

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA
VISUALIZACIÓN DE PARÁMETROS BIOENERGÉTICOS:
RITMO CARDIACO, CUENTA PASOS Y CALORÍAS.

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Ho-Seok Antonio Kang Cabrera

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

Lima, Febrero del 2013

RESUMEN

Debido a la gran problemática que existe actualmente en el Perú y el mundo con respecto a la inactividad física, se desarrolló un dispositivo portátil capaz de mostrar algunos parámetros bioenergéticos como ritmo cardíaco, zona de entrenamiento y calorías consumidas. Su objetivo es brindar un apoyo a las personas que requieren ejercitarse de una forma específica; como las personas con sobrepeso que requieren reducir la grasa corporal, los pacientes cardíacos que no deben sobrepasar cierta frecuencia cardíaca y los adultos mayores que no deben perder su capacidad motora. El dispositivo desarrollado tiene la capacidad de calcular los parámetros antes mencionados gracias a que combina las características de un podómetro y un medidor de ritmo cardíaco. Cabe mencionar que actualmente no existe algún aparato con tales prestaciones.

El dispositivo consta de un sistema de adquisición, un sistema de control y un sistema de visualización. En el sistema de adquisición, un sensor de aceleración se encarga de captar la señal para el podómetro y tres electrodos se encargan de captar la señal del corazón. Ambas señales son acondicionadas antes de pasar al sistema de control donde un microprocesador las evalúa y realiza los algoritmos respectivos para calcular los parámetros bioenergéticos. Por último, el sistema de visualización es el encargado de mostrar dichos parámetros al usuario.

Es necesario añadir que para calcular los parámetros con mayor precisión, se utilizan algunos datos ingresados por el usuario, tales como su edad, su peso y su longitud de zancada.

Según las pruebas realizadas, se logró obtener margen de error menor al 3%, cumpliendo así con el objetivo de precisión propuesto. Se espera que en un futuro sea implementado y utilizado por las personas.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	6
CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA ACTUAL DEBIDO AL IMPACTO DE LA INACTIVIDAD FÍSICA EN LA SALUD	
1.1 Consecuencias de la Inactividad Física.....	7
1.2 Principales Afectados.....	9
1.3 Dispositivos de Apoyo para el Ejercicio Físico.....	9
1.4 Declaración del Marco Problemático.....	9
1.5 Justificación.....	10
1.6 Objetivos.....	10
1.6.1 Objetivo General.....	10
1.6.2 Objetivos Específicos.....	10
1.7 Alcances.....	11
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA	
2.1 Obtención de la Energía.....	12
2.1.1 Parámetros Bioenergéticos.....	13
2.1.2 Zona de Entrenamiento.....	13
2.2 Estado del Arte.....	14
2.3 Metodologías para la Captura de Datos.....	15
2.3.1 Detección de un Paso.....	15
2.3.2 Electrocardiograma.....	16
2.3.3 Electroodos.....	17
2.3.4 Amplificador de Instrumentación.....	18

2.4 Cálculo de Parámetros Bioenergéticos.....	20
2.5 Complicaciones Debido al Ruido.....	22
2.6 Alimentación.....	22

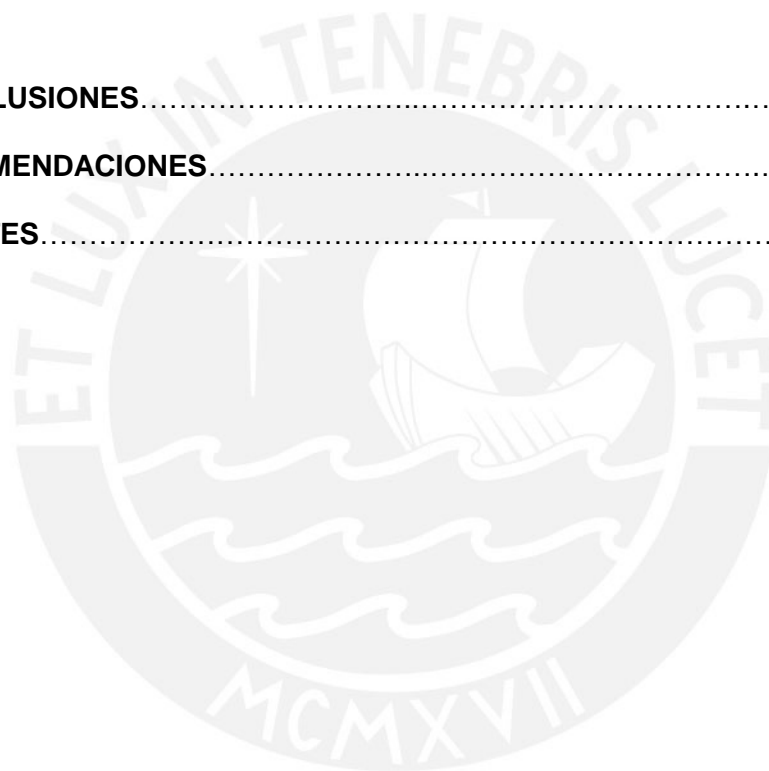
CAPÍTULO 3: DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

3.1 Diagrama de Bloques.....	23
3.2 Consideraciones para el Diseño	23
3.2.1 Sistema de Adquisición.....	24
3.2.2 Sistema de Acondicionamiento.....	24
3.3 Selección de los Componentes a Utilizar.....	26
3.4 Diseño del Sistema de Adquisición	29
3.4.1 Acondicionamiento de la Señal Cardíaca.....	30
3.4.2 Acondicionamiento de la Señal Captada por el Acelerómetro.....	35
3.5 Diseño del Sistema de Control.....	36
3.6 Diseño de la Alimentación.....	38
3.7 Algoritmos de Programación.....	44
3.7.1 Programa Principal.....	44
3.7.2 Interrupción por Captura (Externa).....	47
3.7.3 Interrupción por Comparación (Interna).....	48

CAPÍTULO 4: PRUEBAS REALIZADAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

4.1 Calibración del Sensor de Aceleración.....	49
4.2 Pruebas para el podómetro.....	49
4.3 Pruebas para el pulsímetro.....	50
4.3.1 Etapa de pre-amplificación.....	51
4.3.2 Etapa de filtrado de la señal.....	51
4.3.3 Etapa de Amplificación.....	52

4.3.4 Etapa de Comparación.....	53
4.4 Pruebas en conjunto y análisis de resultados.....	53
4.4.1 Pulso cardiaco.....	53
4.4.2 Consumo Calórico.....	55
4.4.3 Distancia recorrida.....	56
4.4.4 Velocidad promedio.....	57
4.4.5 Tiempo empleado.....	58
4.5 Observaciones generales.....	59
CONCLUSIONES.....	59
RECOMENDACIONES.....	60
FUENTES.....	62



INTRODUCCIÓN

Según estudios realizados por el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), el cuarto factor de riesgo más importante de la mortalidad mundial es la inactividad física. Enfermedades como la diabetes, poseen una alta morbilidad si es que no se incluye el deporte en los hábitos cotidianos. Actualmente existen innumerables dispositivos biomédicos que fueron elaborados con la finalidad de ayudar a las personas con algunos problemas específicos en la salud. Tales como marcapasos, medidores de presión arterial, medidores de ritmo cardiaco, etc. Sin embargo, son muy pocos los dispositivos que cumplen más de un objetivo a la vez. Las personas con sobrepeso, adultos mayores y pacientes con problemas cardiacos son las más propensas a sufrir problemas de salud; y la actividad física que realicen debe ser específica para cada uno de ellos. Algunos parámetros como la duración y la intensidad de los ejercicios varían con respecto a las necesidades de cada persona; por ejemplo, un paciente que sufre del corazón tendrá que ejercitarse en un rango de frecuencia cardiaca establecida que dependerá de su sexo y edad.

La presente tesis tiene como objetivo desarrollar un dispositivo portátil que sea capaz de mostrar algunos parámetros bioenergéticos durante la actividad física; y de esta manera servir de ayuda a estos tres grupos de personas a la vez.

El documento se divide en cuatro capítulos. El primer capítulo tiene como objetivo mostrar las consecuencias de llevar un estilo de vida sedentario. En el segundo capítulo se detalla todo el marco teórico necesario para el desarrollo del proyecto. En el tercero se realiza el diseño de todo el sistema incluyendo los algoritmos de programación. Y en el último capítulo se documentan todas las pruebas realizadas y se analizan todos los resultados obtenidos. Aparte de los cuatro capítulos se incluyen conclusiones, recomendaciones y anexos.

CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA ACTUAL DEBIDO AL IMPACTO DE LA INACTIVIDAD FÍSICA EN LA SALUD

1.1 Consecuencias de la Inactividad Física

Llevar un estilo de vida sedentario obviamente tiene una fuerte repercusión en la salud. Una consecuencia que a su vez desemboca en otros problemas es el aumento excesivo de peso. Según algunos datos estadísticos, el sobrepeso y la obesidad están afectando a cada vez más personas: en el 2010, alrededor de 42 millones de niños padecían sobrepeso en todo el mundo [7]. Actualmente, la cantidad mínima de actividad física que debe ser realizada de acuerdo a la edad de las personas es ignorada casi en su totalidad.

Al no incorporar actividad física en los hábitos diarios, una persona tiene alta probabilidad de padecer sobrepeso, problemas cardiacos y dificultades motrices. Los datos estadísticos sobran para demostrar qué tan peligroso es padecer de cualquiera de estos tres males; o lo que es peor, padecer más de uno a la vez. Por ejemplo, el diario "El Comercio", uno de los diarios con mayor prestigio del Perú, afirma que el 90% de las muertes súbitas fueron provocadas por males cardiacos en el 2010. Por otro lado, el MINSA (ministerio de salud) estima que alrededor del mundo hay más de 220 millones de personas con diabetes. A su vez, la Organización Mundial De La Salud manifiesta que la actividad física reduce considerablemente el riesgo de caídas y fracturas vertebrales o a la cadera en el adulto mayor, además de mejorar el equilibrio.

En la siguiente página se muestra la Figura 1.2, un cuadro con datos estadísticos publicado por el Ministerio de Salud acerca de las principales enfermedades causantes de muerte en el Perú. Las resaltadas son aquellas que se vinculan directamente con problemas de sobrepeso.

ORDEN	DIAGNOSTICO	TOTAL	%	TOTAL			
				M	%	F	%
	TOTAL	84.393	100,0	45.890	100,0	38.503	100,0
1	Infecciones respiratorias agudas (J00-J22)	9.753	11,6	5.107	11,1	4.646	12,1
2	Enfermedades cerebrovasculares (I60-I69)	3.957	4,7	1.897	4,1	2.060	5,4
3	Enfermedades del sistema urinario (N00-N39)	3.722	4,4	1.832	4,0	1.890	4,9
4	Enfermedades isquémicas del corazón (I20-I25)	3.624	4,3	2.102	4,6	1.522	4,0
5	Cirrosis y ciertas otras enfermedades crónicas del hígado (K70,K73,	3.008	3,6	2.117	4,6	891	2,3
6	Los demás accidentes (W20-W31, W35-W64, W88-W99, X10-X39, X5	2.778	3,3	2.021	4,4	757	2,0
7	Resto de enfermedades del sistema respiratorio (J30-J39, J60-J98)	2.676	3,2	1.545	3,4	1.131	2,9
7	Tumor maligno del estómago (C16)	2.660	3,2	1.383	3,0	1.277	3,3
8	Resto de enfermedades del sistema digestivo (K00-K31, K50-K55, K5	2.573	3,0	1.416	3,1	1.157	3,0
9	Tumor maligno de los órganos digestivos y del peritoneo,excepto estó	2.465	2,9	1.148	2,5	1.317	3,4
10	Tumores malignos de otras localizaciones y de las no especificadas (2.227	2,6	1.073	2,3	1.154	3,0
10	Septicemia, excepto neonatal (A40-A41)	2.224	2,6	1.132	2,5	1.092	2,8
10	Insuficiencia cardíaca (I50)	2.206	2,6	960	2,1	1.246	3,2
11	Tuberculosis (A15-A19)	2.063	2,4	1.327	2,9	736	1,9
12	Accidentes de transporte terrestre (V01-V89)	1.973	2,3	1.484	3,2	489	1,3
12	Deficiencias nutricionales y anemias nutricionales (E40-E64,D50-D53)	1.963	2,3	904	2,0	1.059	2,8
12	Enfermedades hipertensivas (I10-I15)	1.918	2,3	914	2,0	1.004	2,6
13	Diabetes mellitus (E10-E14)	1.836	2,2	880	1,9	956	2,5
14	Trastornos respiratorios específicos del periodo perinatal (P20- P28)	1.608	1,9	916	2,0	692	1,8
14	Enfermedades del sistema nervioso, excepto meningitis (G04-G99)	1.605	1,9	941	2,1	664	1,7
15	Apendicitis, hernia de la cavidad abdominal y obstrucción intestinal (K	1.326	1,6	850	1,9	476	1,2
	Resto de causa	26.228	31,1	13.941	30,4	12.287	31,9

FIGURA N°1.2 Principales Causas de Defunciones por Sexo en el Perú
FUENTE: Ministerio de Salud [9]

1.2 Principales Afectados

Las principales personas que deben dedicar tiempo a realizar cualquier actividad física son los adultos mayores, personas con sobrepeso y pacientes del corazón. Sin embargo, la actividad física debe ser específica para cada uno de ellos, ya que algunos parámetros como la duración y la intensidad de los ejercicios varían con respecto a las necesidades de cada persona.

1.3 Dispositivos de Apoyo para el Ejercicio Físico

Uno de los dispositivos más simples que ha sido inventado para incentivar el deporte es el podómetro, pequeño aparato cuya principal función es contar el número de pasos que da una persona cuando lo usa. Este aparato fue inventado con la finalidad de incentivar a las personas a caminar más, dado que el número que muestra concientiza a las personas del poco ejercicio que realizan.

Otro dispositivo es el medidor de ritmo cardiaco, también llamado pulsímetro o cardiofrecuencímetro. Este dispositivo fue aprovechado también en el deporte además de la medicina. De acuerdo a la frecuencia cardiaca, se puede realizar actividades físicas más específicas de acuerdo a los propios objetivos de cada persona.

1.4 Declaración del Marco Problemático

Tanto el podómetro como el pulsímetro son instrumentos que incentivan a las personas a realizar actividad física. Sin embargo, el apoyo que ofrecen es algo limitado. En otras palabras, es posible obtener un beneficio mucho mayor al utilizar ambos dispositivos a la vez. Por ejemplo, al combinarlos sería posible calcular la cantidad de calorías utilizadas al correr o caminar provenientes de la grasa acumulada en la persona. Lamentablemente, aún no existe un aparato que reúna las características de ambos dispositivos.

1.5 Justificación

Analizando cada grupo, se deduce que al realizar actividades físicas, cada uno tiene objetivos diferentes. Las personas con sobrepeso buscan eliminar la grasa corporal, los adultos mayores un acondicionamiento físico y las personas con problemas cardiacos fortalecer su corazón. El sistema desarrollado en la presente tesis tiene como objetivo servir de apoyo para que en un futuro se implemente un dispositivo más sofisticado; el cual ayude a las personas de acuerdo a las necesidades de cada una. Eso será posible debido a que el sistema muestra la cantidad de calorías consumidas y la intensidad cardiaca. Controlando este último parámetro como se detallará más adelante, es posible cumplir con los objetivos de cada grupo.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema portátil para la medición, cálculo y visualización de parámetros bioenergéticos: ritmo cardiaco, contador de pasos, contador de calorías, distancia recorrida, velocidad promedio y rango físico de operación.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Estudio y Cálculo de los Parámetros Bioenergéticos:

Se determinan cuales son los parámetros bioenergéticos que son mostrados y cómo son calculados para poder obtenerlos en el dispositivo a través de algún algoritmo.

- Determinación de los sensores a utilizar:

Se hará uso de electrodos para obtener las señales del ritmo cardiaco y un acelerómetro para el podómetro. Dentro de esos grupos es necesario elegir los que cuenten con características más adecuadas para el dispositivo.

- Diseño del sistema de adquisición:

Circuito conformado por los sensores que capturan las señales y al circuito que acondiciona dicha señal para que pueda ser manipulada por el microprocesador. Principalmente se la amplifica y se elimina el ruido que se encuentra siempre presente.

- Diseño del sistema de control:

Hace referencia al circuito principal, donde se encuentra el microprocesador con la programación necesaria para calcular los parámetros bioenergéticos. El sistema de control sólo se limita a trabajar con los datos ya acondicionados, no hace ningún tipo de modificación a la señal de entrada.

1.7 Alcances

- Algunas cifras serán introducidas por el usuario en el dispositivo; las cuales son longitud de paso, peso y edad.
- Las calorías consumidas, la distancia recorrida y la velocidad promedio serán obtenidas de forma indirecta utilizando los datos ingresados por el usuario y/o las lecturas de los sensores.
- El porcentaje de error del dispositivo deberá ser como máximo de 10%, valor aceptable en pruebas realizadas a dispositivos comerciales [29].
- No se tomará en cuenta el sexo del usuario como un factor para determinar los parámetros bioenergéticos. Se toma como referencia el sexo masculino para el cálculo de calorías consumidas.
- Los parámetros bioenergéticos que se mostrarán son específicamente: Ritmo cardiaco, Contador de pasos, Calorías consumidas, Rango físico de operación, Distancia recorrida y Velocidad Promedio.

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA

2.1 Obtención de la Energía

El cuerpo humano se encuentra constantemente en movimiento. Estos movimientos, sean voluntarios o no, consumen energía proveniente de las proteínas, los carbohidratos y las grasas. Un aspecto importante que es necesario explicar es la relación que existe entre los grupos de alimentos al aportar calorías; es decir, de toda la energía consumida al realizar una actividad, cuántas de ellas provinieron de cada grupo de alimentos.

Lo primero que uno debe tener en cuenta es que la proporción entre grasas y carbohidratos que se utiliza como fuente de energía durante el ejercicio no es la misma; tampoco es cierto que las primeras son utilizadas luego de que la fuente de carbohidratos se haya agotado. La relación que siguen ambas es mucho más compleja y varía a cada minuto. [3] A continuación se muestra la Figura 2.1 con la proporción de combustión entre grasas y carbohidratos durante el ejercicio.

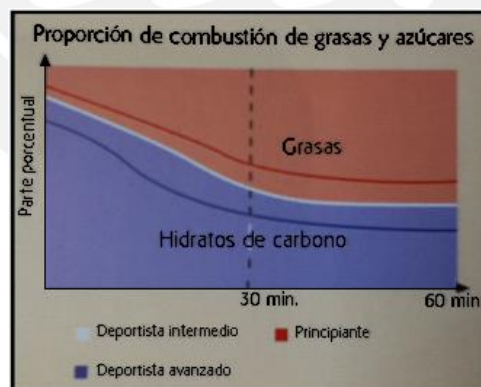


FIGURA N°2.1 Proporción de combustión entre grasas y azúcares durante el ejercicio.
FUENTE: En forma con Fitness [3]

Luego de analizar la figura 2.1, se pueden inferir las siguientes conclusiones:

- Las grasas no son una fuente de energía que reemplaza a los carbohidratos luego que estos se agotan.

- Se debe mantener un pulso constante durante largos periodos si es que lo que se busca es disminuir la grasa corporal.

2.1.1 Parámetros Bioenergéticos

La bioenergía es la energía renovable que se obtiene de materiales biológicos; también puede ser entendida como biocombustible, que a su vez la Real Academia de la Lengua Española la define como “combustibles obtenidos mediante el tratamiento físico o químico de materia vegetal o de residuos orgánicos” [40]. Por lo tanto, los parámetros bioenergéticos son todas las variables que intervienen en la formación de la energía por cada grupo alimenticio [10].

2.1.2 Zona de Entrenamiento

La zona de entrenamiento o rango físico de operación, es un término que hace referencia a qué es lo que el deportista está logrando al ejercitarse; si es que se encuentra consumiendo grasas, logrando un acondicionamiento físico o si se está sobre exigiendo a sí mismo. Este parámetro es determinado a partir del ritmo cardiaco y la edad de la persona. Las tres zonas pertenecen a frecuencias bajas, intermedias y altas respectivamente. A continuación la tabla 2.1 con los datos exactos.

Rango	Zona	Logro
90-100% de la FCM	Alta / Sobre exigente	No se produce ningún beneficio, no se recomienda ejercitarse en esta zona.
70-90% de la FCM	Cardiovascular	Se logra un acondicionamiento físico.
0-70% de la FCM	Combustión de grasas	Se hace uso de las grasas acumuladas como principal fuente de energía.

TABLA N°2.1 Rangos físicos de operación.

FUENTE: Elaboración propia

2.2 Estado del Arte

Los dispositivos que se pueden encontrar en el mercado en la actualidad son muy sofisticados. En el caso del podómetro, por ejemplo, lo que comenzó siendo una pequeña herramienta sólo para contar los pasos, hoy es todo un complejo sistema capaz de calcular parámetros como distancia recorrida y calorías consumidas. Además, cuentan con sensores de aceleración de dos ejes para aumentar su precisión (sensores que pueden detectar la aceleración en 2 ejes: X e Y). La figura 2.2 Muestra el desempeño de los 2 acelerómetros de un podómetro.

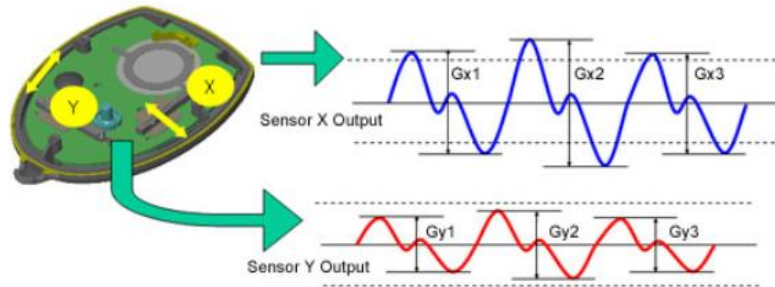


FIGURA N° 2.2 Acelerómetro dual
FUENTE: Omron [17]

Por otro lado, existen diferentes tipos de medidores de ritmo cardiaco. Los más usados son los que utilizan una banda elástica que es colocada alrededor del pecho y los latidos del corazón que registra son mostrados en la pantalla de un reloj. La comunicación que realizan ambos es inalámbrica. La Figura 2.3, 2.4 y 2.5 muestran ejemplos de dispositivos actuales.



FIGURA N°2.3 Brazaletes Comfit
FUENTE: Omron [17]



FIGURA N°2.4 Pulsímetro con sensor
FUENTE: Desing of Heart Rate Monitor [29]



FIGURA N°2.5 Pulsímetro con banda elástica
FUENTE: Desing of a Heart Rate Monitor [29]

2.3 Metodologías para la Captura de Datos

2.3.1 Detección de un Paso

Existen varios estudios realizados al movimiento del cuerpo humano que realiza al caminar y se los conoce con el nombre de “*Gait Analysis*” que significa “Análisis de la marcha” en inglés. Estos estudios son realizados con diferentes fines médicos, biomecánicos e informáticos. En la medicina se utiliza para evaluar, planificar y tratar a personas con condiciones que afectan su capacidad para caminar; en la biomecánica se utiliza comúnmente para ayudar a los atletas a aumentar su eficiencia y para identificar problemas relacionados con la postura o relacionados con el movimiento de las personas con lesiones; por último, en la informática se la utiliza para copiar movimientos reales a un computador y luego realizar animaciones con estos. Los análisis del movimiento corporal se realizan tanto en personas como en animales.

Dado que el acelerómetro debe ser colocado en la cadera, se debe analizar específicamente su movimiento. Su rango de inclinación al caminar definirá los valores umbrales de aceleración para que el microprocesador determine que se dio un paso. La figura 2.6 muestra la aceleración que experimenta la cadera al caminar a diferentes velocidades. Estos valores serán considerados para la elección del sensor de aceleración utilizado en el podómetro.

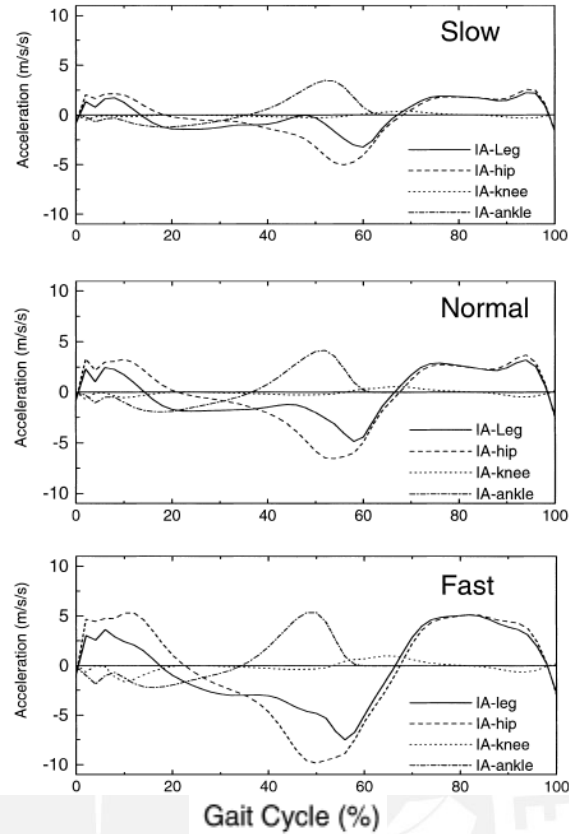


FIGURA N°2.6 Aceleración de la cadera al caminar
FUENTE: Journal of Biomechanics [33]

2.3.2 Electrocardiograma

El electrocardiograma es la representación gráfica del voltaje creado por el corazón por sus latidos. La Figura 2.7 muestra la salida de voltaje producido por un solo latido:

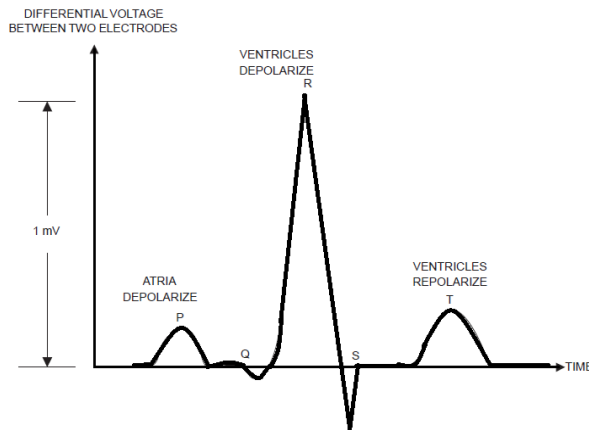


FIGURA N°2.7 Electrocardiograma de un latido
FUENTE: Texas Instruments [30]

Tal como se muestra, existen 5 deflecciones características del latido. Estas son representadas por las letras P, Q, R, S y T, y corresponden a las diferentes estados de polarización que sucede en un latido. Detectando los picos R y calculando el tiempo transcurrido entre ellos se puede determinar y mostrar la frecuencia cardiaca. Para tal propósito, se hará uso de un circuito comparador (ver figura 2.8), el cual analiza una señal y la compara con otra de referencia, emitiendo un resultado digital.

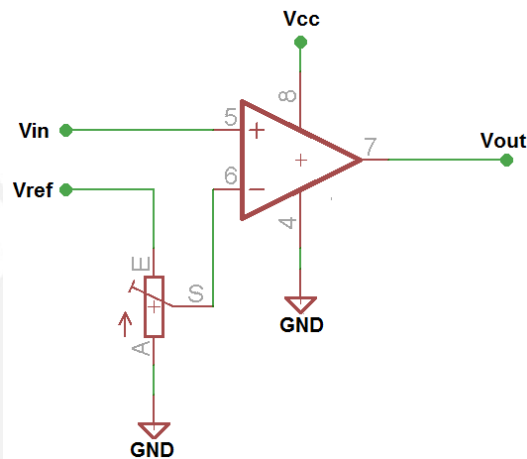


FIGURA N°2.8 Circuito comparador
FUENTE: Elaboración propia

2.3.3 Electrodo

Todos los organismos están compuestos de iones positivos y negativos en distintas cantidades que generan un fenómeno natural llamado bioelectricidad. El electrodo es un transductor que genera una señal de voltaje a partir de este fenómeno [8].

Existen tres tipos de electrodos, los electrodos de superficie, los de aguja y los microelectrodos. Para la presente tesis se hará uso de los electrodos de superficie debido a que son los más sencillos de manipular y su uso no implica ningún daño a la piel del paciente. Según Michael R. Neuman, profesor de la Universidad de Memphis y Tennessee, para el electrocardiograma típicamente se utilizan los electrodos de

Ag/AgCl con esponja [8], por lo que estos son elegidos para desarrollar la presente tesis.

Dado que los electrodos captan las señales bioeléctricas de la piel, a mayor área de contacto obtienen mejor la señal. Además, usar algún gel conductor o loción corporal también incrementa la sensibilidad del transductor [21].

2.3.4 Amplificador de Instrumentación

Antes de analizar la señal del electrocardiograma, esta debe ser amplificada debido a que es muy débil. Para tal motivo, se debe emplear un amplificador de instrumentación. Un amplificador de instrumentación resta sus dos señales de entrada y amplifica el resultado; es muy útil para trabajar con señales muy débiles [24]. En el caso del electrocardiograma, el voltaje generado por el pulso del corazón es captado por un electrodo y va hacia una de las entradas del amplificador. Otro electrodo se encarga de llevar la señal de ruido generado por otros músculos a la segunda entrada del amplificador. El amplificador, al restar ambas señales, obtiene aproximadamente la señal del corazón que luego pasa a ser amplificada.

$$\begin{array}{r} \text{Electrodo1} \quad \text{Electrodo2} \\ (\text{señal+ruido}) - (\text{ruido}) = \text{Señal} \end{array}$$

Para tener una lectura más precisa, se utiliza un tercer electrodo que sirve como referencia. Este electrodo a diferencia de los otros dos va lo más alejado posible a la señal de interés, normalmente a la altura del pie. Sin embargo, dado que sería muy incómodo para el usuario realizar movimientos en esas condiciones, en este caso será colocado a un costado del estómago, mas o menos a la altura del ombligo.

Existen circuitos integrados como el INA121, AM447, LT1167, AD521, etc. que son amplificadores de instrumentación de alta precisión; sin embargo, también pueden ser implementados con amplificadores operacionales (OPAMP) y resistencias tal como se muestra en la Figura 2.9.

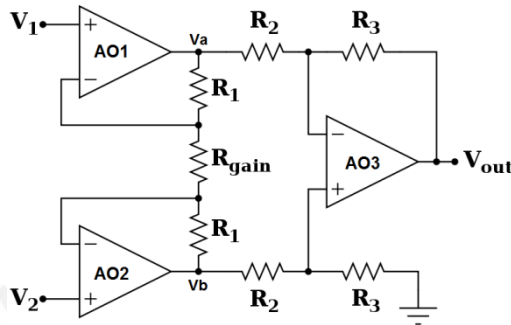


FIGURA N°2.9 Circuito Amplificador de Instrumentación
FUENTE: Elaboración propia

De la figura anterior, se puede observar que a la entrada negativa de los amplificadores AO_1 y AO_2 se tiene el voltaje de V_1 y V_2 respectivamente. Por lo tanto, la corriente que pasará por la resistencia R_{gain} será $(V_2 - V_1)(1/R_{gain})$. Y debido a que la corriente es la misma desde el punto V_a al punto V_b , el voltaje entre esos puntos es $(V_2 - V_1)(1 + 2R_1/R_{gain})$. El amplificador operacional que sigue (AO_3) cumple la función de restador con ganancia unitaria (si $R_2 = R_3$), por lo que el voltaje final (V_o) será la diferencia de tensión de su entrada que es el voltaje hallado. En conclusión, la ganancia del circuito es $G = 1 + 2R/R_{gain}$ [24].

Resumiendo:

$$I_{R_{gain}} = (V_2 - V_1)(1/R_{gain})$$

$$\begin{aligned} V_a - V_b &= I_{R_{gain}} \times (2R_1 + R_{gain}) \\ &= (V_2 - V_1)(1/R_{gain}) \times (2R_1 + R_{gain}) \\ &= (V_2 - V_1)(1 + 2R_1/R_{gain}) \end{aligned}$$

$$V_{out} = (V_2 - V_1)(1 + 2R_1/R_{gain})$$

2.4 Cálculo de Parámetros Bioenergéticos

El ritmo cardíaco y los pasos serán calculados o detectados por los sensores del pulsímetro y del podómetro respectivamente. Sin embargo, los demás parámetros bioenergéticos requieren de algoritmos y/o programas para ser calculados. A continuación se explica cómo es que serán obtenidos dichos parámetros.

- Rango Físico

Se calcula a partir de un dato ingresado por el usuario: la edad. La frecuencia cardíaca máxima (FCM) se calcula restando a 220 la edad de la persona. Una vez obtenido este valor, los rangos estarán definidos de la siguiente manera: hasta el 70% de la FCM es el rango óptimo para consumir grasas; hasta el 90% de la FCM se logra un acondicionamiento físico y valores mayores al anterior significan un peligro para el deportista porque se estaría sobre exigiendo. Estos datos fueron tomados de “Oferta Sport Magazine” [26]

$$FCM = 220 - \text{Edad}$$

Zona de Combustión de Grasas: 0-70% de la FCM

Zona Cardiovascular: 70-90% de la FCM

Zona Alta/Sobre exigencia: 90-100% de la FCM

- Distancia

Este parámetro será calculado indirectamente. La distancia recorrida dependerá de la longitud de un paso realizado por el usuario. Este dato deberá ser ingresado y la distancia total será la multiplicación del número total de pasos realizados por la distancia de cada uno.

$$\text{Distancia total} = \text{Longitud de paso} \times \text{Nro. de pasos.}$$

- Calorías

Las calorías también serán parámetros calculados de forma indirecta. En este caso se requerirá el peso en kilogramos de la persona. El algoritmo utilizado

determina cuántas calorías consume una persona de determinado peso al caminar, luego se opera matemáticamente para encontrar el consumo total de energía teniendo en cuenta el tiempo transcurrido. Para no limitar el rango de peso, se establecerá una fórmula a partir de una tabla de equivalencias (ver Tabla 2.2), la cual es mostrada a continuación.

Peso	Kcal/min	Kcal/s
60	4	0.066
61	4.05	0.067
62	4.1	0.068
63	4.15	0.069
64	4.2	0.07
65	4.25	0.07
66	4.3	0.071
67	4.35	0.072
68	4.4	0.073
69	4.45	0.074
70	4.5	0.075

TABLA N°2.2 Equivalencias entre peso y calorías consumidas
FUENTE: Dietas.net [39]

La fórmula que se deduce de esta tabla por ensayo y error es la siguiente

$$\text{Calorías} = \frac{\text{Peso}}{\text{Peso} + 849}$$

- Velocidad Promedio

Será calculada matemáticamente. La velocidad promedio será la resultante de dividir la distancia total recorrida entre el tiempo empleado.

2.5 Complicaciones debido al ruido

El ruido conforma un verdadero problema que dificulta el correcto funcionamiento del circuito. Este problema afecta principalmente al medidor de ritmo cardiaco, ya que las pulsaciones generadas por el corazón son señales muy pequeñas (en el orden de los mV). Dentro del sistema de adquisición de señales se diseñará una etapa de filtrado de la señal. El ruido proviene de varias fuentes, entre ellas la línea de tensión (aunque el circuito no se alimenta de ella, siempre hay ruido a 60Hz), componentes electrónicos, cables, músculos del cuerpo humano (distorsionan la señal de interés: el electrocardiograma), etc.

2.6 Alimentación

Con respecto a la alimentación, esta se realizará por medio de baterías debido a que el dispositivo debe ser portátil. Aunque las baterías ayudan a reducir el efecto del ruido considerablemente a comparación de una alimentación de corriente alterna, se deben tomar otras medidas adicionales.

CAPÍTULO 3: DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

3.1 Diagrama de Bloques

La Figura 3.1 muestra el diagrama de bloques que describe el funcionamiento de todo el sistema. Tanto el ritmo cardiaco como el número de pasos son señales capturadas por sensores; dichas señales se acondicionan antes de llegar al sistema de control. En el sistema de control, el microprocesador obtiene los parámetros bioenergéticos a partir de las señales adquiridas y algoritmos planteados en su programación. Por último, los parámetros podrán ser visualizados a través de una pantalla LCD (Pantalla de Cristal Líquido por sus siglas en inglés).

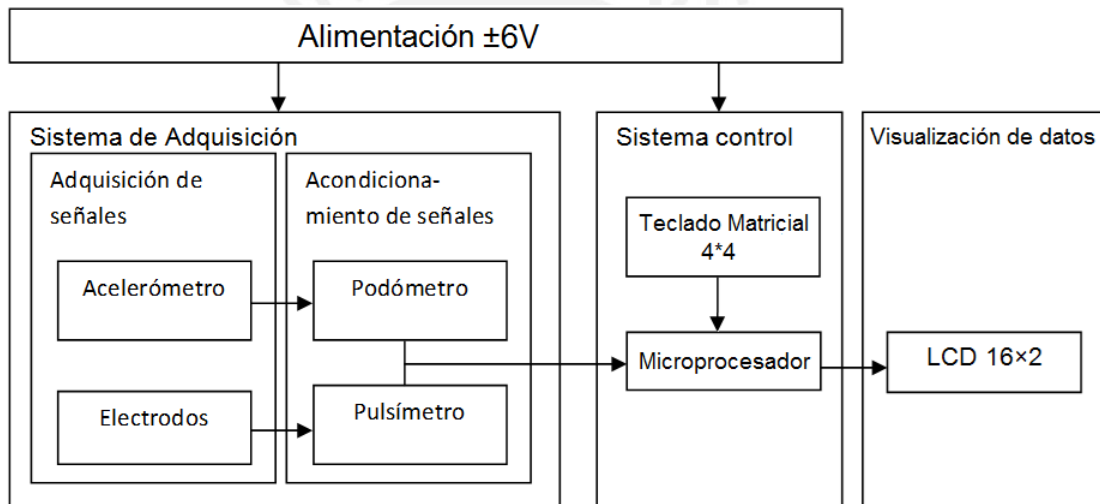


FIGURA N°3.1 Diagrama de Bloques
FUENTE: Elaboración propia

3.2 Consideraciones para el Diseño

Entre los parámetros de entrada se debe mencionar el error y la resolución de los parámetros calculados. El error debe ser el menor posible (10% como máximo tal como se especificó en los alcances) y la resolución varía dependiendo al parámetro. Los parámetros calculados de forma directa a través de los sensores deberán presentar una resolución de 1 unidad respectiva; sin embargo los parámetros calculados de forma indirecta presentarán una resolución que dependerá de los datos ingresados por el usuario y de la aproximación matemática utilizada.

3.2.1 Sistema de Adquisición

Con respecto al acelerómetro, trabajar en todas las direcciones o ejes (X, Y, Z) brindaría una mayor comodidad al usuario pues podría colocar el dispositivo final en cualquier posición. Sin embargo, esto no limita la selección del sensor, se puede hacer uso de acelerómetros que operen hasta en un solo eje.

De preferencia la salida del sensor de aceleración debe ser digital; sin embargo, esto no es tan relevante para escoger el modelo debido a que la mayoría de microprocesadores cuentan con un conversor análogo-digital (ADC).

En la figura 2.6 (ver pág. 14) se puede observar la aceleración en el eje Z de la cadera y otras articulaciones al caminar a tres diferentes ritmos (despacio, normal y rápido). Se puede notar que la aceleración que sufre la cadera (en inglés “hip”) no pasa de los 10m/s^2 que equivalen a 1g de aceleración ($1\text{g}=9.8\text{m/s}^2$). Por lo tanto, el rango de aceleración que debe tener el sensor es de $\pm 1\text{g}$.

3.2.2 Sistema de Acondicionamiento

El sistema de acondicionamiento se compone de tres etapas: pre-amplificación, filtrado y amplificación. La pre-amplificación consiste en amplificar la señal que se obtiene directamente de los electrodos. Esta amplificación no puede tener una ganancia muy elevada debido a que la señal se encuentra alterada por el ruido. Al amplificar mucho la señal en esta etapa, también se amplificará el ruido.

La señal del corazón captada por los electrodos presenta valores desde 0.5mV hasta 10mV como máximo [18]; son valores muy pequeños que además son opacados por el ruido generado por otros músculos y fuentes eléctricas. Es por eso que luego de la pre-amplificación, se implementan una serie de filtros para apaciguar los efectos del ruido. En primer lugar, se coloca un filtro pasa banda para limitar la frecuencia. La frecuencia de un pulso cardiaco normal (inclusive de una persona enferma), no sobrepasa de los

límites de 0.1Hz y 150Hz [1]. En segundo lugar, se adiciona un filtro “Notch” que elimina una frecuencia. La frecuencia que debe ser eliminada es la de 60Hz debido a que la línea de tensión emite ruido electromagnético que puede ser captado por cables o pistas del circuito, ya que todos estos funcionan en cierta medida como una antena. Una vez filtrada la señal, es posible amplificarla con una ganancia elevada. Esta es la etapa de amplificación, la ganancia depende de los valores de voltaje que son necesarios para que la señal sea analizada correctamente en la siguiente fase del sistema.

Se hace uso de amplificadores operacionales para la implementación de los filtros y del comparador. El circuito comparador es implementado para detectar sólo los picos de voltaje de la señal adquirida que corresponden al punto R del electrocardiograma (ver figura 2.8) como se especificó anteriormente. Los amplificadores operacionales deben cumplir con las siguientes características:

- Alta SNR (Relación señal a ruido): para asegurar que la señal deseada sea mucho mayor a la del ruido el integrado debe presentar una SNR de 70 dB o más [19].
- Alta impedancia de entrada: Una impedancia mayor a $10G\Omega$ para permitir grandes ganancias a señales pequeñas y para que no se distorsione la señal. [14]
- Alto Slew Rate: permite que se obtenga una señal de salida sin que haya una pérdida de información. Se recomienda un Slew Rate de 5V/ms a más [19].
- Bajo Offset: asegura que la señal no sea desplazada en amplitud. Los integrados no deben presentar un offset mayor a 15mV [41].
- Alto CMRR (rechazo a modo común): amplifica las señales diferenciales que son de interés. Se recomienda trabajar con un CMRR mayor a 70dB [19].
- Rail to Rail: propiedad que permite que el voltaje de salida de los amplificadores sea muy cercano a su voltaje de alimentación.

Debido a que el sistema presenta un circuito analógico (Sistema de Adquisición) y un circuito digital (Sistema de Control), es necesario aislarlos eléctricamente. Esto también se debe al ruido; las señales analógicas pueden alterar las señales digitales, por lo que es necesario separar la tierra (masa) digital de la analógica. Para aislar los sistemas eléctricamente, se hará uso de un optoacoplador.

3.3 Selección de los Componentes a Utilizar

Según los requisitos para el acelerómetro antes descritos en el punto 3.2.1, se necesita un sensor que trabaje en un eje y con un rango de 1g como mínimo. A continuación se comparan algunos acelerómetros con características similares en la tabla 3.1.

Parámetros	ADXL103	ADXL105	AD22300
Vs	-0.3 ~ 7 V	2.7 ~ 5.25V	3.3V
Icc (Alimentación)	700 μ A (@Vs=5V)	2mA	1.3mA
Número de ejes	1	1-2	1-2
Rango de medición	$\pm 1.7g$	$\pm 7g$	$\pm 35g$
Sensibilidad	1000 mV/g	250mV/g	36.3mV/g

TABLA N°3.1 Parámetros Sensor de Aceleración

FUENTE: www.digikey.com

Se escoge el sensor ADXL103 debido a que posee una mayor sensibilidad y tanto su rango de medición como el número de ejes en el que trabaja es suficiente.

En cuanto a los electrodos, tal como se especificó en el punto 2.3.3, se utilizarán los electrodos de Ag/Ag Cl con esponja debido a que son los más prácticos para esta aplicación. Se utilizan los Electrodo de Monitorización de la marca 3M modelo 2228 (electrodos de Plata/Cloruro de Plata (Ag/Ag Cl)). La Figura 3.2 muestra una imagen del electrodo utilizado.



FIGURA N°3.2 Electrodo de monitorización marca 3M modelo 2228
FUENTE: www.girodmedical.es

Para la etapa de pre-amplificación, se opta por utilizar un amplificador de instrumentación contenido en un circuito integrado, pues son mucho más precisos, presentan una alta ganancia y son mucho más pequeños y fáciles de acoplar a comparación de un circuito conformado por amplificadores operacionales y resistencias. A continuación se comparan amplificadores con características similares en la tabla 3.2.

Parámetros	INA121P	AD620	INA114
V _{cc}	±2.25 ~ ±18V	±2.3 ~ ±18V	±2.5 ~ ±18V
I _{cc}	±0.45 mA	0.9mA	2.2mA
CMRR	106 dB	100dB	110dB
Error no lineal	0.001% (max)	0.15%	0.05%
Z _i	10 ¹² Ω	10 ¹⁰ Ω	10 ¹⁰ Ω

TABLA N°3.2 Parámetros Amplificadores de Instrumentación
FUENTE: www.digikey.com

Se elige el integrado INA121P debido a su mayor impedancia de entrada, mínimo error y menor consumo de corriente.

Para el diseño de los filtros y el comparador, se reúnen amplificadores operacionales con características similares. A continuación se presentan algunas características de los Opamps seleccionados en la tabla 3.3.

Parámetros	TL074	TLC272	LF353
V _{cc}	±18V	3 ~ 16V	±2.5 ~ 18V
I _{DD}	1.4 mA	1.4 mA	3.6mA

Z_i	$10^{12} \Omega$	$10^{12} \Omega$	$10^{12} \Omega$
SNR	15 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	25 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	16 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Slew Rate	13V/ μs	3.5V/ μs	13V/ μs
Vio (Offset de entrada)	3~10 mV	1.1~10 mV	5~10 mV
CMRR	100 dB	65	100dB
Nro. de Opamps	4	2	2

TABLA N°3.3 Parámetros de Amplificadores Operacionales
FUENTE: www.digikey.com

Se escoge el integrado TL074 debido a que presenta 4 amplificadores operacionales por integrado, a comparación del LF353 que sólo presenta 2, además de su alto valor de SNR, Slew Rate y CMRR.

Como se especificó en las consideraciones, es necesario aislar el circuito digital del analógico; y para tal motivo, se utilizará un optoacoplador. Para tal motivo, a continuación en la tabla 3.4 se realiza una selección de circuitos integrados disponibles en el mercado.

Parámetro	4N25	MOC3010	4N35
VR	6V	3V	6V
IF	100mA	60mA	100mA
VF	1.18-1.5V	1.15-1.5V	0.8-1.5V
IR	0.001-10uA	0.05-100uA	10uA
Power disipation @25°C	250mW	100mW	400mW

TABLA N°3.4 Parámetros de Optoacopladores
FUENTE: www.digikey.com

A diferencia del MOC3010 que presenta un Triac, los otros dos integrados presentan un fototransistor. El primero es utilizado principalmente para el control de corrientes

alternas, por lo que su uso no es muy adecuado para esta aplicación. Entre los integrados 4N25 y 4N35 se escoge la primera opción debido a que consume una menor cantidad de potencia. Los demás parámetros son similares.

3.4 Diseño del Sistema de Adquisición

La figura 3.3 muestra los puntos de colocación de los electrodos y del sensor de aceleración. Con respecto al medidor de ritmo cardiaco, la señal generada por el corazón (electrodo 1) es comparada con una generada por otro músculo (electrodo 2). La pequeña diferencia de potencial es la señal amplificada por el amplificador de instrumentación. El electrodo número 3 sirve para establecer una referencia a los otros dos, es por eso que debe ser colocado a cierta distancia de ellos. El sensor de aceleración es colocado dentro del chasis del dispositivo diseñado junto con el circuito de acondicionamiento y el circuito de control. El dispositivo es colocado a la altura de la cadera debido a que se estudió la aceleración que sufre esta parte del cuerpo al caminar.

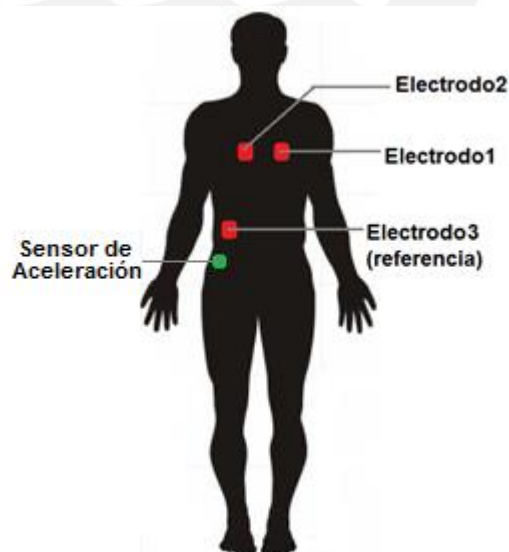


FIGURA N°3.3 Posición de los dispositivos de adquisición
FUENTE: Elaboración propia en base a derivaciones cardiacas [37]

3.4.1 Acondicionamiento de la Señal Cardíaca

La figura 3.4 muestra el diagrama esquemático de la etapa de pre-amplificación. El diseño está basado en un circuito amplificador de impulso nervioso diseñado por el fabricante del circuito integrado LT1168 [42]. Las tres entradas X1 corresponden a las señales provenientes de los tres electrodos (dos transportan la señal y el tercero es de referencia).

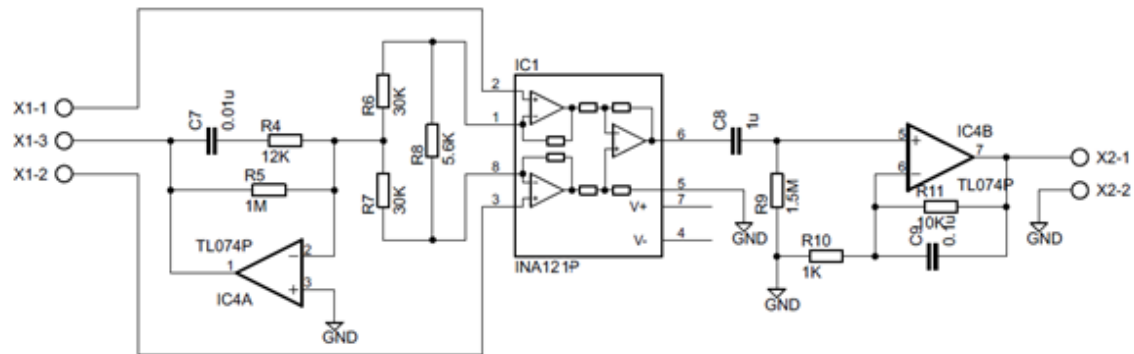


FIGURA N°3.4 Circuito de pre-amplificación
FUENTE: Elaboración propia

Según la información brindada por el fabricante del integrado LT1168, el circuito conformado por el amplificador operacional IC4A, las resistencias R4 y R5 y el condensador C7 mantiene la estabilidad de la referencia del paciente.

La ganancia del amplificador de instrumentación no puede ser demasiado alta debido a que la señal del corazón captada por los electrodos se encuentra opacada por el ruido. Si bien el voltaje generado por los pulsos cardíacos llega a 10 mV como máximo, no es conveniente definir una ganancia de 1000 para el amplificador de instrumentación, ya que en ese caso el ruido también sería amplificado. Por tal motivo el amplificador INA121P es configurado para amplificar la señal con una ganancia de 10. Según su hoja de datos, la ganancia se define como $G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$, donde $R_G = (R6 + R7) // R5$.

Para obtener una ganancia de 10, R_G debe tener un valor de 5K Ω .

Se escoge $R6=R7=30K\Omega$

$$RG = \left(\frac{1}{30K + 30K} + \frac{1}{R8} \right)^{-1} \rightarrow R8 = 5.6K\Omega$$

A la salida del amplificador de instrumentación se coloca un filtro pasa altos con una frecuencia de corte de 0.1Hz (debido al rango de frecuencia de los pulsos cardiacos).

$$\text{Se escoge } C8=1\mu\text{f} \rightarrow R9 = \frac{1}{2 \times \pi \times 0.1 \times 10^{-6}} \rightarrow R9 = 1.5M\Omega$$

El amplificador operacional IC4B amplifica la señal luego del filtro pasa alto aplicado. Sin embargo, el condensador C9 limita esta ganancia para señales menores a la frecuencia de corte que este define [42].

$$\text{Ganancia del amplificador: } G = 1 + \frac{R11}{R10}$$

Se escoge $R11 = 10K$

$$R10 = \frac{R11}{(G - 1)} = \frac{10K}{9} \approx 1K$$

$$F_c = 0.1\text{Hz} = \left(\frac{1}{2 \times \pi \times 10K \times C9} \right) \rightarrow C9 = 0.1\mu\text{F}$$

Luego de la etapa de pre- amplificación, la señal debe ser filtrada. Para tal motivo se diseña un filtro Butterworth debido a que presenta una pendiente más pronunciada a comparación de los filtros Bessel o Chebyshev (ver figura 3.5)

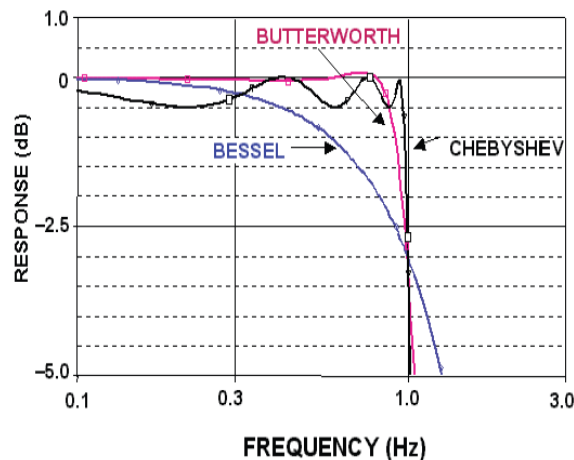


FIGURA N°3.5 Comparación de la respuesta de los filtros Butterworth, Bessel y Chebyshev
 FUENTE: Electronic Filter Design Handbook [11]

Se diseña un filtro en la configuración de Sallen Key de segundo orden debido al equilibrio que existe entre la pendiente y la complejidad del circuito. Su pendiente es mayor a la de un filtro de primer orden, pero a su vez el circuito no es tan complejo como un el de un filtro de mayor orden.

La figura 3.6 muestra al filtro diseñado para contrarrestar el efecto del ruido en la señal.

Está conformado por un filtro pasa-banda ($f_c=0.1-150\text{Hz}$) y un filtro "Notch" ($f_c=60\text{Hz}$).

Las resistencias y condensadores fueron escogidos de la siguiente manera [13]:

Filtro pasa alto: $F_c = 0.1\text{Hz}$

Se escoge $C_{10} = C_{11} = 1\mu\text{F}$

$$R_{13} = \frac{1}{\sqrt{2} \times \pi \times C_{10} \times 0.1} = 2.2\text{M}\Omega$$

$$R_{12} = \frac{1}{2\sqrt{2} \times \pi \times C_{10} \times 0.1} = 1.1\text{M}\Omega$$

Filtro pasa bajo: $F_c = 150\text{Hz}$

Se escoge $C_{13} = 1\mu\text{F}$

$C_{12} = 2 \times C_{13} = 2\mu\text{F} \rightarrow 2.2\mu\text{F}$ (por disponibilidad del mercado)

$$R_{14} = R_{15} = \frac{1}{2\sqrt{2} \times \pi \times C_{13} \times 150} = 750\Omega$$

Filtro Notch: $f_c = 60\text{Hz}$

$R_{20} = R_{21} = 100\text{K}$

Se escoge $C_{14} = C_{15} = 10\mu\text{F}$

$$R_{18} = R_{19} = \frac{1}{2 \times \pi \times C_{14} \times 60} \approx 270\Omega$$

Se obtiene $R_{16} = R_{17} = 20 \times R_{18} = 5.3\text{K}\Omega$

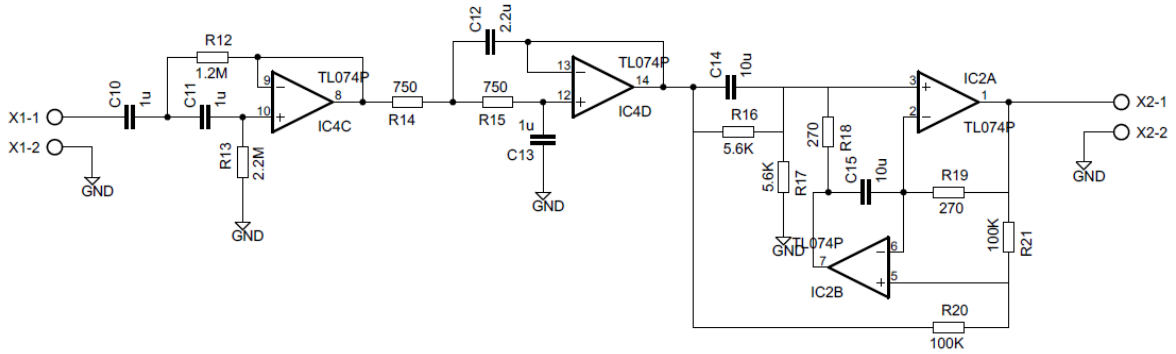


FIGURA N°3.6 Circuito de filtro
FUENTE: Elaboración propia

El filtro diseñado fue simulado en el programa “B2 Spice A/D v5” para poder observar la respuesta en frecuencia de cada uno. A continuación se muestran los resultados.

La figura 3.7 muestra el circuito pasa-banda implementado para su simulación y la figura 3.8 muestra su respuesta en frecuencia. En la imagen no es posible observar la frecuencia de corte inferior debido a que es un valor muy bajo (0.1Hz). Por el contrario, sí es posible observar la frecuencia de corte superior.

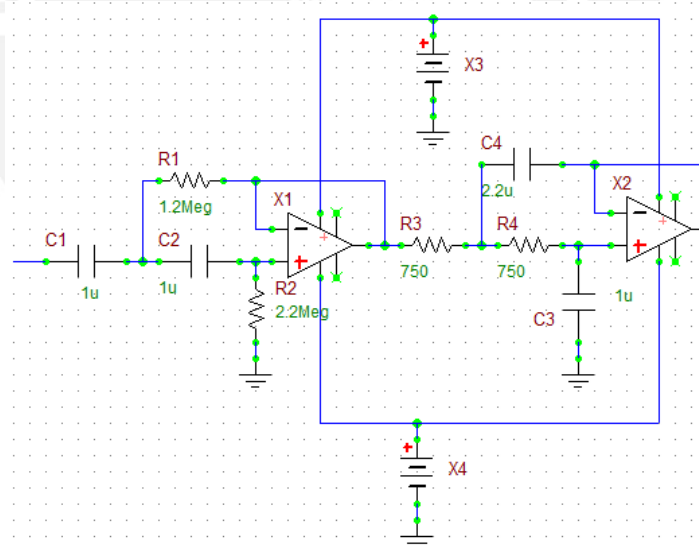


FIGURA N°3.7 Circuito del filtro pasa-banda
FUENTE: Elaboración propia

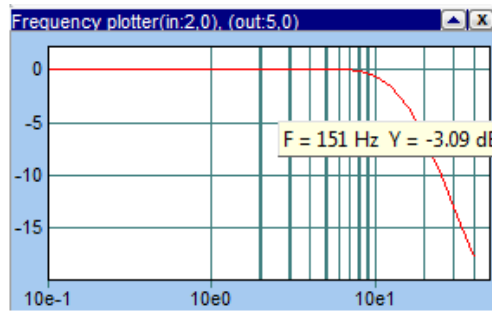


FIGURA N°3.8 Respuesta en frecuencia del filtro pasa-banda
FUENTE: Elaboración propia

Por otro lado, en la figura 3.9 se muestra el filtro “Notch” implementado para su simulación y en la figura 3.10 su respuesta en frecuencia. La frecuencia rechazada (60Hz) elimina los ruidos provenientes de la línea de tensión.

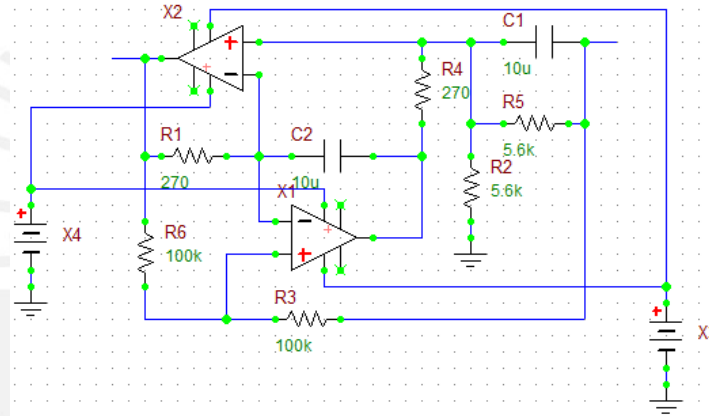


FIGURA N°3.9 Circuito del filtro “Notch”
FUENTE: Elaboración propia

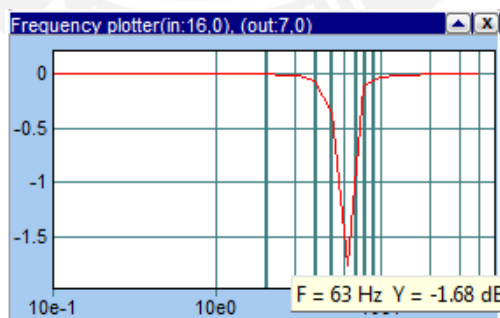


FIGURA N°3.10 Respuesta en frecuencia del filtro “Notch”
FUENTE: Elaboración propia

Una vez limitada la señal en frecuencia, es posible amplificarla con una ganancia elevada. Para tal propósito se implementó un amplificador de ganancia 100 (ver figura 3.11).

$$G = R24/R23 = 10K/100 = 100$$

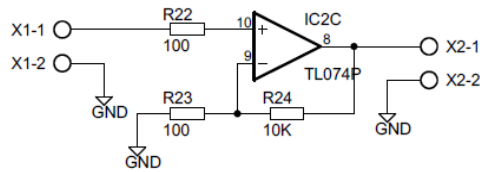


FIGURA N°3.11 Circuito de amplificación
FUENTE: Elaboración propia

En la figura 3.12 se muestra el circuito comparador y el optoacoplador. El voltaje de referencia del circuito comparador es regulado con un potenciómetro. Por último, se hace uso de un optoacoplador para separar la tierra (masa) del circuito analógico (sistema de adquisición) de la tierra del circuito digital (sistema de control). La señal que se obtiene luego del optoacoplador (Vout) es la que llegará al microcontrolador.

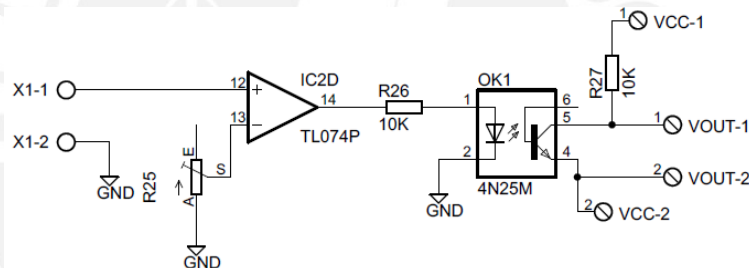


FIGURA N°3.12 Circuito comparador y de aislamiento
FUENTE: Elaboración propia

3.4.2 Acondicionamiento de la Señal Captada por el Acelerómetro

Los sensores de aceleración emiten un determinado voltaje analógico cuyos valores oscilan entre 0 y su voltaje de alimentación de acuerdo a la magnitud de aceleración que detectan. Debido a que se debe limitar el rango de aceleración que detecta para que sea considerado como un paso realizado por el usuario, se debe digitalizar el voltaje emitido por el sensor. Para cumplir dicho objetivo, se hace uso de un conversor analógico digital (ADC). Aunque existen sensores de aceleración con un ADC incorporado, dicha característica no es muy importante debido a que para la presente

tesis se hará uso de un microcontrolador con un circuito ADC incorporado. El acondicionamiento de la señal captada por el acelerómetro equivale a establecer el límite del voltaje umbral para considerar un paso realizado por el usuario. El valor umbral teórico es definido de acuerdo a la gráfica del estudio de la marcha (Gait Analysis). Teniendo en cuenta la sensibilidad del acelerómetro escogido (1000mV/g) y la aceleración que sufre la cadera al caminar (1g como máximo aproximadamente), es posible definir que el valor umbral teórico para 1 paso es de 1V. El valor experimental es definido durante las pruebas que se realizan para el podómetro.

3.5 Diseño del Sistema de Control

El sistema de control lo compone básicamente un microprocesador. Se necesita un microprocesador que contenga un conversor análogo-digital (ADC) para digitalizar los valores de voltaje que genera el sensor de aceleración. Con respecto al número de entradas y/o salidas requeridas (pines de entrada y salida), se requieren 10 entradas y 6 salidas tal como se muestra en la tabla 3.5. Los valores se obtuvieron analizando los dispositivos que van conectados al microprocesador.

Dispositivo	Entrada/Salida	Número de pines
Acelerómetro	Entrada	1
Señal de pulso cardiaco	Entrada	1
Pantalla LCD	Salida	6
Pulsadores	Entrada	8
TOTAL		16

TABLA N°3.5 Número de entradas o salidas requeridas
FUENTE: www.digikey.com

A continuación en la tabla 3.6 se realiza una comparación entre algunos microcontroladores de características similares que existen en el mercado.

Parámetro	Atmega8	Atmega8L	PIC16F873
Vcc (Alimentación)	4.5~ 5.5V	2.7~ 5.5V	2~ 5.5V
Icc (Alimentación)	11~ 15mA	3~ 5mA	1.6 ~ 4mA
Frec. de operación	8MHz	0 ~ 16MHz	4MHz
ADC	6 canales con 10bits de resolución	6 canales con 10bits de resolución	8 canales con 10bits de resolución
Número de Puertos	3 (22 entradas/ salidas)	3 (22 entradas/ salidas)	5 (33 entradas/ salidas)

TABLA N°3.6 Comparación de microcontroladores
FUENTE: www.digikey.com

Se optó por un microcontrolador Atmel Atmega8L, pues aparte del conversor análogo-digital incorporado, trabaja con una frecuencia de oscilación mayor, lo que permite obtener y transmitir una mayor cantidad de muestras en un periodo de tiempo.

Al microprocesador le llegarán las señales captadas por el sensor de aceleración y por los electrodos. El circuito de control se encargará de mostrar los resultados en la pantalla LCD de 16x2. A continuación en la Figura 3.13 se muestra el circuito del sistema de control.

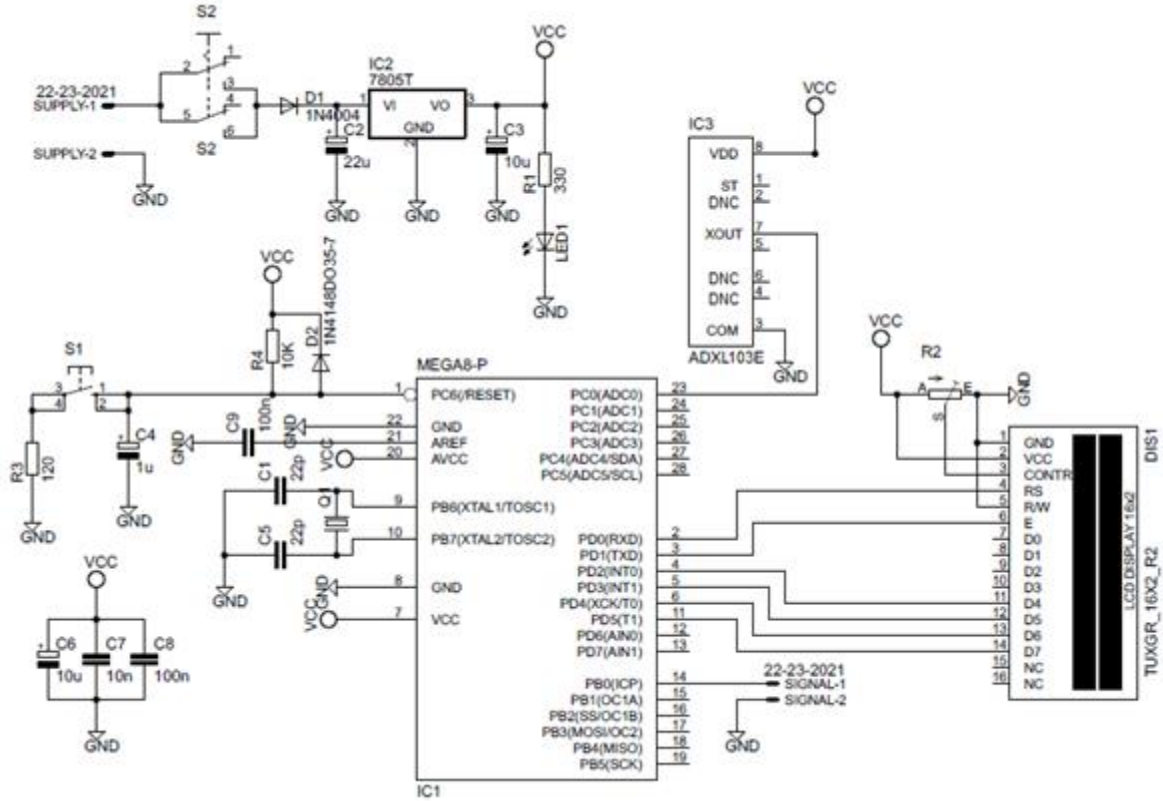


FIGURA N°3.13 Circuito de control - Visualización
FUENTE: Elaboración Propia

El sistema de control cuenta con un circuito regulador de voltaje que establece el voltaje de alimentación a 5 voltios. Esto se debe a que el microcontrolador Atmega8 debe ser alimentado con un voltaje de 5.5V como máximo según sus características eléctricas. A excepción del acelerómetro ADXL103 que es alimentado con 2.5V a través de un divisor de voltaje, todo el circuito se alimenta con 5V.

La señal que es conectada al pin 14 (PB0) corresponde a la obtenida del circuito de adquisición de señales cardiacas (ver figura 3.12).

3.6 Diseño de la Alimentación

El dispositivo final debe ser portátil, de lo contrario sería muy poco útil. Por esta razón, se debe diseñar el circuito de alimentación utilizando pilas o baterías. Para elegir la

fuelle, es necesario analizar parcialmente el voltaje de abastecimiento del circuito de adquisición y el circuito de control.

El circuito de adquisición está conformado por el sensor de aceleración y el circuito medidor de ritmo cardiaco. El acelerómetro utilizado (ADXL103) se alimenta de con un rango de voltaje que va de 1.8 hasta 3.6 voltios y el integrado ina121p que se utiliza para el electrocardiograma puede ser alimentado desde ± 2.25 hasta ± 18 voltios.

Según la disponibilidad del mercado, las baterías que podrían ser utilizadas son la MN21, la PP3 y la 28L. A continuación en la tabla 3.7 se muestra un cuadro comparativo entre ellas.

Parámetros	MN21	PP3	28L
Voltaje Nominal (V)	12	9	6
Capacidad (mAh)	33	556	160
Tamaño (mm)	28 x 10 x 10	48.5 x 26.5 x 17.5	25 x 13 x 13

TABLA N°3.7 Capacidad de baterías
FUENTE: www.Duracell.com

Se decide utilizar las pilas 28L (6V) debido a su tamaño reducido y a su alta capacidad. El circuito de acondicionamiento de la señal cardiaca consume 27mA aproximadamente y el circuito de control 25mA (medido experimentalmente) por lo que al hacer uso de estas pilas se obtiene un tiempo de funcionamiento continuo de aproximadamente 6 horas. Caso contrario, de ser utilizadas las pilas de 12V sólo se obtendría 1 hora de funcionamiento continuo, un valor escaso.

Debido a que el sistema de adquisición debe ser alimentado por un voltaje dual (positivo y negativo), es necesario hacer uso de dos fuentes de alimentación (baterías), tal como se muestra en la figura 3.14. En el caso del circuito de control, una fuente es suficiente. Por lo tanto se utilizan 3 pilas 28L en total.

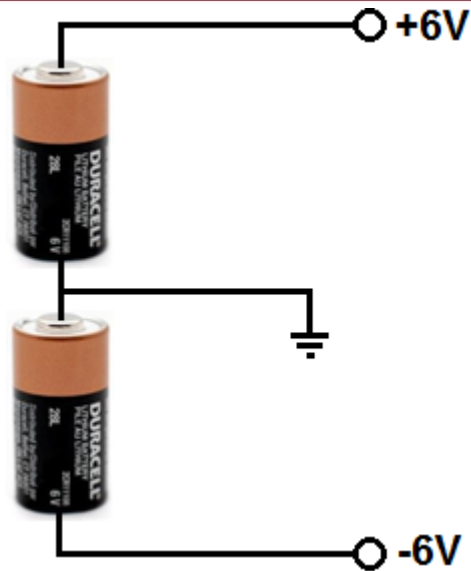


FIGURA N°3.14 Alimentación del circuito de acondicionamiento
FUENTE: Elaboración Propia

Tanto en la fuente positiva como en la negativa, se acoplan 3 condensadores que eliminan los ruidos en las líneas de alimentación generados por la carga y descarga de los capacitores internos del circuito. Estos condensadores reciben el nombre de “ByPass” [2].

Una vez diseñada cada parte del sistema de adquisición, control y visualización; es posible mostrar el circuito completo de la presente tesis en la Figura 3.15.

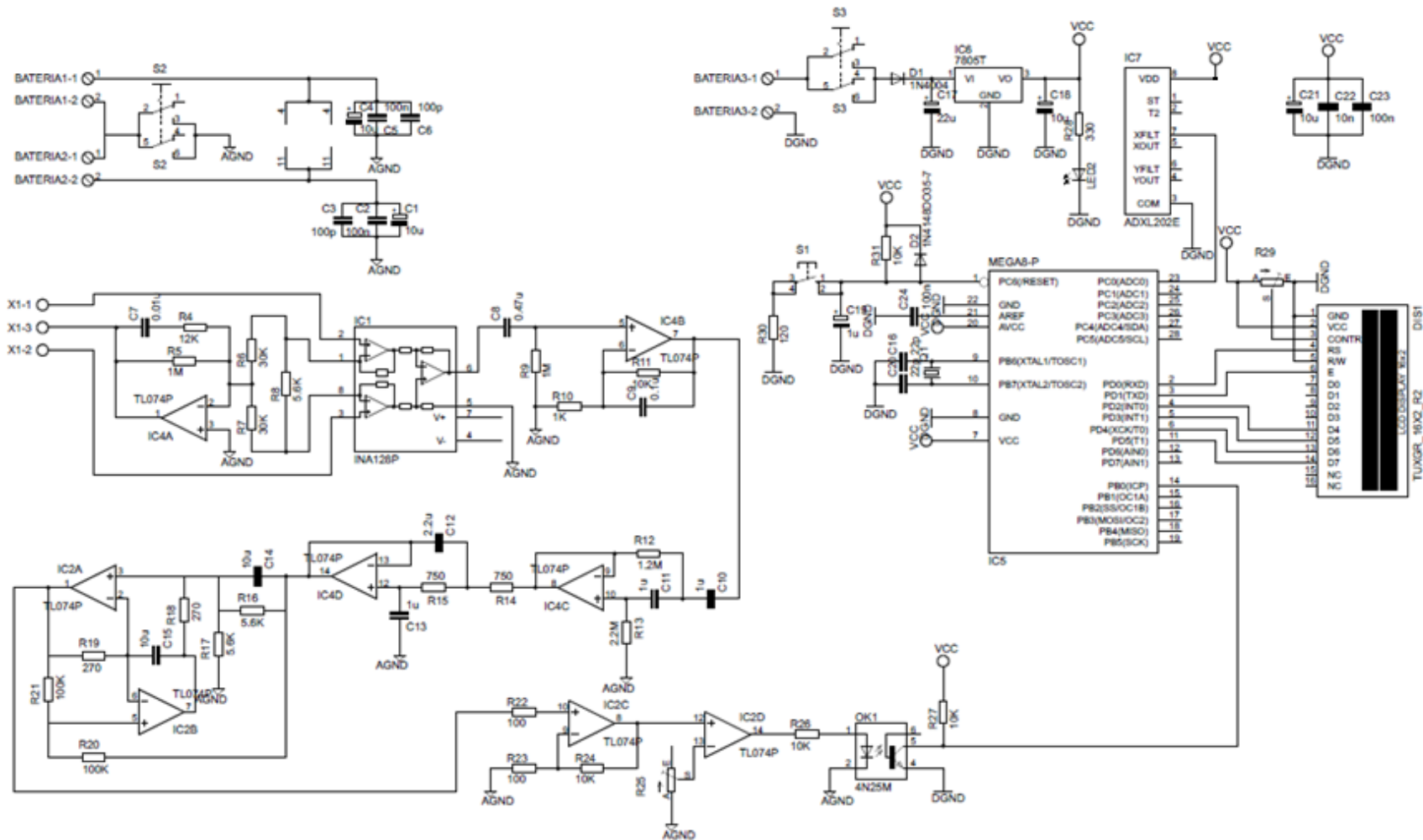


FIGURA N°3.15 Circuito Final Completo
FUENTE: Elaboración propia

En las figuras 3.16 y 3.17 se muestran las tarjetas de circuito impreso que fueron implementadas para el circuito de adquisición y para el circuito de control.

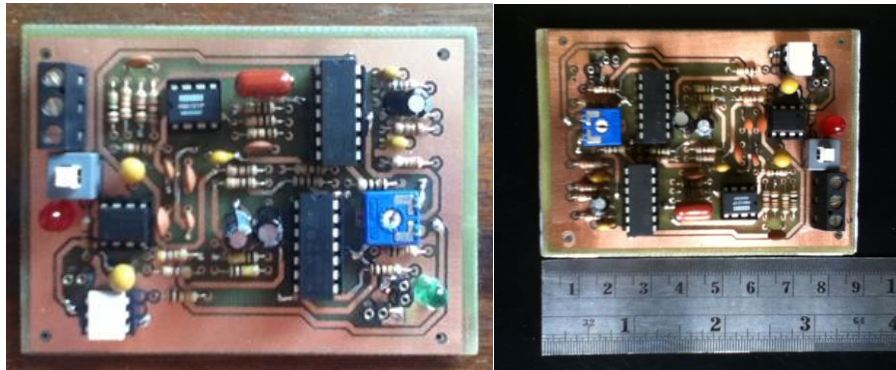


FIGURA N°3.16 Tarjeta del circuito de adquisición
FUENTE: Elaboración propia

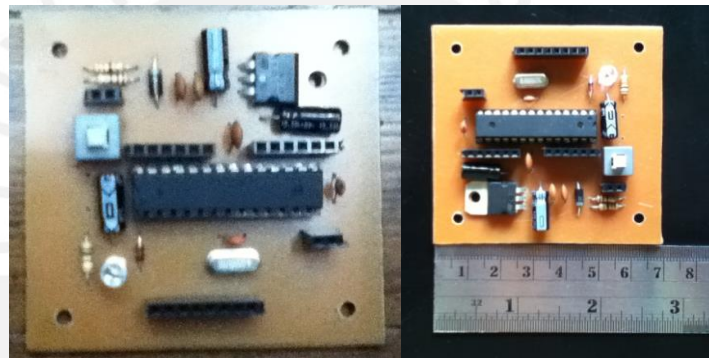


FIGURA N°3.17 Tarjeta del circuito de control
FUENTE: Elaboración propia

Para reducir las dimensiones del dispositivo, se colocó las tarjetas una encima de otra dentro del chasis. En la figura 3.18 es posible observar el diseño del chasis y la colocación de las tarjetas en su interior. Al presionar cada pulsador es posible visualizar cada parámetro bioenergético a través de la pantalla LCD. En la cara lateral se puede observar el interruptor que enciende el sistema.

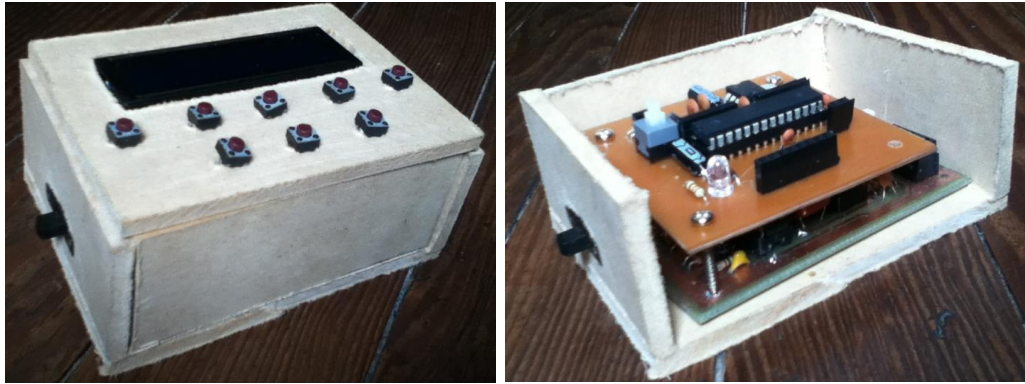


FIGURA N°3.18 Diseño del dispositivo físico
FUENTE: Elaboración propia

Los cables que comunican a los electrodos con el circuito de acondicionamiento generan ruido al moverse, además de ser incómodos para el usuario. Por esa razón se diseñó una banda que sujetará a los electrodos y fijará los cables para que no tengan libertad de movimiento (ver figura 3.19).



FIGURA N°3.19 Esquema de la colocación de todo el sistema
FUENTE: Elaboración propia

3.7 Algoritmos de Programación

Teniendo en cuenta la adquisición de las señales, la teoría del cálculo de los parámetros bioenergéticos y aproximaciones matemáticas establecidas en capítulos anteriores, se desarrollan los algoritmos de programación para el sistema de control.

En el programa principal se evalúa en todo momento la lectura del sensor de aceleración y se muestra la cantidad de pasos realizados por el usuario. Al mismo tiempo se evalúa si es que el usuario desea calcular y visualizar algún parámetro bioenergético. Ambas tareas son realizadas en un lazo infinito.

El cálculo de cada parámetro es realizado en una subrutina diferente, la cual es llamada sólo cuando el usuario pide visualizar alguno de ellos. Tanto la medición del pulso cardiaco como el cálculo del tiempo transcurrido se realizan mediante subrutinas de interrupción. El pulso cardiaco corresponde a una interrupción externa por captura y el cálculo del tiempo a una interrupción interna por comparación exitosa.

A continuación se muestran los diagramas de flujos correspondientes al programa principal, subrutinas e interrupciones.

3.7.1 Programa Principal

Luego de definir los puertos del microcontrolador, las variables y los contadores se le pide al usuario que ingrese tres datos para ser utilizados en el programa: su edad, peso y longitud de zancada. Luego se pasa a evaluar constantemente la lectura del acelerómetro y la petición de visualización de algún parámetro bioenergético. De no ser el caso, se muestra la cantidad de pasos realizados hasta el momento. A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa principal en la Figura 3.20.

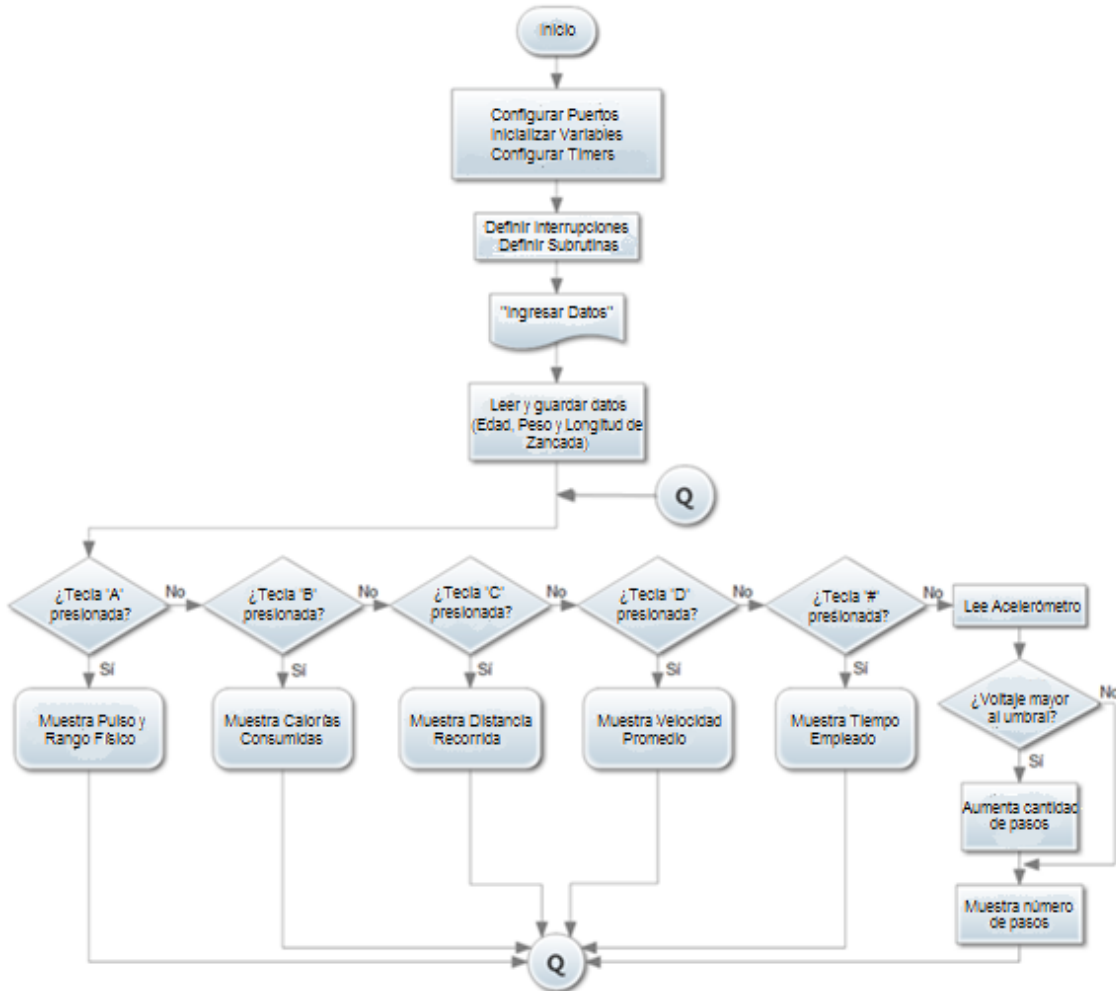


FIGURA N°3.20 Diagrama de flujo del programa principal
FUENTE: Elaboración propia

El ritmo cardíaco y la zona de entrenamiento son mostrados al mismo tiempo. Primero se calcula la frecuencia cardíaca por minuto con el periodo promedio de veinte pulsos. Luego se evalúa a qué zona pertenece de acuerdo a los límites establecidos con respecto a la frecuencia cardíaca máxima (FCM). A continuación se muestra el diagrama de flujo del cálculo y visualización del rango físico de operación en la Figura3.21.

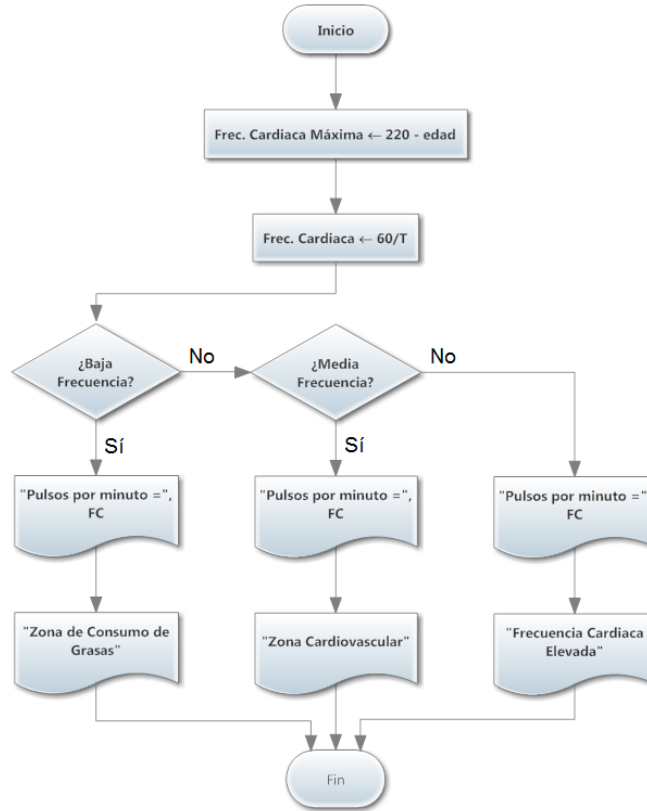


FIGURA N°3.21 Diagrama de flujo de la subrutina de Ritmo Cardíaco (TECLA A)
FUENTE: Elaboración propia

Tanto la distancia recorrida, como las calorías consumidas y la velocidad promedio son calculadas matemáticamente, no intervienen ninguna señal adquirida por el acelerómetro o los electrodos. A continuación se muestran los diagramas de flujo de los tres parámetros en la figura 3.22, 3.23 y 3.24.

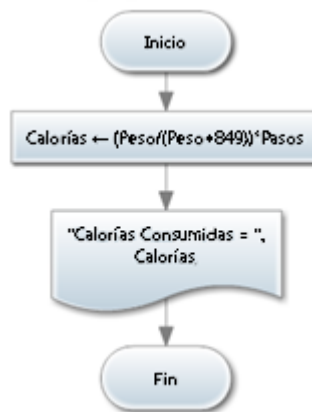


FIGURA N°3.22 Diagrama de flujo de la subrutina de Consumo de Calorías (TECLA B)
FUENTE: Elaboración propia

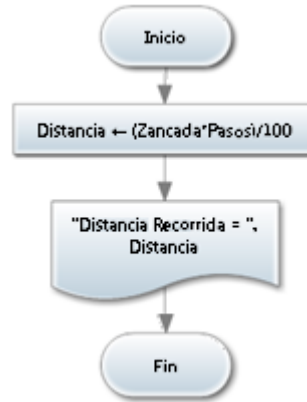


FIGURA N°3.23 Diagrama de flujo de la subrutina de Distancia Recorrida (TECLA C)
FUENTE: Elaboración propia

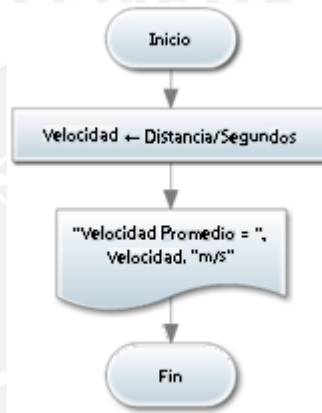


FIGURA N°3.24 Diagrama de flujo de la subrutina de Velocidad promedio (TECLA D)
FUENTE: Elaboración propia

3.7.2 Interrupción por Captura (Externa)

Se desea guardar el tiempo transcurrido entre cada pulso; para esto, se guarda el valor del contador cada vez que ocurre un latido (interrupción). La figura 3.25 muestra el diagrama de flujo de la interrupción externa. La subrutina una vez que detecta un latido, espera a detectar el segundo para así restar el valor del contador final con el inicial y obtener el periodo del ritmo cardiaco. La variable "a" en este diagrama sirve como indicador para poder alternar las tareas de la subrutina que define el tiempo inicial y el tiempo final de cada pulso cardiaco. La variable "T" hace referencia al periodo de los pulsos del corazón; es decir, el tiempo transcurrido entre pulso y pulso.

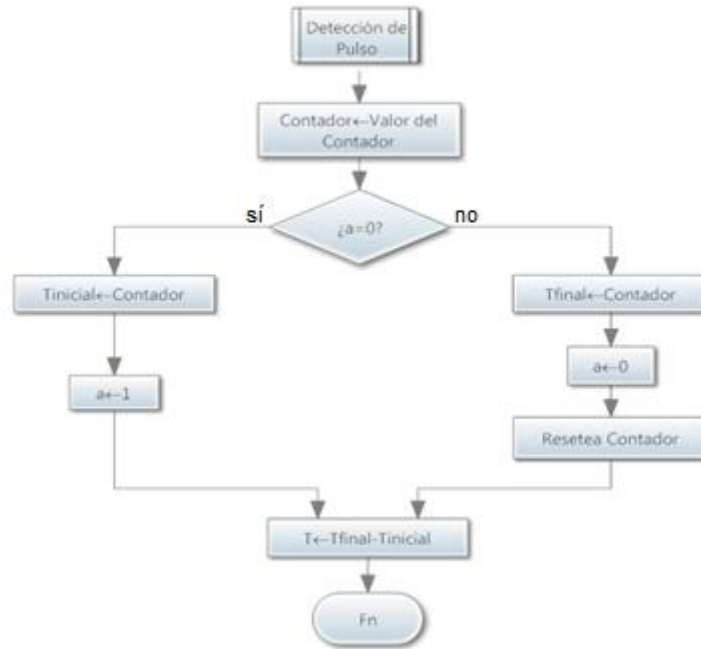


FIGURA N°3.25 Subrutina de interrupción externa
FUENTE: Elaboración propia

3.7.3 Interrupción por Comparación (Interna)

La figura 3.26 muestra una subrutina de interrupción interna. Se produce cuando el contador interno del microprocesador llega a un valor definido por el programador. Para este programa, se configuró el 'Timer' (temporizador) para que la interrupción ocurra cada 1 segundo. La única tarea de esta subrutina es incrementar la variable "segundos" en una unidad.

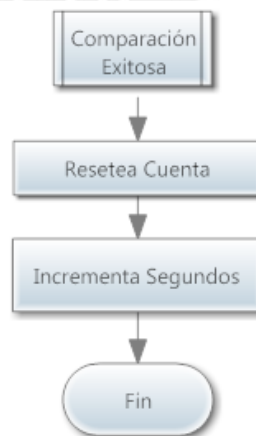


FIGURA N°3.26 Subrutina de interrupción interna (TECLA #)
FUENTE: Elaboración propia

CAPÍTULO 4: PRUEBAS REALIZADAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

4.1 Calibración del Sensor de Aceleración

La primera prueba que se realizó fue la calibración del sensor de aceleración. Para tal propósito se desarrolló un programa que lee los valores analógicos de voltaje que emite el acelerómetro, los cuantifica y los muestra a través de una computadora personal.

Se colocó el sensor en diferentes posiciones de tal manera que su eje forme distintos ángulos con respecto al suelo. Los valores obtenidos son mostrados en la tabla 4.1:

Ángulo	-90	-45	0	45	90
Aceleración	613	557	498	441	386

TABLA N°4.1 Análisis de precisión del podómetro.

FUENTE: Elaboración propia

De la tabla 4.1 es posible concluir que para una aceleración de $+1g$ ($9.8m/s^2$) el valor cuantificado del voltaje que emite el sensor es 613; y para una aceleración de $-1g$ el valor cuantificado es 386. Teniendo en cuenta este rango de valores es posible definir el valor teórico umbral del voltaje cuantificado para ser considerado como un paso.

A través de ensayo y error se determinó un nuevo valor umbral de 524 que corresponde a $+0.85g$ en aceleración y a 2.5V en voltaje analógico. Una vez definido el valor umbral de voltaje es posible realizar las pruebas para el contador de pasos.

4.2 Pruebas para el Podómetro

Se realiza la prueba de los 100 pasos para calcular el rango de error que presenta el podómetro. La prueba consiste en dar 100 pasos con el dispositivo en funcionamiento, el valor final que muestre será el porcentaje de precisión del mismo. Esta prueba fue realizada 4 veces para obtener un resultado más exacto. El podómetro fue comparado

con la aplicación “Pedometer” de iTunes instalada en un iPod Touch. Ambas lecturas fueron comparadas durante la realización de las pruebas y se muestran en la tabla 4.2.

Nro. de pasos	Lectura “Pedometer”					Lectura del acelerómetro				
	1º	2º	3º	4º	Prom	1º	2º	3º	4º	Prom
25	25	25	26	25	25	23	24	24	25	24
50	47	48	50	51	49	48	49	49	48	48
75	73	73	74	74	73	72	73	71	70	71
100	97	98	97	98	98	95	96	94	94	95

TABLA N°4.2 Resultados de las pruebas del podómetro
FUENTE: Elaboración propia

Con los datos obtenidos en la prueba de los 100 pasos es posible calcular el margen de error aproximado del podómetro implementado. El porcentaje de error varía de la siguiente manera (ver Tabla 4.3):

Nro. de Pasos	Lectura del acelerómetro		
	Prom.	Precisión	%error
25	24	0.96	4
50	48	0.96	4
75	71	0.94	6
100	95	0.95	5
	Prom.		4.75%

TABLA N°4.3 Análisis de precisión del podómetro.
FUENTE: Elaboración propia

Por lo tanto se establece que el porcentaje de error promedio del contador de pasos es de 4.75%.

4.3 Pruebas para el Pulsímetro

El circuito del medidor de ritmo cardiaco fue analizado en cada etapa a través de un osciloscopio.

4.3.1 Etapa de Pre-Amplificación

A pesar de estar muy distorsionada por el ruido, en la figura 4.1 se puede observar la señal generada por los pulsos del corazón. Esta es la señal que se obtiene después de la pre-amplificación. Luego debe pasar a ser filtrada.

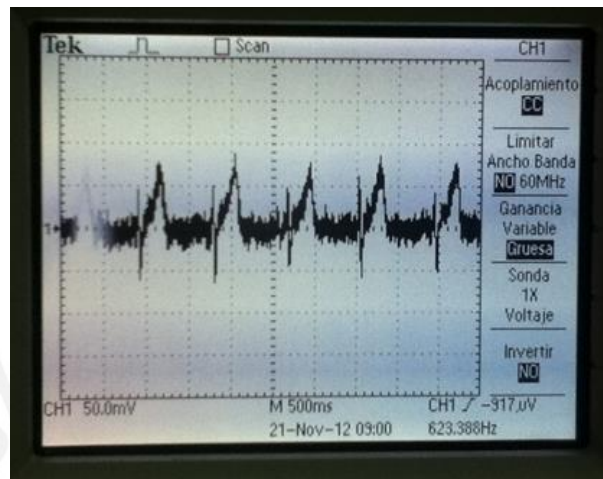


FIGURA N°4.1 Señal pre-amplificada
 FUENTE: Elaboración propia

4.3.2 Etapa de Filtrado de la Señal

Luego de acoplar el filtro pasa banda de segundo orden y el filtro “Notch”, se obtiene una señal más definida. En la figura 4.2 se muestra la señal antes y después del filtro diseñado.

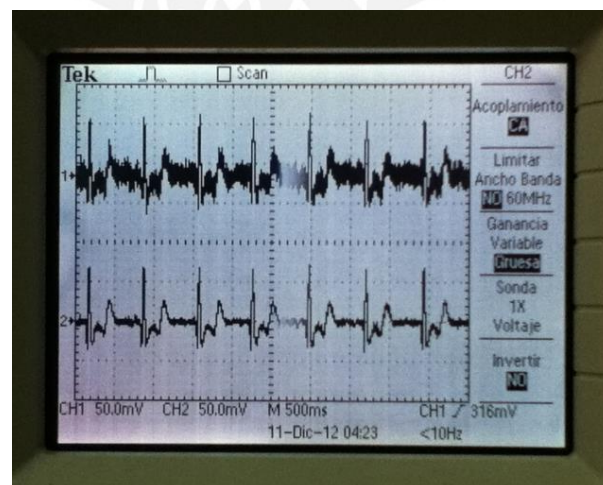


FIGURA N°4.2 Señal antes y después del filtro
 FUENTE: Elaboración propia

Es posible demostrar que el ruido ha sido reducido obteniendo la relación señal a ruido

de ambas señales: $SNR = 20 \log \frac{V_s}{V_n} (dB)$

Donde V_s es la amplitud de la señal y V_n la amplitud del ruido.

Señal pre-amplificada: $SNR = 20 \log \frac{60mV}{25mV} = 7.6 dB$

Señal filtrada: $SNR = 20 \log \frac{60mV}{10mV} = 15.56 dB$

Se demuestra que la relación señal a ruido se incrementa en más de 200% para la señal filtrada.

Es necesario notar que la señal aún presenta una amplitud de 52mV aproximadamente. La señal debe ser amplificada para poder ser comparada en la siguiente etapa.

4.3.3 Etapa de Amplificación

La figura 4.3 muestra la señal amplificada con una ganancia de 100. En este instante la señal presenta una amplitud de 5 voltios aproximadamente, suficiente para ser analizada por un comparador.

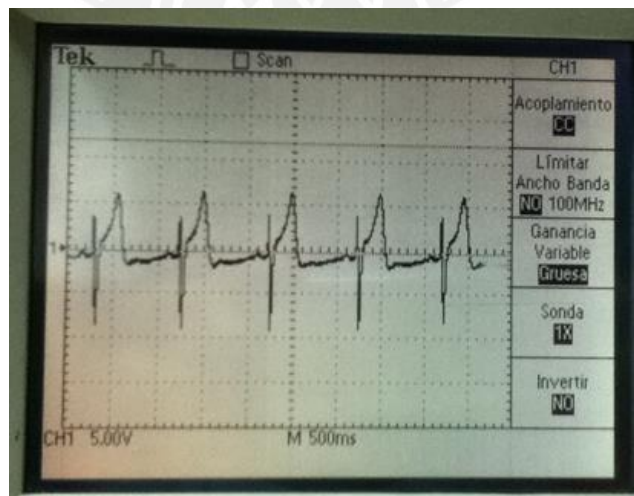


FIGURA N°4.3 Señal amplificada
FUENTE: Elaboración propia

4.3.4 Etapa de Comparación

La figura 4.4 muestra la señal que llega al comparador y la respuesta que genera. Es posible observar que por cada pico de la señal del corazón se produce un pulso que será enviado al microcontrolador para obtener el ritmo cardiaco.

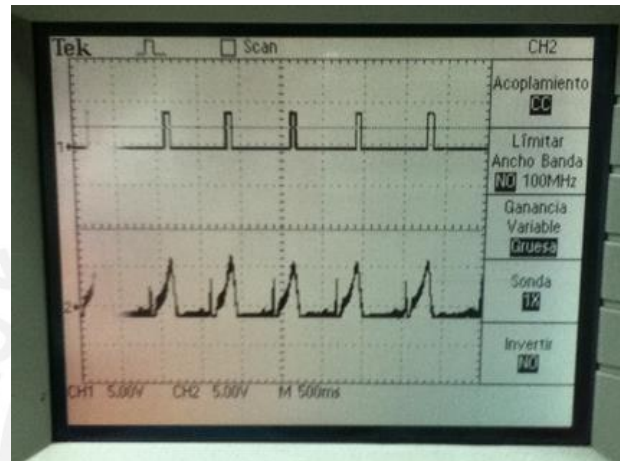


FIGURA N°4.4 Señal obtenida antes y después del comparador
FUENTE: Elaboración propia

4.4 Pruebas en Conjunto y Análisis de Resultados

Se realizaron pruebas para verificar la precisión de cada parámetro bioenergético calculado por el sistema. Cada parámetro fue evaluado en una persona de 22 años de edad, 70Kg. de peso, de sexo masculino y de condición atlética. A continuación se muestran las pruebas y resultados obtenidos para cada parámetro.

4.4.1 Pulso Cardiaco

La lectura del ritmo cardiaco mostrada por el sistema es comparada con un valor obtenido por otro dispositivo existente en el mercado que tiene la misma función. A continuación se muestra una imagen de cada lectura en las Figuras 4.5 y 4.6.



FIGURA N°4.5 Lectura pulsímetro existente
FUENTE: Elaboración propia

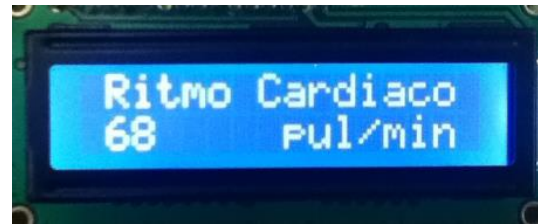


FIGURA N°4.6 Lectura del ritmo cardíaco
FUENTE: Elaboración propia

Se realizó 5 pruebas a diferentes intensidades físicas para obtener diferentes lecturas del ritmo cardíaco y también de la zona de entrenamiento. La tabla 4.4 compara los resultados obtenidos del dispositivo implementado y de otro existente en el mercado.

	Pulsímetro existente	Dispositivo implementado	Zona de entrenamiento mostrada
En reposo	69 pul/min	68 pul/min	Zona de Combustión de grasas
Caminar a baja velocidad	70 pul/min	68 pul/min	Zona de Combustión de grasas
Caminar a velocidad moderada	86 pul/min	88 pul/min	Zona de Combustión de grasas
Correr al 80% de la capacidad	163 pul/min	166 pul/min	Acondicionamiento Físico
Correr al 100% de la capacidad	196 pul/min	193 pul/min	Sobre Exigencia

TABLA N°4.4 Resultados de las pruebas del medidor de ritmo cardíaco
FUENTE: Elaboración propia

A partir de los resultados obtenidos se calcula la precisión en cada prueba (ver tabla 4.5).

Prueba Realizada	Margen de error obtenido
En reposo	1.44%
Caminar a baja velocidad	2.85%
Caminar a velocidad moderada	2.32%
Correr al 80% de la capacidad	1.8%
Correr al 100% de la capacidad	1.53%

TABLA N°4.5 Margen de error en cada prueba
FUENTE: Elaboración propia

Se calcula el promedio de todos los márgenes de error obtenidos en las pruebas anteriores, obteniendo así una precisión de 98% para el medidor de ritmo cardiaco.

Una posible causa de esta variación es la programación, ya que el microcontrolador fue programado para calcular el periodo promedio de veinte pulsos cardiacos y así disminuir las alteraciones debido al ruido. Otra posible causa es el ruido ocasionado por los cables del circuito al moverse y las falsas señales emitidas por los electrodos rozar con alguna superficie.

4.4.2 Consumo Calórico

Existen diversas fuentes sobre el consumo calórico para determinadas actividades. En la presente tesis se hace uso de una tabla de equivalencia entre el peso y las calorías consumidas por una persona (ver tabla 2.2). Se tomará en cuenta esta tabla de equivalencia para obtener la precisión del consumo calórico. Dado que el tiempo se tiene en consideración para el cálculo calórico, para la presente prueba, se establece un límite de tiempo, el cual será de 1 min. La prueba es realizada por 2 personas de diferente peso corporal (70 y 68 Kg.). Según la tabla de equivalencias, una persona de 70Kg. consumirá 4.5Kcal/min aproximadamente al caminar a una velocidad moderada y una persona de 68Kg. 4.4Kcal/min. La figura 4.7 muestra la lectura de las calorías

consumidas para una persona de 70 Kg y la tabla 4.6 muestra los datos obtenidos por el dispositivo.



FIGURA N°4.7 Lectura del dispositivo implementado
FUENTE: Elaboración propia

Peso	Resultado Teórico	Resultado Obtenido	Margen de error
70Kg	4.5 Kcal/min	4.56 Kcal	1.3%
68Kg	4.4 Kcal/min	4.44 Kcal	0.9%

TABLA N°4.6 Resultados de las pruebas del contador de calorías
FUENTE: Elaboración propia

La pequeña variación se debe a la aproximación matemática hecha anteriormente en el capítulo 2. Comparando con la tabla 2.2, el margen de error promedio obtenido es de 1.1%. Este se debe a la aproximación matemática que se realizó en el capítulo 2 de las calorías consumidas.

4.4.3 Distancia Recorrida

Para esta prueba se recorre una distancia definida y se la compara con el valor mostrado por el sistema. La distancia definida será de 100 metros. Durante la evaluación también se tomará el tiempo debido a que los datos obtenidos servirán para realizar otras evaluaciones. Para la presente prueba se evaluó a 2 personas de diferentes estaturas, ambas de sexo masculino. La primera mide 1.72 m. y la segunda 1.67 m. La longitud de zancada de cada una también varía, en este caso es de 1.2m y 0.9m respectivamente. Este último dato es ingresado como parámetro para calcular la

distancia total recorrida. A continuación se muestran los resultados obtenidos en la tabla 4.7 y una lectura del dispositivo en la Figura 4.8.



FIGURA N°4.8 Lectura de la distancia recorrida
FUENTE: Elaboración propia

Long. De zancada	Resultado	% de error
0.9m.	93.15m.	6.85%
1.2m	95.60m.	4.4%

TABLA N°4.7 Resultados de las pruebas de la distancia recorrida
FUENTE: Elaboración propia

El margen de error promedio que se obtiene es de 5.62%. Al ingresar la longitud de zancada como dato para calcular la distancia recorrida, el usuario establece una longitud definida, la cual varía en la práctica. Según estudios realizados al análisis de la marcha, una persona al desplazarse camina a diferentes ritmos y eso hace que la longitud de cada paso varíe [33]. Adicionalmente se le agrega el error obtenido en el número de pasos dados por el usuario (ver tabla 4.2 y 4.3). Es por esa razón que se obtiene un margen de error mayor en el cálculo de la distancia total.

4.4.4 Velocidad Promedio

Con los datos obtenidos en la prueba anterior (distancia recorrida y tiempo empleado), es posible calcular matemáticamente la velocidad promedio empleada. La velocidad teórica es calculada dividiendo la distancia teórica (100 metros) entre el tiempo

empleado; y la velocidad experimental es calculada dividiendo la distancia calculada por el dispositivo entre el tiempo empleado. A continuación se muestran los resultados obtenidos en la tabla 4.8 y una lectura del dispositivo en la Figura 4.9.



FIGURA N°4.9 Lectura de la velocidad promedio
FUENTE: Elaboración propia

Long. De zancada	Distancia recorrida	Tiempo empleado	Velocidad teórica	Velocidad experimental	% error
0.9m	93.15m	00:01:14	1.35m/s	1.26m/s	6.67%
1.2m	95.6m	00:01:05	1.53m/s	1.47m/s	3.92%

TABLA N°4.8 Resultados de las pruebas de la velocidad promedio
FUENTE: Elaboración propia

El porcentaje de error para el cálculo de la velocidad promedio es de 5.29%.

4.4.5 Tiempo Empleado

El tiempo tomado para la experiencia de los 100 metros es comparado con el tiempo calculado por el dispositivo. Para este parámetro se obtiene una precisión del 100% debido a que es calculado matemáticamente con la frecuencia del oscilador interno del microprocesador que tiene un valor fijo. A continuación se muestran una imagen de cada lectura (ver figura 4.10 y 4.11).



FIGURA N°4.10 Tiempo Transcurrido
FUENTE: Elaboración propia



FIGURA N°4.11 Lectura del tiempo empleado
FUENTE: Elaboración propia

4.5 Observaciones Generales

- El tamaño reducido del circuito implementado logra que el dispositivo tenga pequeñas dimensiones.
- La precisión del dispositivo implementado varía para cada parámetro bioenergético calculado. Para obtener la precisión de todo el sistema se calcula el promedio de todos los márgenes de error obtenidos. La precisión que se obtiene es de 97.198%
- El sudor perjudica el desempeño de los electrodos ya que hace perder su adhesivo y disminuye el contacto superficial con la piel.
- El movimiento de los cables y el contacto de la parte posterior de los electrodos con superficies como la tela de la ropa generan ruido que afectan la adquisición de la señal cardiaca.

CONCLUSIONES

- Se logró desarrollar un dispositivo portátil teniendo en cuenta que es alimentado con baterías y es posible transportarlo sin dificultad debido a sus pequeñas dimensiones.

- Las tablas, aproximaciones y fórmulas matemáticas establecidas para el cálculo de los parámetros bioenergéticos a partir de su estudio lograron calcular valores con una considerable precisión.
- Tanto los electrodos como el sensor de aceleración escogidos fueron adecuados para cumplir con el objetivo de adquirir las señales del corazón la aceleración de la cadera respectivamente.
- El sistema de adquisición implementado logró acondicionar óptimamente las señales captadas por los sensores antes de enviarlas al sistema de control.
- El sistema de control implementado obtuvo un bajo porcentaje de error (3% en promedio) al calcular los parámetros bioenergéticos.
- El sistema desarrollado trabaja con señales muy débiles que son fácilmente alteradas por el ruido. A pesar del filtro diseñado para la señal de interés, es necesario implementar otros métodos para reducir el margen de error total.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda utilizar la tecnología de montaje superficial (SMT por sus siglas en inglés) en la implementación de los circuitos para reducir el tamaño y el peso del dispositivo. Es necesario indicar que dicha modificación implica un incremento en el costo del dispositivo, ya que los componentes de montaje superficial tienen un costo elevado a comparación de los que son utilizados en la presente tesis.
- Se recomienda diseñar un sistema de comunicación inalámbrica entre el sistema de adquisición del pulsímetro y el sistema de control para ofrecer una mayor comodidad al usuario. Sin embargo, de ser implementado este sistema sería necesario rediseñar el dispositivo debido a que sus dimensiones ya no

serían las mismas por el circuito de comunicación inalámbrico incorporado. Además, sería necesario volver a realizar todas las pruebas para cada parámetro bioenergético y calcular el nuevo margen de error del dispositivo.

- Para reducir la interferencia del ruido se recomienda aislar los circuitos mediante un revestimiento metálico, de modo que se produzca el efecto conocido como “Jaula de Faraday”, impidiendo la entrada de ondas electromagnéticas que inducirán corrientes parásitas en los circuitos.



FUENTES

- [1] OCHOA, Alberto; *et all.*
2011 *Sistema de adquisición y procesamiento de señales electrocardiográficas.* Centro universitario de Investigaciones biomédicas. Universidad de Colima, México.
- [2] TEXAS INSTRUMENTS
1996 *The Bypass Capacitor in High-Speed Enviroments.* Advanced Schottky Family (ALS/AS) Applications Walton, D., P.C.B. Layout for High-Speed Schottky TTL.
- [3] BARTECK, Oliver
1999 *En forma con Fitness.* Alemania: Konemann.
- [4] SPURLOCK, Michael
2004 *Super size me* [videgrabación]. Nueva York: Samuel Goldwyn Films and Roadside Attractions.
- [5] SANTONJA, Rafael
2008 *Muscle and Fitness.* Madrid: ZETA. Vol. 297
- [6] INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA E INFORMÁTICA (INEI)
2010 Perú en cifras [en línea]. Consulta: 18 de septiembre del 2011.
<<http://www.inei.gob.pe/>>
- [7] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD
[en línea]. Consulta: 16 de septiembre del 2011.
<<http://www.who.int/es/>>
- [8] R. NEWMAN, Michael
2000 *Biopotential Electrodes.* The biomedical Engineering Handbook: Segunda Edición. Boca Raton: CRC Press LLC
- [9] MINISTERIO DE SALUD
2000 *Principales Grupos de Causa de Defunciones Registradas por Sexo en el Peru* [en línea]. Sección: Estadísticas. Consulta: 28 de agosto del 2011.
<<http://www.minsa.gob.pe/estadisticas/estadisticas/Mortalidad/092000DI00.htm>>
- [10] CARRERA, José
2010 *Mecanismos de aporte energético de la actividad muscular.* [diapositivas]. Consulta: 22 de agosto del 2011.
<<http://www.slideshare.net/jpmijangos/fuentes-y-sistemas-bioenergticos>>
- [11] WILLIAMS, A.
1981 *Electronic Filter Design Handbook.* McGraw-Hill.
- [12] CHIRINOS RAMÍREZ, Rocío

- 2008 *Diseño de un prototipo de módulo RF aplicado a telemedicina para monitoreo de señales ECG en hospitales y domicilios.* Tesis de licenciatura en Ciencias e Ingeniería con mención en Ing. Electrónica. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, Facultad de Ciencias e Ingeniería.
- [13] CARTER, Bruce
2001 *Filter Design in Thirty Seconds.* High Performance Analog. Texas Instruments, Application Report.
- [14] ANALOG DEVICES
2011 *AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier.* Analog Devices.
- [15] BYRD-BREDBENNER, Carol et al.
2010 *Perspectivas en Nutrición.* Octava edición. México, DF: McGraw-Hill.
- [16] ESTADELLA, Antonio
1974 *Deporte y sociedad.* Mexico, DF: Salvat Editores.
- [17] OMRON
2009 *Sensor de Aceleración* [en línea]. Sección: Tecnología. Consulta: 16 de octubre del 2011.
<http://www.omronperu.com/tecnologia_asceracion.htm>
- [18] FREITAS, Robert
1999 *Nanomedicine, Volume 1: Basic Capabilities* [en línea]. Landes Bioscience, Georgetown. Consulta: 13 de noviembre del 2011
<<http://www.nanomedicine.com/NMI/4.7.1.htm>>
- [19] LOPEZ MORILLO, Enrique
s/a *Especificaciones Y Consideraciones De Diseño.* Diseño de un convertidor A/D para aplicaciones eeg. Capítulo 3.
- [20] SANTIAGO PROWALD, Julián
2000 *Calibración de acelerómetros para la medida de microaceleraciones en aplicaciones espaciales.* Tesis Doctoral de Ingeniería Aeronáutica. Madrid: Universidad politécnica de Madrid, Escuela técnica superior de ingenieros aeronáuticos.
- [21] PASCAL LAFERRIERE, Edward; et all.
2011 *Surface Electromyographic Signals Using Dry Electrodes.* IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. Volúmen 60, número 10.
- [22] LEON GARCÍA, Alberto e Indra WIDJAJA
2003 *Communication Networks: Fundamental concepts and key architectures.* Segunda edición. s/l: McGraw Hill Higher Education

- [23] TOMASI, Wayne
2003 *Advanced Electronic Communications System*. Sexta Edición. s/l: Prentice Hall
- [24] DRAKE, José María
2005 *Instrumentación Electrónica de comunicaciones*. Universidad de Cantabria [en línea]. Santander, Cantabria. Consulta: 6 de diciembre del 2011.
<http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_3.pdf>
- [25] PÉREZ OCÓN, Francisco
2001 *Medidor de ritmo cardiaco por métodos ópticos asistido por ordenador para telediagnóstico*. Patente de invención. Santa Lucía: Oficina Española de Patentes y Marcas. Universidad de Granada, España.
- [26] RODRIGUEZ, Juan Carlos
2009 “Calculadora de Frecuencia Cardiaca”. *Oferta Sport Magazine* [en línea]. Sección: Fitness [publicado: 01/06/2009]. Consulta: 7 de diciembre del 2011.
<<http://www.ofertasport.com/2009/6/1/723/calculadora-de-frecuencia-cardiaca---calcula-tu-rango-de-frecuencias-para-realizar-un-entrenamiento-aerobico>>
- [27] BENEDETTI, M.G et al.
2003 *Computer Methods and Programs in Biomedicin*. Amsterdam: Elsevier. Vol 70
- [29] PARC-PH
s/a *Familiarícese con su Podómetro* [en línea]. Universidad de Pittsburgh. Pittsburgh, Estados Unidos. Consulta: 28 de abril del 2012.
<http://www.diabetesprevention.pitt.edu/docs/Spanish/Getting_to_Know_Your_Pedometer_SPAvf.pdf>
- [33] KERRIGAN, Casey, et all
2000 *Propulsive adaptation to changing gait speed*. [en línea]. Journal of Biomechanics. Elsevier: Boston, Estados Unidos.
<<http://rehab.ym.edu.tw/document/motion/Propulsive%20adaptation%20to%20changing%20gait%20speed%20.pdf>>
- [37] GARCÍA, Ignacio
2002 *Introducción a la electrocardiografía clínica*. Primera edición. Ariel Ciencias Médicas.
- [38] TARR KENT, Linda
2011 *Te average stride lenght in running*. [en línea]. Live Strong. Austin, Texas. Consulta: 9 de marzo del 2012.

<<http://www.livestrong.com/article/438560-the-average-stride-length-in-running/>>

- [39] DIETAS.NET
2012 *Cálculo del gasto calórico por actividades.* [en línea] Factoría Virtual e Proyectos S.L. Sección: Tablas y Calculadoras. Consulta: 3 de febrero del 2012.
<<http://www.dietas.net/tablas-y-calculadoras/calculo-del-gasto-calorico/>>
- [40] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA (RAE)
2001 *Diccionario de la Lengua Española.* 22ª edición. Madrid: Espasa.
- [41] SIFUENTES GONZÁLEZ, Irving Aaron
2010 *Diseño y construcción de un sistema para detección de señales electromiográficas.* Tesis para licenciatura de Ingeniería en Computación. Merida: Universidad Autónoma de Yucatán, Facultad de matemáticas.
- [42] LINEAR TECHNOLOGY
2000 *LT1168, Low Power, Single Resistor Gain Programmable, Precision Instrumentation Amplifier.* Linear Technology Corporation.