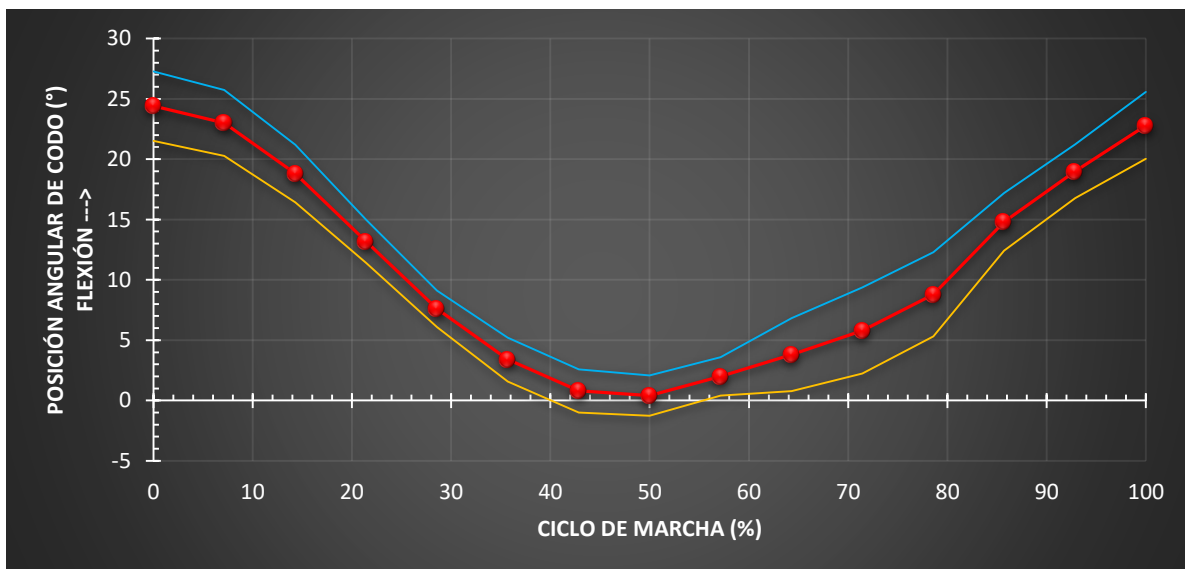


Figura 3.33. Gráfico tentativo de flexión-extensión del codo en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.5.3 Muñeca.

Finalmente, en la tabla 3.23 se muestra los datos de posición angular promedio para muñeca, junto con su desviación estándar. En promedio, la muñeca experimentó una oscilación con amplitud de 7.6°.

Tabla 3.23. Posición angular promedio de la muñeca con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Ángulo (°)	Desviación estándar
0	2.4	0.89
7	2	1.00
14	1	1.00
21	-0.2	0.84
29	-1.6	1.14
36	-3	1.58
43	-4.4	2.07
50	-5.2	1.92
57	-5.2	2.59
64	-4.8	2.95
71	-4.4	2.19
79	-3	2.00
86	-1.4	1.14
93	0.4	0.89
100	1.4	0.89

En la figura 3.34 se muestra el gráfico de posición angular promedio contra porcentaje de marcha de la muñeca con respecto al plano sagital. En color rojo se muestra la flexión extensión promedio de la muñeca, mientras que en color azul y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de la desviación estándar.

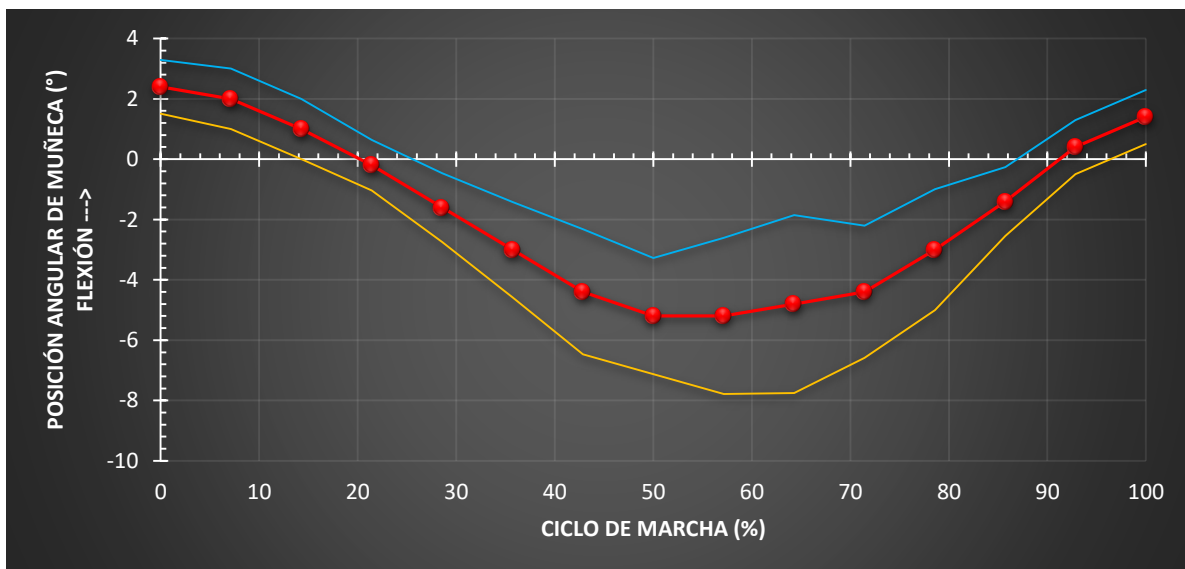


Figura 3.34. Gráfico tentativo de flexión-extensión de la muñeca en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.6 Velocidad angular promedio.

De igual forma, con la información obtenida en las pruebas de velocidad angular, se realizó un promedio con los datos de las tres articulaciones, se obtuvo su desviación estándar y nuevamente, se generaron sus gráficos contra porcentaje de marcha para obtener los primeros gráficos tentativos de velocidad angular para miembro superior.

3.6.1 Hombro.

En la tabla 3.24 se muestran los datos de velocidad angular promedio para hombro, junto con la desviación estándar correspondiente a cada punto. En promedio, el hombro alcanzó una velocidad angular de 56.6 (°/s) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 57.6 (°/s).

Tabla 3.24. Velocidad angular promedio de hombro con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Velocidad angular (°/s)	Desviación estándar
0	56.6	7.44
8.33	44.6	13.56
16.67	27	13.75
25	-2.75	13.07
33.33	-25.4	17.83
41.67	-47.4	17.62
50	-57.6	9.86
58.33	-50.8	6.76
66.67	-31.8	15.75
75	-14.6	15.08
83.33	8	13.40
91.67	30.4	13.96
100	50	6.52

En la figura 3.35 se muestra el gráfico de velocidad angular promedio contra porcentaje de marcha del hombro con respecto al plano sagital. En color azul se muestra la velocidad angular promedio del hombro, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

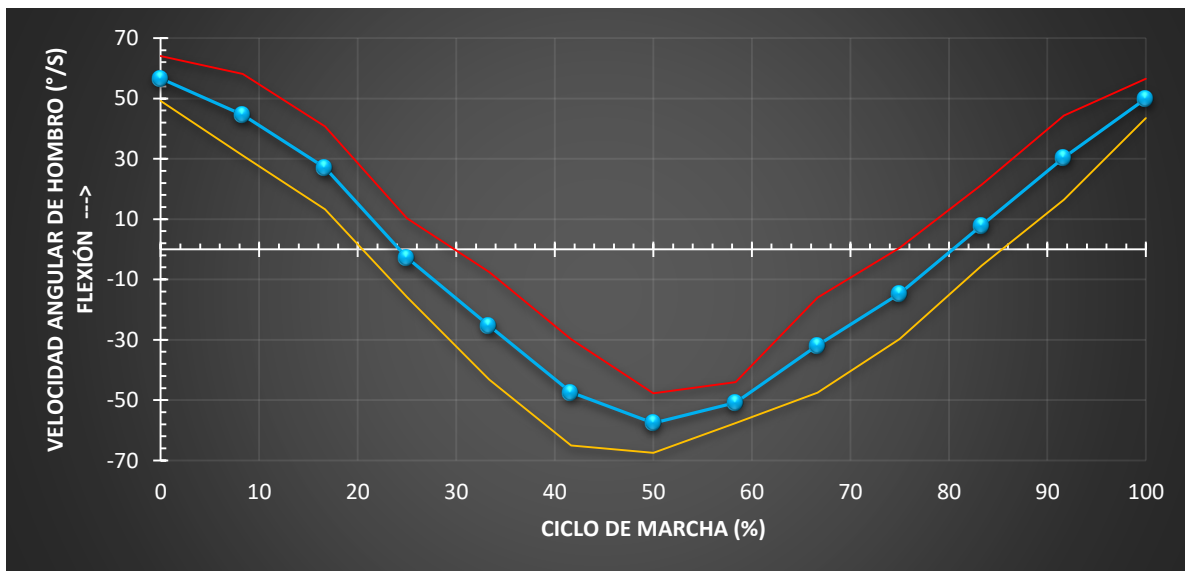


Figura 3.35. Gráfico tentativo de velocidad angular del hombro en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.6.2 Codo.

En la tabla 3.25 se muestran los datos de velocidad angular promedio para codo, junto con su desviación estándar. En promedio, el codo alcanzó una velocidad angular de 88.8 (°/s) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 81.2 (°/s).

Tabla 3.25. Velocidad angular promedio de codo con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Velocidad angular (°/s)	Desviación estándar
0	88.8	7.79
8	70.8	19.94
17	41.8	22.57
25	2	23.69
33	-34.2	20.47
42	-66.2	17.63
50	-81.2	7.50
58	-71	12.02
67	-42.6	25.42
75	-13.2	29.15
83	16.2	17.46
92	48.4	17.87
100	78.6	4.10

En la figura 3.36 se muestra el gráfico de velocidad angular promedio contra porcentaje de marcha del codo con respecto al plano sagital. En color azul se muestra la velocidad angular promedio del codo, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

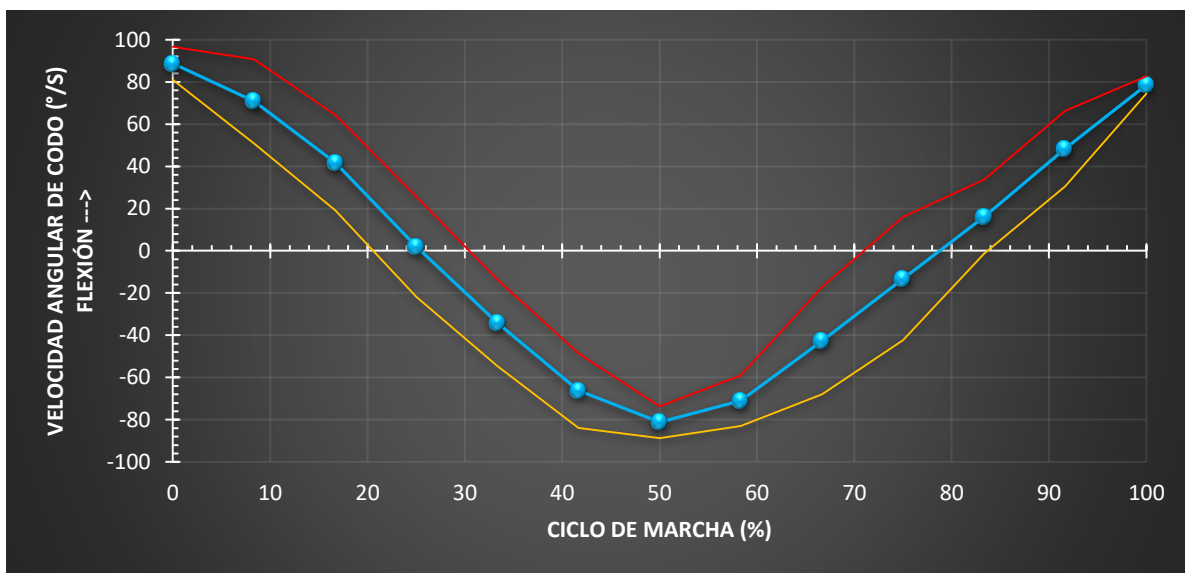


Figura 3.36. Gráfico tentativo de velocidad angular del codo en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.6.3 Muñeca.

En la tabla 3.26 se muestran los datos de velocidad angular promedio para muñeca, junto con su desviación estándar. En promedio, la muñeca alcanzó una velocidad angular de 94.8 (°/s) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 103 (°/s).

Tabla 3.26. Velocidad angular promedio de muñeca con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Velocidad angular (°/s)	Desviación estándar
0	94.8	20.13
8	70	23.23
17	39.6	19.63
25	-1	20.15
33	-43	26.12
42	-78.6	27.84
50	-103	15.54
58	-94.2	18.62
67	-59.8	26.32
75	-18.6	18.3
83	17.6	18.45
92	56.4	25.19
100	83.2	21.51

En la figura 3.37 se muestra el gráfico de velocidad angular promedio contra porcentaje de marcha de la muñeca con respecto al plano sagital. En color azul se muestra la velocidad angular promedio de la muñeca, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

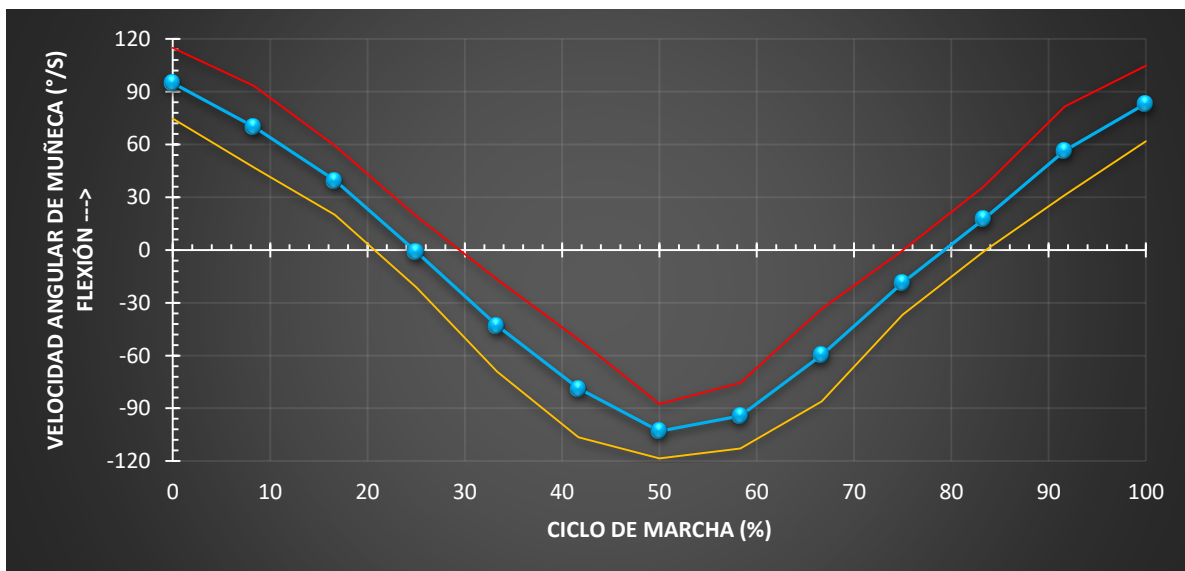


Figura 3.37. Gráfico tentativo de velocidad angular de muñeca en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.7 Aceleración lineal promedio.

Del mismo modo, con la información de las pruebas de aceleración lineal obtenida también se adquirieron los promedios correspondientes para cada articulación, se obtuvo su desviación estándar y sus gráficos contra porcentaje de marcha para obtener los primeros gráficos tentativos de aceleración lineal para miembro superior.

3.7.1 Hombro

En la tabla 3.27 se muestran los datos de aceleración lineal promedio para hombro, junto con la desviación estándar correspondiente a cada punto. En promedio, el hombro alcanzó una aceleración lineal de 2.17 (m/s²) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 0.802 (m/s²).

Tabla 3.27. Aceleración lineal promedio de hombro con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Aceleración lineal (m/s ²)	Desviación estándar
0	2.17	0.72
8	2.062	0.67
17	1.808	0.55
25	1.498	0.43
33	1.184	0.37
42	0.962	0.41
50	0.802	0.37
58	0.82	0.29
67	0.984	0.2
75	1.308	0.26
83	1.42	0.32
92	1.922	0.68
100	2.07	0.71

En la figura 3.38 se muestra el gráfico de aceleración lineal promedio contra porcentaje de marcha del hombro con respecto al plano sagital. En color verde se muestra la aceleración lineal promedio del hombro, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

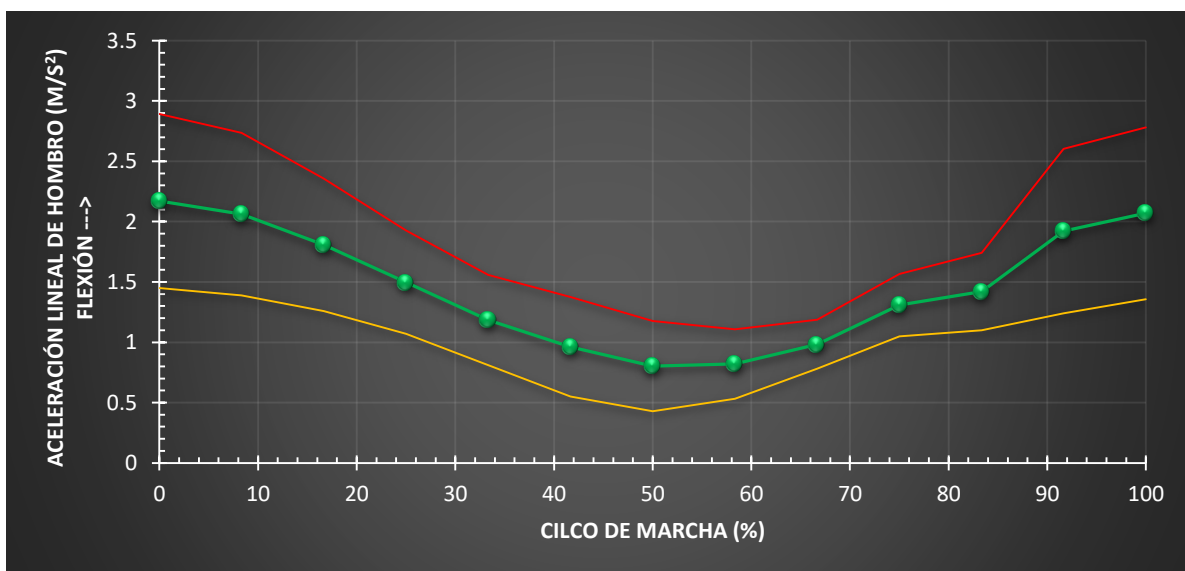


Figura 3.38. Gráfico tentativo de aceleración lineal de hombro en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.7.2 Codo

En la tabla 3.28 se muestran los datos de aceleración lineal promedio para codo, junto con la desviación estándar correspondiente a cada punto. En promedio, el codo alcanzó una aceleración lineal de 3 (m/s²) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 0.91 (m/s²).

Tabla 3.28. Aceleración lineal promedio de codo con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Aceleración lineal (m/s ²)	Desviación estándar
0	3	1.48
8	2.77	1.33
17	2.35	0.98
25	1.96	0.64
33	1.6	0.39
42	1.29	0.3
50	1.03	0.29
58	0.91	0.33
67	1.04	0.43
75	1.40	0.63
83	1.86	0.78
92	2.36	1.08
100	2.88	1.38

En la figura 3.39 se muestra el gráfico de aceleración lineal promedio contra porcentaje de marcha del codo con respecto al plano sagital. En color verde se muestra la aceleración lineal promedio del codo, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

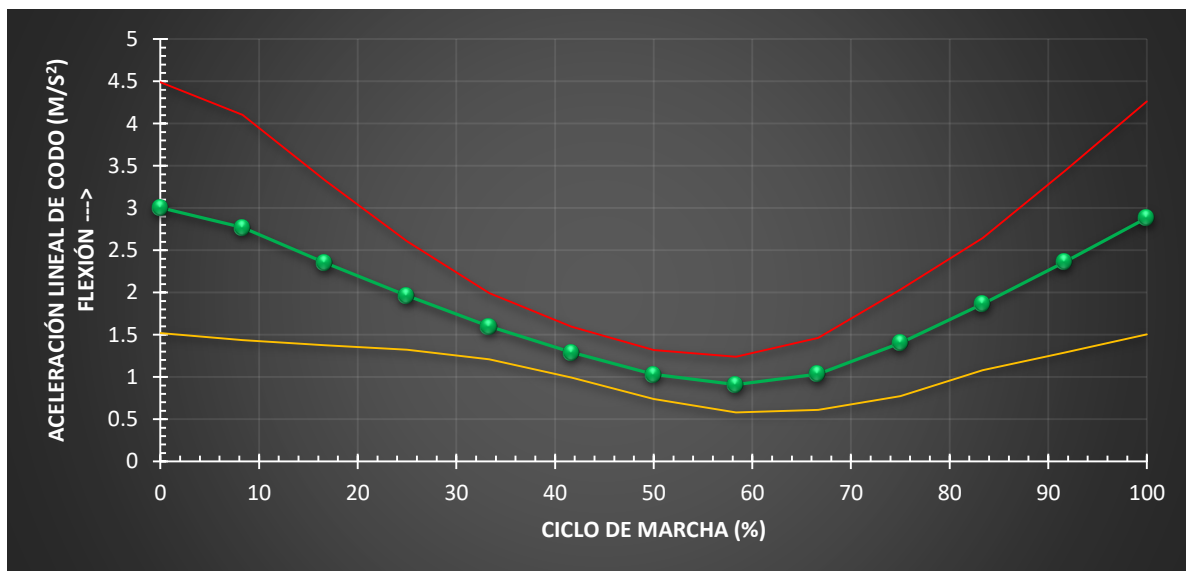


Figura 3.39. Gráfico tentativo de aceleración lineal de codo en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.7.3 Muñeca

En la tabla 3.29 se muestran los datos de aceleración lineal promedio para muñeca, junto con la desviación estándar correspondiente a cada punto. En promedio, el codo alcanzó una aceleración lineal de 2.41 (m/s²) en flexión, mientras que para extensión alcanzó 0.84 (m/s²).

Tabla 3.29. Aceleración lineal promedio de muñeca con desviación estándar.

Porcentaje (%)	Aceleración lineal (m/s ²)	Desviación estándar
0	2.41	1.03
8	2.35	1
17	2.09	0.87
25	1.73	0.64
33	1.37	0.43
42	0.96	0.44
50	0.86	0.36
58	0.84	0.38
67	1.07	0.45
75	1.39	0.58
83	1.74	0.74
92	2.06	0.91
100	2.29	0.97

En la figura 3.40 se muestra el gráfico de aceleración lineal promedio contra porcentaje de marcha de la muñeca con respecto al plano sagital. En color verde se muestra la aceleración lineal promedio de la muñeca, mientras que en color rojo y amarillo se muestran los límites superior e inferior respectivamente de su desviación estándar.

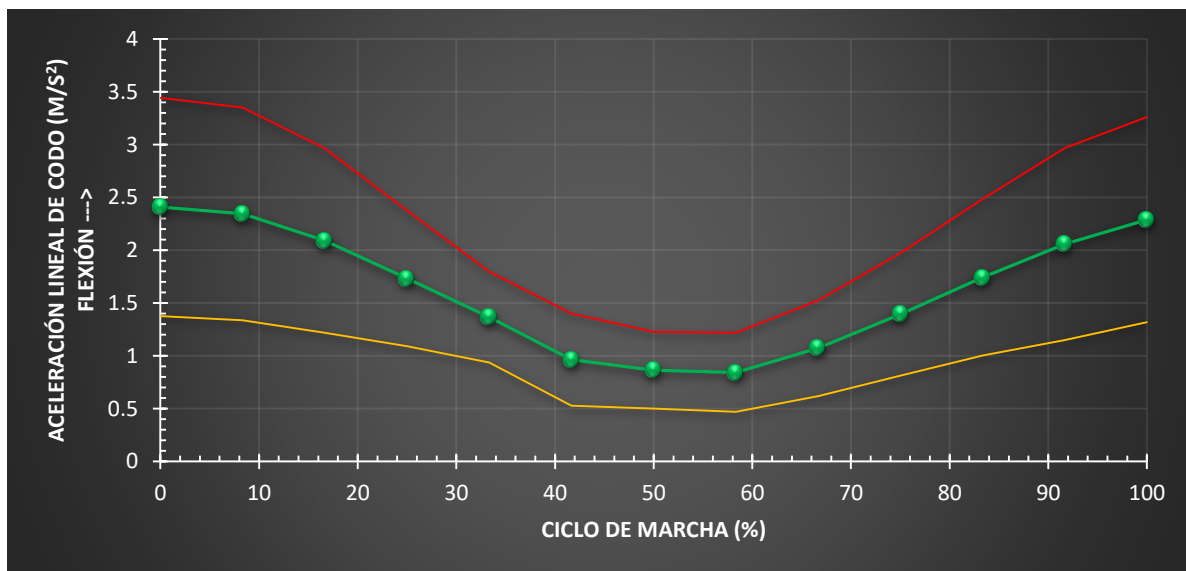


Figura 3.40. Gráfico tentativo de aceleración lineal de muñeca en el plano sagital durante un ciclo de marcha.

3.8 Cadencia promedio.

Finalmente, con las cadencias calculadas en cada prueba y los datos de cada individuo, se obtuvo una cadencia promedio de 94.07 pasos por minuto. Ésta representa la cadencia tentativa para el sujeto mexicano joven adulto con una edad promedio de 26 años, peso de 72 kg, estatura de 172 cm y con IMC de 24.5 cm/kg. En la tabla 3.30 se muestra lo anterior.

Tabla 3.30. Cadencia tentativa para el sujeto mexicano joven adulto aparentemente sano.

Individuo	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura (cm)	IMC (cm/kg)	Cadencia (pasos /minuto)
1	24	70	170	24.22	97.56
2	25	74	171	25.31	96.52
3	27	74.5	176	24.05	89.25
4	26	70	169	24.51	92.54
5	26	74	174	24.44	94.48
Promedio	25.6	72.5	172	24.506	94.07

3.9 Discusión de resultados.

El sistema MONSIMA está enfocado principalmente para el monitoreo de la cinemática de miembro superior durante la marcha del adulto mayor, sin embargo, las pruebas se realizaron en individuos pertenecientes a la etapa joven-adulto [30].

Con los resultados obtenidos en las pruebas, es posible realizar las siguientes observaciones, sin embargo, es importante señalar que para su completa validación, se deben realizar más pruebas con más individuos.

- Como se investigó en el capítulo uno, y de acuerdo a los resultados obtenidos, los brazos se comportan como péndulos que oscilan durante la marcha de forma sincrónica con los miembros inferiores, pero en oposición de fase, es decir, en sincronía con la extremidad opuesta. En los gráficos obtenidos, se observa que el hombro alcanzó movimientos de flexión de entre 19 y 25°, mientras que la extensión presentó valores de entre -6 y -11°. En promedio, el hombro experimentó una oscilación con amplitud de 29°.
- El codo presentó flexiones de entre 22° y 29°, alcanzando la completa extensión en 0° aproximadamente. La flexión presenta un ligero retraso con respecto al hombro; entre mayor sea dicha flexión, será más evidente el retraso que ésta presenta con respecto a la flexión del hombro. En promedio, el codo experimentó una oscilación con amplitud de 24°.
- Los valores adquiridos de posición angular y aceleración lineal del codo, sugieren la existencia de una fuerza particular ejercida a dicha articulación por algunos individuos, generando flexiones mayores, mientras que, en otros, la flexión sufrida es producto sólo de la fuerza generada en el hombro, lo cual confiere un movimiento meramente inercial al antebrazo y muñeca.
- La muñeca presentó un comportamiento aleatorio, ya que hubo individuos en los que el movimiento de la muñeca presentó valores de entre 1° y 3° para flexión y entre -3° y -6° para extensión, mientras que en otros el movimiento era mínimo o nulo, incluso con valores normales de flexión y extensión del hombro y codo. Con esto, se puede plantear la inexistencia de fuerza en la muñeca, es decir, el movimiento sufrido en la misma, es producto de la inercia generada por el movimiento del hombro, y en su caso, del codo, por lo que, si la articulación muestra cierta rigidez, la flexión y extensión que pudiera presentar será mínima o nula. En promedio, la muñeca experimentó una oscilación con amplitud de 7°.

- No fue posible establecer un patrón directo entre la cadencia obtenida y las magnitudes de flexión y extensión de miembro superior, ya que hubo individuos que presentaron prácticamente la misma cadencia con menores valores en sus gráficos de posición angular. Esto permite suponer que un individuo puede obtener la misma cadencia con una flexión y extensión mínimas del miembro superior, sin embargo, esto podría implicar un mayor gasto energético.
- Los individuos con mayores aceleraciones registradas en el miembro superior, obtuvieron una cadencia mayor, sin embargo, los individuos con flexiones y extensiones mayores no necesariamente implicaron mayor cadencia. Esto confiere cierta validación a la teoría acerca de que el miembro superior no sólo brinda amortiguación y estabilidad al cuerpo durante la marcha, sino que puede existir una relación directa con el impulso del cuerpo hacia delante, sugiriéndose que, si el individuo aplica mayor fuerza durante el braceo, puede incrementar ligeramente dicho impulso.

A partir de esto, se puede plantear una relación entre las aceleraciones del brazo con la cadencia, ya que entre mayor sea la fuerza ejercida en el miembro superior, es posible que se consiga una mayor cadencia, sin embargo, se estaría alterando la fuerza natural que genera la oscilación del brazo, por lo que el gasto energético podría ser mayor.

Dado que existe muy poca información sobre el comportamiento del miembro superior durante la marcha, y como se mencionó, estas observaciones fueron realizadas a partir de los gráficos tentativos del miembro superior adquiridos durante estas cinco pruebas, es necesaria la realización de más pruebas para poder validar lo anterior.

Por otra parte, se observó una desviación estándar aceptable en cada parámetro estudiado, puesto que se obtuvieron desviaciones mínimas de acuerdo al orden del parámetro en cuestión, lo cual indica una dispersión de datos bastante cercana a la media. Esto manifiesta un comportamiento cinemático del miembro superior bastante similar para el grupo de individuos utilizado para el desarrollo de las pruebas, lo cual puede justificarse considerando la similitud en sus características corporales generales.

4. Conclusiones.

Se diseñó y fabricó el sistema ambulatorio capaz de monitorear la cinemática del miembro superior durante la marcha del adulto mayor (MONSIMA) propuesto en el objetivo principal del presente trabajo; con su correcto funcionamiento durante las pruebas desarrolladas con base en el protocolo propuesto y con los resultados obtenidos, se puede concluir con éxito el cumplimiento de los objetivos del proyecto.

Por otra parte, la interfaz desarrollada cumplió con las especificaciones planteadas, al ofrecer una interacción amigable y sencilla con el usuario, además de una correcta y ordenada visualización de la información monitoreada. Adicionalmente, el sistema fue capaz de calcular correctamente la cadencia que cada individuo alcanzó durante la prueba, así como la cantidad de zancadas realizadas y el tiempo transcurrido durante la misma.

Hasta el momento, el sistema ha permitido monitorear la marcha sin problemas de incomodidad por parte del individuo de estudio, con el único posible inconveniente de que el individuo debía ir cableado, sin embargo, la satisfacción por parte del operador del dispositivo y los mismos individuos de estudio comprueba el cumplimiento de los requerimientos y especificaciones.

Es importante señalar que no se encontró literatura para el miembro superior, por lo que el sistema MONSIMA permitió obtener los primeros gráficos tentativos de posición angular, velocidad angular y aceleración lineal de marcha humana para miembro superior. Por otra parte, dada la escasa información registrada sobre estudios de marcha realizados en población mexicana y latinoamericana, el sistema MONSIMA, representa una opción con potencial para generar una propia base de datos.

Aunque existen tecnologías cuya precisión y confiabilidad de los datos pudiera superar a la de los sensores inerciales, el sistema MONSIMA puede ser utilizado como estudio preliminar para determinar la necesidad de otros estudios de marcha más específicos. Sin embargo, la precisión con la que el sistema MONSIMA puede monitorear la marcha, su portabilidad, bajo costo y mínima capacitación para su uso, permiten que prácticamente cualquier clínica o personal médico tenga acceso a esta tecnología, por lo que existe la posibilidad de que este sistema sea suficiente para diagnosticar e incluso, dar seguimiento en la rehabilitación de ciertas patologías.

Durante el diseño y fabricación del sistema MONSIMA, se presentaron tres problemáticas cruciales, las cuales se enlistan a continuación:

- La cantidad de datos a procesar en tiempo real representó la limitante más importante. El monitoreo de la cinemática de la marcha para miembro superior implica obtener tres parámetros por cada articulación (posición angular, velocidad angular y aceleración lineal), por lo que esto disminuye considerablemente la tasa de datos para cada parámetro.

Por tal razón, se optó por ofrecer las opciones de monitorear la cinemática en forma parcial o integral. El monitoreo parcial se enfoca en monitorear un sólo parámetro para las tres articulaciones, con lo que el sistema sólo procesa tres datos, generando un incremento en su tasa final (10 datos/segundo). El monitoreo integral adquiere los tres parámetros para cada articulación, sin embargo, esta opción ofrece una tasa menor de datos (7 datos/segundo), es decir, una menor frecuencia de muestreo.

- Los sensores mostraron un comportamiento con tal sensibilidad que, durante el desarrollo de las pruebas de marcha, los gráficos mostraban ciertos picos no deseados debido principalmente a los impactos producidos contra el suelo, por lo que se optó por la implementación de filtros virtuales en LabView. Éstos pudieron eliminar exitosamente el ruido, sin embargo, agregaron un mínimo retraso en la generación de los gráficos, afectando la velocidad límite de monitoreo del dispositivo, es decir, la cadencia límite de marcha que puede monitorear el sistema.

La señal de posición angular fue la que sufrió un mayor retraso. Esto se debió posiblemente a que, además de la implementación del filtro virtual en LabVIEW, para la obtención de este parámetro fue necesario la realización de cálculos adicionales y la aplicación del filtro complementario en el microcontrolador PIC, ya que, como se mencionó en el capítulo 2, ni el acelerómetro ni el giroscopio monitorean la posición angular de forma directa.

Es importante resaltar que, a pesar de dicho retraso, las pruebas pudieron realizarse exitosamente con individuos cuya cadencia promedio se encontraba entre 90 y 100 pasos/minuto, con un muestreo de entre 12 y 14 datos por ciclo de marcha. Se estimó una cadencia límite de marcha de 120 pasos/minuto para el monitoreo parcial, calculando un muestreo de entre 7 y 8 datos por ciclo de marcha. Para el monitoreo de cinemática completa, la cadencia límite es de 100 pasos/minuto.

Para realizar las pruebas de posición angular correctamente, se redujo el orden y la frecuencia de corte del filtro virtual en LabVIEW, lo cual, si bien aminoró dicho retraso, no eliminó por completo el ruido mencionado anteriormente, sin embargo, se obtuvieron gráficos aceptables durante las pruebas. Por otra parte, las pruebas de velocidad angular, aceleración lineal y cálculo de cadencia fueron obtenidas sin problema alguno con los filtros de LabVIEW.

- La condición para identificar cada ciclo de marcha se basó en la posición angular del brazo en flexión máxima, la cual variaba de un individuo a otro. El principal problema de esto residió en los cortes automáticos para obtener los gráficos contra porcentaje de marcha, ya que, si dicha condición no coincidía exactamente con el ángulo de flexión máxima del hombro, los gráficos presentaban cierto desfase, es decir, capturaban datos del ciclo anterior o el gráfico era cortado antes de que terminara la zancada.

Esta situación se trató de mejorar agregando la posición angular del codo en flexión máxima a la condición, para generar una condición doble, sin embargo, debido a que la posición final de flexión del hombro y del codo no suceden en el mismo instante por el retraso que suele presentar esta última, se optó sólo por utilizar la posición del hombro como única condición para realizar los correspondientes cortes. Además, puesto que los sensores obtienen las velocidades y aceleraciones instantáneas, el retraso del codo afectaba en la adquisición de estos parámetros.

Después de diversas pruebas, se trató de establecer una posición estándar para el grupo de individuos elegidos para realizar las mismas, sin embargo, se optó por calibrar dicha condición para cada individuo. Se agregaron dos simples controles para calibrar la condición manualmente, es decir, mediante una observación previa del comportamiento de los valores de posición angular del hombro presentados durante la marcha, para determinar el ángulo máximo de flexión del mismo para cada individuo.

El trabajo brindó la gran oportunidad de utilizar y aplicar los conocimientos y habilidades adquiridos durante la preparación profesional como ingeniero con un beneficio social, lo cual representa uno de los fines más importantes de la ingeniería: mejorar la calidad de vida y facilitar la misma para el ser humano con el único objetivo de priorizar el bienestar de la humanidad a partir del desarrollo científico y tecnológico.

La Facultad de Ingeniería, como uno de los principales motores de desarrollo científico y tecnológico de la UNAM e incluso del país, dio lugar al desarrollo del presente proyecto situado en el campo de Biomecánica, ya que, además de proporcionarnos el espacio de trabajo, los materiales y herramientas requeridos, resultó clave la extraordinaria formación que como ingenieros brinda a sus estudiantes generación tras generación, cuyas características no sólo residen en implantar el perfil analítico junto con los conocimientos físico-matemáticos y tecnológicos que el ingeniero requiere, sino que procura complementar dicho perfil manteniendo el aspecto social y ambiental tan necesario actualmente, entre otras habilidades y aptitudes como el trabajo en equipo, creatividad, liderazgo, organización, capacidad de resolución de problemas, etc.

4.1 Trabajos futuros.

Como principal mejora, queda el mejoramiento de la calidad de la señal a partir de la implementación física de filtros eléctricos, en lugar de utilizar los filtros virtuales de LabVIEW. Esto sin duda, además de eliminar cualquier ruido eléctrico e inestabilidad presente en la señal final, evitaría el problema del retraso en la señal generado por los filtros virtuales.

Por otra parte, se plantea la opción de modificar la condición de identificación de zancada. Dado que los gráficos generados por el miembro superior durante la marcha presentan un comportamiento senoidal, se propone que la condición corresponda a la identificación del valor pico máximo positivo de cada periodo. Este punto corresponde al brazo en flexión máxima, a punto de iniciar la extensión del mismo, por lo que, con dicha propuesta, se evita la calibración de dicha condición para cada individuo.

Por último, se propone independizar los cortes, utilizando una condición por cada articulación, lo cual soluciona el problema de que las articulaciones de codo y muñeca presenten un desfaseamiento en sus gráficos con respecto a los del hombro. En su defecto, podría agregarse una tercera opción de monitoreo, la cual residiría en generar un monitoreo parcial por articulación, con lo que se obtendría la cinemática completa para la articulación elegida, en lugar de destinar el monitoreo a la obtención un sólo parámetro para las tres articulaciones; esto también evitaría el problema de desfaseamiento mencionado.

Referencias

- [1]. Ptolomeo.unam.mx. (2016). [online] Disponible en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/213/A11.pdf?sequence=11> [Accesado 12 mar. 2016].
- [2]. Beer, F. P., Johnston, E. R. & Cornwell, P. J. (2010). *Mecánica vectorial para Ingenieros: Dinámica*. (9ª ed.), (pp. 603-610). Ed. Mc Graw Hill.
- [3]. Pallás, R. (2005). *Sensores y acondicionamiento de señal*. (4ª ed.), (pp. 2-9). Ed. Marcombo, S.A.
- [4]. Ptolomeo.unam.mx. (2016). [online] Disponible en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/213/A10.pdf?sequence=10> [Accesado 20 mar. 2016].
- [5]. Meriam, J. L. & Kraige, L. (2000). *Mecánica para Ingenieros, Dinámica*. (3ª ed.), (pp. 5-20). España: Reverté, S.A.
- [6]. Anon, (2016). [online] Disponible en: <http://swift.sonoma.edu/education/newton/nlawpost10SpPt.pdf> [Accesado 21 mar. 2016].
- [7]. Monje, C., Daniel (2010). *Conceptos electrónicos en la medida de la aceleración y la vibración* [online], Disponible en: <http://www.tav.net/transductores/acelerometros-sensores-piezoelectricos.pdf> [Accesado 30 mar. 2016].
- [8]. Acevedo, S., William E. (2004), *Acelerómetro, principios y aplicación del sensor de aceleración empleando la tecnología MEMS* [online], Disponible en: <http://repositorio.uis.edu.co/jspui/bitstream/123456789/3511/2/114515.pdf> [Accesado 30 mar. 2016].
- [9]. Savage, Jesús, Vázquez, Gabriel, *Diseño de microprocesadores* [online], Disponible en: <http://profesores.fi-b.unam.mx/luist/archivos/MicroprocesadoresSavage.pdf> [Accesado 10 abr. 2016].
- [10]. Rossano, Víctor (2009), *Electrónica y microprocesadores PIC* (1ª ed.), (pp. 12-23), Manuales USERS.
- [11]. Tomasi, Wayne (2003), *Sistemas de comunicación electrónicas* (4ª ed.), Pearson Educación.
- [12]. Valdés Pérez, F. & Pallás Areny, R. (2007), *Microcontroladores: fundamentos y aplicaciones con pic*, Marcombo Ediciones Técnicas.
- [13]. García Santiago, A. (2013). *Diseño de un sistema de comunicación maestro-esclavo RS-485, con aplicación en Labview*. [Tesis de licenciatura en Ingeniería]. Facultad de Ingeniería, UNAM.
- [14]. Panama Hitek. (2014). *¿Cómo funciona el protocolo SPI?* - Panama Hitek. [online] Disponible en: <http://panamahitek.com/como-funciona-el-protocolo-spi/> [Accesado 20 abr. 2016].
- [15]. Bluetooth.com. (2016). Bluetooth Technology Website. [online] Disponible en: <https://www.bluetooth.com/> [Accesado 1 Sep. 2016].
- [16]. Ramiro Valencia, B. (2008). *Aplicaciones electrónicas con microcontroladores*. 1ª ed., Microtel.
- [17]. Viladot Voegeli, A. (2000). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. [Barcelona]: Springer Verlag Ibérica.
- [18]. Collado Vázquez S. (2002). *Análisis de la marcha con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga*. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Medicina de la Universidad Complutense.
- [19]. Collado Vázquez, S., Pascual Gómez, F., Álvarez Vadillo, A. and Rodríguez Rodríguez, L. (2003). Análisis de la marcha. Factores modulares. *Biociencias. Revista de la Facultad de Ciencias*, 1.
- [20]. Sánchez Lacuesta, J., Prat, J. and Sánchez-Lacuesta, J. (1993). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- [21]. Taboadela, Claudio H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. 1ª ed. Buenos Aires, Argentina: Asociart ART.
- [22]. Rybertt, C., Cuevas, S., Winkler, X., Lavados, P. and Martínez, S. (2015). *Parámetros funcionales y su relación con velocidad de marcha en adultos mayores de la comunidad chilenos*. *Biomédica*, 35(2).

-
- [23]. Robologs.net, (2017). Tutorial de Arduino y MPU-6050 - robologs. [online] Disponible en: <http://robologs.net/2014/10/15/tutorial-de-arduino-y-mpu-6050/> [Accesado 13 Jun. 2017].
- [24]. Agudelo Mendoza, A., Briñez Santamaria, T., Guarín Urrego, V., Ruiz Restrepo, J. and Zapata García, M. (2013). *Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura*. CES Movimiento y Salud, 1(1), pp.29-43.
- [25]. Arvelo D'Freitas, N. (2012). *Cinemática articular*. Revista de la Sociedad Venezolana de Ciencias Morfológicas, 18, pp.15-20.
- [26]. Cámara, J. (2011). *Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales*. Entramado, 7(1), pp. 160-173.
- [27]. Matehuala, D. (2016). *Modelo industrial de estuche para resguardar circuito*. MX/f/2016/004102.
- [28]. Matehuala, D., Ayala, Á. (2017). *Modelo industrial de estuche para resguardar circuito*. En trámite.
- [29]. Vázquez Orduña, E. (2017). *Diseño de sistema para monitorear el miembro inferior durante la marcha humana del adulto mayor*. [Tesis de licenciatura en Ingeniería]. Facultad de Ingeniería, UNAM.
- [30]. Ayala Ruiz, Á., Vázquez Orduña, E., Romero Amézquita, G. (2017). *Sistema para monitorear la cinemática de la marcha del adulto mayor*. 2° Congreso Internacional Interdisciplinario sobre Vejez y Envejecimiento.