



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE ACTÍGRAFOS PARA
APLICACIONES BIOMÉDICAS.**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO

ELÉCTRICO-ELECTRÓNICO

P R E S E N T A

JUAN PABLO MÉNDEZ DE LA CRUZ

DIRECTOR DE TESIS

M. EN I. SERGIO QUINTANA THIERRY



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., Agosto 2016

AGRADECIMIENTOS

A mi alma máter la Universidad Nacional Autónoma de México por albergarme en sus hermosas e incomparables instalaciones y el privilegio de formar parte de la mejor Universidad de México.

A la Facultad de Ingeniería y cada uno de sus profesores por brindarme los conocimientos y experiencias propiciando una de las mejores etapas de mi vida.

Al CCADET por ofrecerme sus instalaciones como estudiante prestador de servicio social y posteriormente para el desarrollo de mi tesis.

A mi director de y codirector de tesis:

El Ing. Sergio Quintana por creer en mí y aceptarme en el laboratorio de electrónica y brindarme la oportunidad de desarrollar un proyecto que a la larga se convertiría en mi tema de tesis.

El Ing. Salvador Rodríguez por sus recomendaciones, opiniones y asesorías en el transcurso del diseño y sobre todo por el gran apoyo y tiempo dedicado en la fabricación de las tarjetas electrónicas, así como, el montaje de componentes.

A mis asesores:

El Ing. José Castillo que junto con los demás compañeros hicieron los días amenos en días difíciles con su gran sentido del humor y sobre todo por las asesorías y proporcionarme equipo, componentes y material necesario para trabajar.

También al Ing. Ricardo Zamacona y cada uno de los compañeros que forman parte del laboratorio de electrónica en el CCADET y a todos los miembros del jurado quienes hicieron las observaciones necesarias para mejorar el trabajo.

Y por último, al Programa de Apoyo a Proyectos para la Innovación y Mejoramiento de la Enseñanza (PAPIME) por permitirme participar en el proyecto "Sensores y Actuadores" para el mejoramiento de la enseñanza en las carreras de Ingeniería en Mecatrónica e Ingeniería en Electrónica con número de clave PE103214.

DEDICATORIAS.

*A mi padre y madre: personas incansables y claro ejemplo de superación quienes merecen mi total admiración.
Porque me ayudaron a salir adelante en mis peores épocas de estudiante y fueron los únicos que confiaron en mis capacidades.
Porque me han apoyado moral y económicamente en momentos difíciles y estoy seguro jamás dejarán de alentarme.*

A mis hermanos: que son los principales responsables de haber traído alegría a la familia cuando más se necesitaba, regalándonos dos miembros más, Nany y Samy quienes han sido una inspiración para seguir adelante.

*Por último, quien me ha acompañado en esta gran etapa. Persona que en ocasiones se desveló y acompañó en noches con demasiada carga de trabajo y proyectos que entregar. Además, por compartir el cumplimiento de metas, alegrías y fracasos apoyándome en cualquiera de los dos casos con palabras de aliento.
Persona que admiro por su gran fortaleza para afrontar los desafíos que la vida te pone y que ha logrado demasiado con gran dedicación y esfuerzo.*

*“Siento una enorme gratitud por todos
los que me dijeron NO,
gracias a ellos lo
hice yo mismo”
Albert Einstein.*

*“Por mi raza hablará el espíritu”
José Vasconcelos Calderón.*

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.	11
1.1 Acelerómetro basado en el efecto piezoeléctrico.	11
1.2 Acelerómetro basado en tecnología MEMS	13
1.3 Transmisión serie en los PIC.	15
1.3.1 Interfaz Inter-Circuitos (I2C).	15
1.3.1.1 Características	17
1.3.1.2 Estados en el bus I2C.	18
1.3.1.3 Transmisión/Recepción de datos por el bus I2C.	20
1.3.2 La norma RS232.	22
1.3.2.1 Características de la comunicación RS-232.	22
1.3.2.2 Niveles lógicos en la comunicación RS-232.	23
1.4 Conversor USB-SERIE.	25
1.4.1 Circuito Integrado CH340.....	25
1.4.1.1 Características del CH340.	25
1.4.1.2 Parámetros del CH340.....	26
1.4.1.3 Aplicaciones del CH340.	27
1.5 LabVIEW	28
1.5.1 ¿Qué es LabVIEW?	28
1.5.2 Programación en LabVIEW e Instrumentos Virtuales.	29
1.5.2.1 Panel frontal.	29
1.5.2.2 Diagrama de bloques.....	30
CAPÍTULO 2. DESARROLLO.	32
2.1 Introducción	32
2.2 Comprensión del problema.	32
2.3 Desarrollo de la solución.	32
2.3.1 Análisis del problema.....	32
2.3.2 Circuitos.	33
2.3.3 Dispositivos.	34
2.3.4 Diseño teórico del prototipo.....	38
2.3.4.1 Comunicación Actígrafo-Interfaz electrónica.	38
2.3.4.1 Cálculo de las resistencias de pull-up del bus I2C.....	41
2.3.4.3 Vida útil de las baterías de litio de 3 [V].	43
2.4 Implementación de la solución.	46
2.4.1 Diseño de la tarjeta de circuito impreso del Actígrafo.	47
2.4.1 Diseño de la tarjeta de circuito impreso de la Interfaz electrónica.	49
CAPÍTULO 3. ALGORITMO DEL ACTÍGRAFO, INTERFAZ ELECTRÓNICA E INTERFAZ GRÁFICA....	51
3.1 Actígrafo.	51

3.1.1 Diagrama de flujo.....	51
3.1.2 Descripción de funcionamiento.	53
3.2 Interfaz electrónica.....	56
3.2.1 Diagrama de flujo.....	56
3.2.2 Descripción de funcionamiento.	57
3.3 Interfaz gráfica.	59
3.3.1 Descripción de funcionamiento.	59
<i>CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS.</i>	<i>66</i>
4.1 Desempeño de la batería.	66
4.2 Sincronización del reloj y almacenamiento de las condiciones iniciales.....	68
4.3 Funcionamiento.....	69
<i>CONCLUSIONES.</i>	<i>74</i>
<i>GLOSARIO</i>	<i>75</i>
<i>REFERENCIAS.....</i>	<i>77</i>
<i>BIBLIOGRAFÍA Y MESOGRAFÍA.</i>	<i>79</i>
<i>APÉNDICE A.....</i>	<i>80</i>
<i>APÉNDICE B.....</i>	<i>88</i>

INTRODUCCIÓN

En décadas recientes la comunidad científica dedicada a tratar enfermedades relacionadas con el sueño, principalmente la médica, ha desatado un enorme interés sobre el tema, al grado de introducir contenidos importantes en publicaciones y libros especializados.

En el año 2005, estudios epidemiológicos implementados en EU y Europa demostraron que el SAHS (*síndrome de apneas-hipopneas del sueño*) es una enfermedad muy común afectando entre el 4% y 6% de hombres y 2% a 4% en mujeres de edad media. Estos padecimientos están estrechamente relacionados con enfermedades cardiovasculares y cerebro vasculares [4].

En 2014, el director de la Clínica de Trastornos del Sueño (CTS) Javier Velázquez Moctezuma de la Universidad Autónoma Metropolitana (UAM), unidad Iztapalapa, informó sobre estudios realizados en México, que al menos el 30% de la población sufre trastornos del sueño y es causante de accidentes que a su vez generan discapacidades y cuestan dinero. Además, recalcó que existen más de 80 trastornos bien conocidos y en nuestro país no se toma la importancia que se le debe a este problema de salud pública pues él opina que “dormir es una necesidad imperiosa del ser humano, no es una pérdida de tiempo, es una inversión en la salud” [3].

La *Polisomnografía (PSG)* es una prueba de evaluación de trastorno del sueño y se están buscando modelos simplificados capaces de registrar variables específicas que permitan obtener resultados similares de forma indirecta pues es difícil sustituir una de las pruebas más utilizadas en el mundo por ser un estudio muy completo que no solo centra el análisis en el movimiento corporal del paciente. Sin embargo, el costo para los pocos centros que la practican y para los pacientes que la requieren es elevado. Los estudios de PSG son estudios que se realizan necesariamente en clínica bajo supervisión médica colocando electrodos en diferentes partes del cuerpo [4].

La aplicación de principios y técnicas de ingeniería en la medicina han dado como resultado el desarrollo de equipos y/o dispositivos útiles para salvaguardar la salud de la población. Los equipos electrónicos utilizados en el campo de la medicina son llamados “Equipos Biomédicos” y son de gran apoyo en el trabajo cotidiano tan importante que desarrolla un médico.

Así, ingenieros se han esforzado para diseñar dispositivos biomédicos que permitan realizar estudios simplificados permitiendo así; bajar costos en las pruebas, pruebas que no requieran espacio físico en clínica y ser practicadas fuera de ella evitando aglomeración en los centros de atención y que a su vez sean ajenas de supervisión médica continua.

Los esfuerzos realizados han dado paso a dispositivos biomédicos llamados *actígrafos*. Estos dispositivos electrónicos se encargan esencialmente de registrar la actividad física en personas con algún problema de salud, como podrían ser los trastornos del sueño.

En el tratamiento de trastornos del sueño, como en todas las enfermedades, el médico suele realizar preguntas al paciente sobre dificultades que se presentan relacionadas con el problema de salud o bien se recomienda al paciente realizarse auto-registros. Es difícil confiar en las respuestas y autoevaluaciones del paciente pues carecen de validez y en ocasiones contradictorios, razón por la cual son muy cuestionables. Así la Actigrafía combina los cuestionarios que se aplican al paciente (agenda de sueño) y los datos adquiridos por el actígrafo.

De esta forma la Actigrafía permite al especialista dar una idea del comportamiento del sueño mediante la medición de movimientos del paciente y comparando los resultados con la agenda de sueño. El dispositivo colocado en alguna de las extremidades es llamado actígrafo y cuenta con un *acelerómetro* que cuantifica la cantidad de movimiento a lo largo del día y la noche.

La Actigrafía es un método no invasivo por lo que no afecta la calidad del sueño con un nivel de interferencia de bajo a medio. Dado que puede ser utilizado en alguna extremidad del cuerpo, su poco peso y ausencia de electrodos o algunos otros sistemas para la adquisición de datos se logra que el portador pueda realizar actividades cotidianas sin molestia alguna, el actígrafo se considera un sistema confiable, ya que la única forma de que las lecturas se vean alteradas es por el uso incorrecto por parte del paciente o especialista [5].

Definición del problema.

Como se mencionó anteriormente los actígrafos son dispositivos electrónicos encargados esencialmente de registrar la actividad física en personas con algún problema de salud, como podrían ser los trastornos del sueño. En este tipo de padecimientos, el dispositivo es portado por el paciente en todo momento por un tiempo determinado. Los datos registrados durante el tiempo del estudio, son almacenados en la memoria del dispositivo y posteriormente enviados a una PC mediante software especializado para ser analizados por el médico y en su caso también pueden ser dibujados en una gráfica si así se requiere.

La información obtenida del análisis de los datos es de gran utilidad para los especialistas dado que después de analizar profundamente los datos pueden dar diagnósticos más certeros y por lo tanto pueden ofrecer el tratamiento más adecuado al paciente.

En el mercado existen equipos con funciones que no son propias de un actígrafo pues cuentan además con sensores de luz y temperatura. Estas funciones no son consideradas en el diseño que requiere la clínica del sueño ya que no son solicitadas por los especialistas para llevar a cabo sus diagnósticos. Adicionalmente si en el diseño se agregaran también estas características incrementarían el consumo de energía y tamaño del circuito final, por lo tanto, como se requiere un diseño a la medida, estas características se dejan a un lado. Por otro lado, otra desventaja de adquirir un actígrafo comercial, es su costo elevado, el cual se incrementa si también se requiere del software de adquisición y la interfaz con la computadora, los cuales se venden como accesorios adicionales.

En este trabajo se diseñará y construirá un circuito electrónico que registre y almacene exclusivamente la actividad física del paciente para su posterior análisis dado que de esta forma es requerido por los especialistas, siendo el consumo de energía y el tamaño, parámetros de suma importancia para garantizar que el equipo opere de manera ininterrumpida por al menos dos semanas, además se debe garantizar una fácil portabilidad.

Justificación del problema.

Estudios recientes han demostrado que los trastornos del sueño cuestan vidas, accidentes y dinero al país, todos relacionados con accidentes y que el costo asciende a 150 millones de pesos anuales, entre pensionados, discapacitados y decesos. La atención de estos trastornos es de suma importancia para la reducción significativa de accidentes. En el país han sido irrelevantes los problemas relacionados con trastornos de sueño, una prueba de ello es la existencia de pocas instituciones que realizan estudios de Actigrafía y las pocas que lo practican no cuentan con el equipo necesario. El número de instituciones es insignificante para millones de habitantes con el problema [3].

La Clínica del Sueño perteneciente al INER (Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias) y la CTS (Clínica de trastornos del sueño) a cargo de la Facultad de Medicina de la UNAM (fundadas en 1993 y 1998 respectivamente) tienen como objetivo brindar atención de alta especialidad para los diferentes trastornos del dormir en un contexto multidisciplinario: Neurología, Pediatría, Otorrinolaringología, Psiquiatría, Neurofisiología, Geriátrica, Psicología y Odontología [1]. Atendiendo pacientes con problemas de sueño, ambas clínicas interpretan, valoran los resultados, ofrecen tratamiento y dan seguimiento a pacientes, casos que dan pie a nuevas líneas de investigación [2].

Ambas clínicas del sueño se han puesto en contacto con el CCADET para el desarrollo de un actígrafo capaz de desarrollar la función básica (únicamente registro de movimiento) para poder seguir con sus líneas de investigación y una eficiente atención de sus pacientes. Constantemente, tanto la atención de pacientes como las líneas de investigación se ven estropeadas por el continuo mantenimiento correctivo al actígrafo con el que cuentan. Este dispositivo es un actígrafo "Mini Motionlogger" (Ambulatory Monitoring, Inc.), obsoleto en el mercado y los costos de reparación por el fabricante son demasiado elevados afectando de forma directa a los pacientes que reclaman ser atendidos con rapidez, obtener un diagnóstico exacto y recibir un tratamiento adecuado.

Objetivo general.

- Diseñar y construir un dispositivo biomédico con la capacidad de registrar actividad física en pacientes con problemas de salud relacionados con trastornos del sueño.

Objetivos específicos.

- Diseñar y construir un actígrafo con un consumo bajo de energía, capaz de mantener un funcionamiento pleno durante dos semanas continuas y registrar información suficiente para un estudio de Actigrafía extenso.
- Diseñar y construir una interfaz electrónica para la conversión de señales TTL a señales compatibles con la norma RS-232 para posibilitar la descarga y recepción de información hacia y desde la PC.
- Diseñar un programa que complemente el diseño del actígrafo para el procesamiento, análisis y despliegue de información de manera gráfica en la PC para su interpretación, así como, la programación de las condiciones iniciales para nuevos estudios de Actigrafía. Este programa debe ser de fácil distribución e instalación en distintas computadoras con sistema operativo Windows XP o superior, totalmente independiente del software de programación donde fue desarrollado.

Delimitación del tema.

De acuerdo con el análisis realizado en el capítulo 2 para seleccionar los componentes y software para la programación de los PICs e interfaz gráfica y tras la evaluación de características en actígrafos comerciales que se mencionan más adelante, dan un punto de referencia que ubican y orientan en cuanto a los requisitos que debe cumplir el diseño y cuáles de estos son alcanzables de acuerdo con la tecnología con la cual se trabaja. Estos alcances se mencionan a continuación.

- Seleccionar componentes electrónicos de fácil manipulación y montaje considerando la posibilidad de fabricar más prototipos con fines de investigación.
- Lograr diseñar y construir un sistema que tenga un consumo de energía mínimo, capaz de mantenerse en pleno funcionamiento durante dos semanas continuas logrando una mayor cantidad de mediciones para que el estudio de Actigrafía sea más extenso.
- El actígrafo debe ser un artefacto de tamaño reducido tal que no cause incomodidad en el paciente y que no pueda afectar su calidad de sueño propiciando imprecisión en los datos.
- Interfaz gráfica de fácil manejo para el médico que le permita programar las épocas, wake up, hora real del sistema, correcto funcionamiento del acelerómetro y descargar datos desde el actígrafo hacia la PC para ser trazados en una gráfica y analizados.

Así, se pretende que el circuito final cumpla con características de funcionamiento que asegure un desempeño prolongado y en conjunto con el software sean de fácil manejo y en la medida de lo posible apegarse a la Norma Oficial Mexicana (NOM) NOM-241-SSA1-2012 “Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos” para establecer los requisitos que se deben cumplir durante el proceso de fabricación del dispositivo que garantice su funcionalidad.

CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.

La observación y análisis de movimientos corporales involuntarios en las extremidades de una persona mientras duerme provee información usual para los médicos e investigadores. El estudio de la información recolectada arroja indicadores que pueden mostrar la presencia de enfermedades. La observación directa de los pacientes mientras duermen es una labor intensa y además un consumo importante de tiempo. La observación directa provee información limitada y por lo que simplemente es una descripción subjetiva por parte del observador [7].

Cuando el estudio se realiza en el domicilio es común que el paciente recabe información sobre la actividad que realizó durante todo el día hasta llegar a las horas de descanso, los datos son anotados en un diario de sueño y que por supuesto son poco confiables. Así, los actígrafos se han desarrollado para cuantificar y observar los movimientos sin involucrar a un observador u otro factor que pueda afectar la credibilidad de los datos.

Aunque existen varias tecnologías para convertir la aceleración en una señal medible a continuación se presentan únicamente dos, pues se han utilizado a lo largo de la evolución del actígrafo y han funcionado eficientemente para la fabricación de estos dispositivos electrónicos.

1.1 Acelerómetro basado en el efecto piezoeléctrico.

Con los avances tecnológicos en la primera mitad del siglo veinte se empezaron a comercializar y utilizar los primeros actígrafos que utilizaban un acelerómetro construido con un *material piezoeléctrico*. El efecto piezoeléctrico se refiere a la capacidad que poseen algunos materiales para generar una diferencia de potencial cuando estos son deformados (figura 1.1). Quienes presentan este fenómeno son los cristales, por ejemplo: el cuarzo, titanato de bario, zirconato de plomo. Estos sensores eran construidos con una viga empotrada en un extremo y una masa colocada al final del otro. La flexión de la viga genera una señal eléctrica proporcional a la aceleración experimentada.

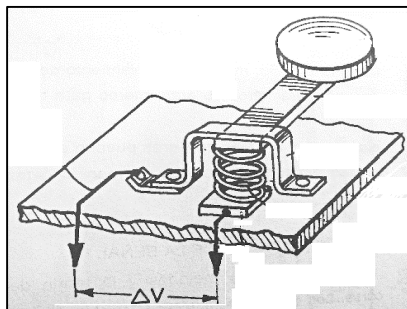


FIGURA 1.1. Acelerómetro con piezoeléctrico [7].

La señal de voltaje generada por el fenómeno piezoeléctrico era filtrada, amplificada, procesada y almacenada en el actígrafo. Los circuitos integrados (CI) utilizados para el tratamiento de la señal eran discretos, es decir, para cada etapa existían uno o varios

C.Is que desempeñaban exclusivamente una función, ya sea filtrar (OPAMs), amplificar (amplificadores de instrumentación) o realizar tareas de control.

Para la descarga de los datos hacia la PC el actígrafo se conectaba a una interfaz bastante rudimentaria (figura 1.2). La interfaz, mediante comunicación serial extraía los datos del actígrafo y se enviaban a la PC para que un software especializado (diseñado por el mismo fabricante del dispositivo) interpretaba los datos almacenados en la memoria (figura 1.3).

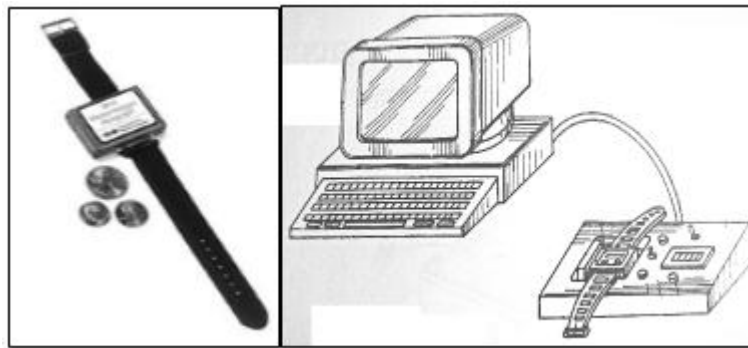


FIGURA 1. 2. Actígrafo Mini Motionlogger e interfaz electrónica.

Hasta cierto punto esta era una excelente solución para ser utilizados en los actígrafos de aquella época, sin embargo, existen limitantes en funcionalidad y costo. Ha sido difícil deshacerse de los sensores piezoeléctricos puesto que los diseños basados en esta tecnología tenían una gran ventaja debido a que no usaban fuentes de polarización para operar (el sensor genera una tensión) ofreciendo una larga duración de batería. Desafortunadamente el grado de dificultad para la construcción de estos acelerómetros es alta e incrementa el precio del actígrafo para los usuarios. Además, que son susceptibles a cambios en el medio ambiente, fácilmente dañados en caídas y regularmente necesitan ser calibrados. Otro inconveniente del actígrafo con este tipo de acelerómetro es que solo proporciona una salida, es decir, las mediciones de aceleración se realizan en una sola dirección, perdiendo información importante para distintas posturas que pueda tomar el portador [6].

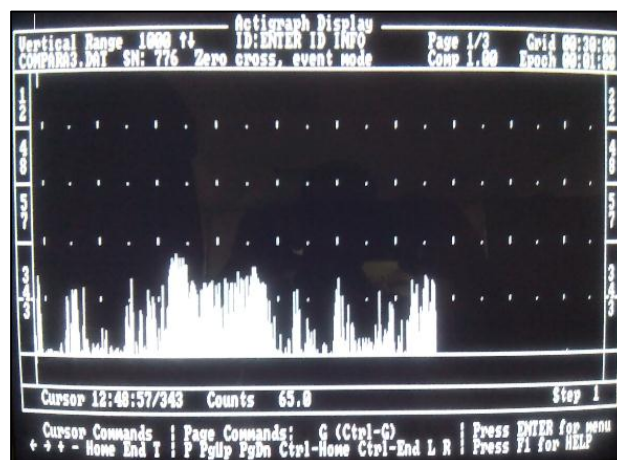


FIGURA 1.3. Software del Mini Motionlogger.

1.2 Acelerómetro basado en tecnología MEMS

Los Sistemas Micro electromecánicos (MEMS por sus siglas en inglés) son sistemas contruidos a una escala muy pequeña, que varían entre los micrómetros y los milímetros y que por su tamaño pueden estar embebidos dentro de un chip semiconductor mediante técnicas de *litografía* o micro maquinado (figura 1.4).

En años recientes se ha visto un gran crecimiento en el uso de esta tecnología para la construcción de *acelerómetros* que basan su funcionamiento en la variación de capacitancia entre placas fijas y móviles. La variación de la capacitancia es proporcional a la variación de la aceleración con una salida bastante estable (figura 1.5).

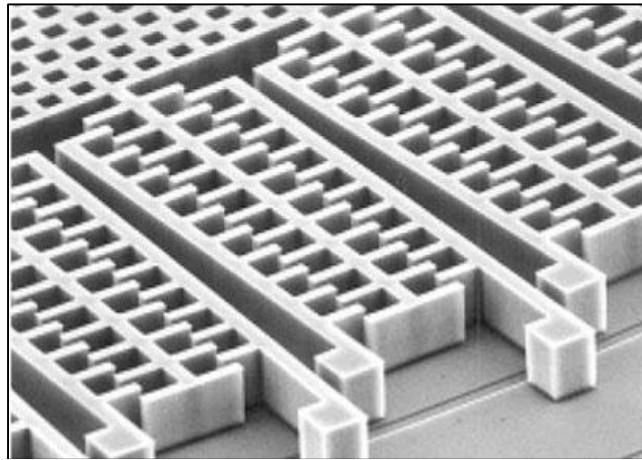


FIGURA 1.4. Acelerómetro capacitivo construido con micro maquinado (STMicroelectronics).

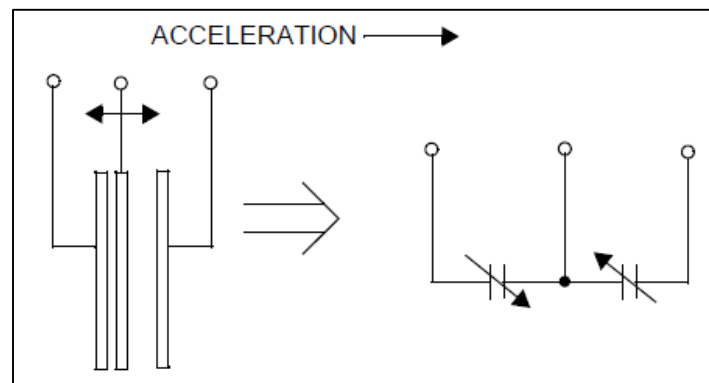


FIGURA 1.5. Modelo simplificado del acelerómetro MMA7660 de Freescale.

A diferencia de los acelerómetros con piezoeléctrico que son elementos pasivos, estos componentes son considerados activos y como consecuencia necesitan una fuente de alimentación para operar, afectando de forma directa el tiempo de duración de la batería. Una de las ventajas de este tipo de componentes es que el proceso de construcción del dispositivo MEMS evita que se vea afectado por el medio ambiente. La calibración también se realiza en el proceso de construcción sin ocasionar mayores

problemas en el futuro. Los actígrafos que son construidos con *litografía* tienen un tamaño reducido ya que los C.Is y el MEMS se encuentran embebidos en un solo chip [6], reduciendo de forma significativa los costos.



FIGURA 1.6. Actígrafo de la marca Micro-Mini Motionlogger con accesorios para monitorizar cantidad de luz, sonido y temperatura.

Así los más modernos dispositivos cuentan con la función de vigilancia de actividad en los tres ejes, x, y, z, sensores de temperatura y luz son comúnmente agregados, sin mencionar que tienen una memoria mucho más grande, pantalla touch y una comunicación inalámbrica como el *bluetooth* para la descarga de los datos (figura 1.7). Estas características y los algoritmos para la interpretación de los datos en la PC hacen que el estudio de Actigrafía sea aún más completo.



FIGURA 1.7. Actígrafo de la marca Actigraph. Posee acelerómetro, giroscopio, sensor de temperatura, magnetómetro, conexión bluetooth y USB, batería recargable con duración de 14 días, memoria de 4 [GB] capaz de almacenar 240 días [8].

1.3 Transmisión serie en los PIC.

Los PIC cuentan con varios modos de transmisión serie, por ejemplo:

El puerto serie síncrono (SSP): El SSP se utiliza para la comunicación con otros microcontroladores o con periféricos. Las dos interfaces de trabajo son:

- Interfaz serie de periféricos (SPI): desarrollada por Motorola para la comunicación entre microcontroladores de similar o diferente familia en modo maestro esclavo, full-duplex.
- Interfaz Inter-Circuitos (I2C): desarrollada por Philips con una gran capacidad para comunicar microcontroladores y periféricos, half-duplex.

Receptor serie síncrono-asíncrono universal (USART): también llamada interfaz de comunicación serie (SCI), permite comunicación full-duplex asíncrono con la computadora y con periféricos en modo half-duplex y se puede trabajar en dos formas:

- Asíncrono (full-duplex).
- Síncrono (half-duplex).

Los PIC soportan otros tipos de comunicación por ejemplo: *Local Interconnect Network (LIN)*, *Controller Area Network (CAN)* y *Universal Serial Bus (USB)* entre otros, sin embargo, para este trabajo es suficiente tener conocimientos de dos y a continuación se exponen de forma más detallada [9].

1.3.1 Interfaz Inter-Circuitos (I2C).

El bus de comunicación I2C (Inter-Integrated Circuit) fue desarrollado por Philips. Desarrollado esencialmente para resolver necesidades en la interconexión de circuitos integrados fabricados con tecnología *NMOS*, *CMOS*, *bipolar*. Se utilizan dos cables SDA (serial data) y SCL (serial clock), transportando información entre los dispositivos conectados al bus (figura 1.8).

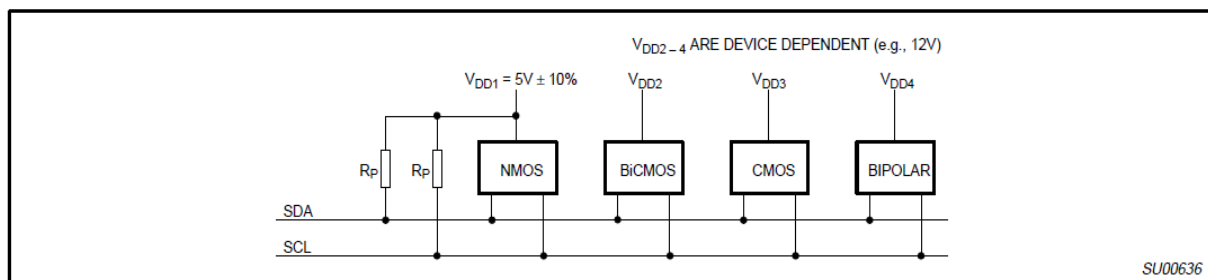


Figure 21. Fixed input level devices connected to the I²C-bus

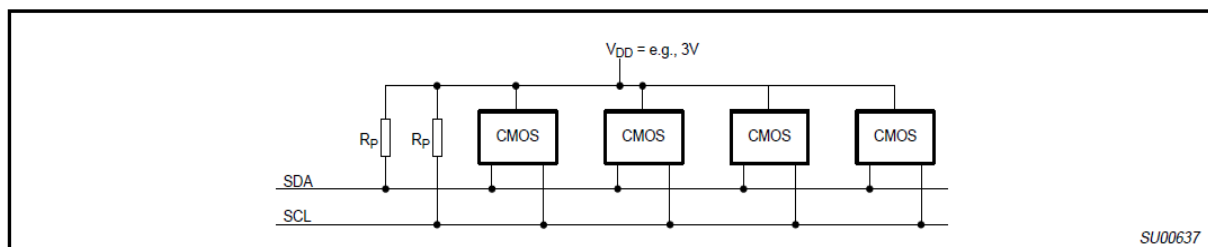


FIGURA 1. 8. Conexión de dispositivos de diferente naturaleza

Cada dispositivo es identificado por una dirección única, por ejemplo: memorias, LCD, y teclados que transmiten o reciben datos dependiendo de la función de cada dispositivo. De esta forma se logró evitar la fuerte dependencia en el uso de CI encargados de establecer comunicación entre maestros/esclavos y así explotar similitudes beneficiando a los diseñadores y empresas de manufactura para maximizar la eficiencia del hardware con este simple bus [10]. Para comprender con mayor claridad el funcionamiento del bus I2C es necesario tener conocimiento de algunos términos (tabla 1.1).

TÉRMINO	DESCRIPCIÓN
Transmisor	Dispositivo que envía el dato hacia el bus.
Receptor	Dispositivo que recibe el dato desde el bus.
Maestro	Dispositivo que inicia y termina la transferencia de datos y además genera la señal de reloj.
Esclavo	Dispositivo direccionado por un maestro.
Multi maestro	Más de un Dispositivo puede intentar tomar el control del bus al mismo tiempo sin modificar el mensaje.
Arbitraje	Procedimiento para garantizar que más de un maestro intente tomar el control simultáneamente del bus y evitar perder el mensaje.
Sincronización	Procedimiento para sincronizar las señales de reloj de dos o más dispositivos.

TABLA 1. 1 Descripción de términos utilizados.

La utilización de este bus ha reducido en gran medida el tamaño de los circuitos facilitando el diseño a los ingenieros, así como prescindir de hardware dedicado al direccionamiento de los demás dispositivos reduciendo también el costo en la fabricación de PCBs. A continuación, se mencionan algunos de los beneficios que son aprovechados en este tipo de comunicación:

- No se necesita diseñar un bus para que los CI interactúen entre sí.
- El direccionamiento de los CI y el protocolo para la transferencia de datos es completamente vía software.
- El tiempo de diseño se reduce significativamente.
- Se pueden agregar y retirar dispositivos sin alterar otros circuitos en el bus.
- Los errores y mal funcionamiento se pueden encontrar fácilmente.
- El tiempo de desarrollo del software para distintas aplicaciones puede ser reducido al crear bibliotecas.
- Reducción de interconexiones entre los PCBs así como su tamaño y precio.
- Se eliminan decodificadores para direccionar a los componentes.
- Al construirse CI con encapsulados SO, VSO compatibles con este bus se reduce el espacio de manera más significativa [10].

1.3.1.1 Características

Se distingue por la facilidad para implementar el código vía software. Código almacenado en la memoria de un maestro o varios maestros con el fin de intercambiar información con dispositivos esclavos conectados al bus.

Algunas de las características de este bus de comunicación se muestran a continuación:

- Se necesitan únicamente dos líneas para la conexión SDA y SCL. Estas líneas son bidireccionales conectadas a la fuente de alimentación mediante *resistencias de pull-up* (figura 1.9). Los dispositivos conectados deben estar en configuración *colector o drenador abierto*, así cuando el bus se encuentra libre ambas líneas se encuentran en estado alto.

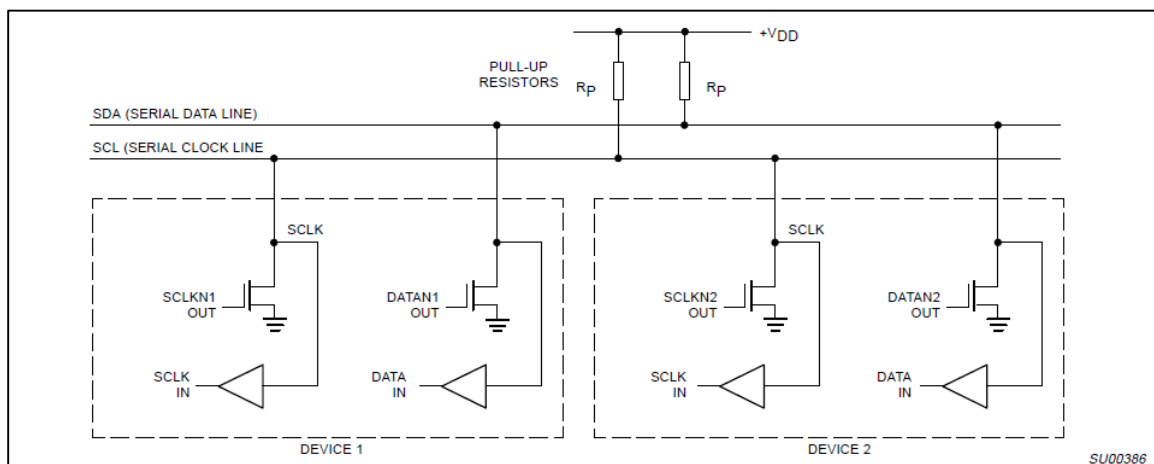


FIGURA 1. 9. Líneas SDA y SCL conectadas a VDD mediante de resistencias pull-up (R_p).

- Cada dispositivo conectado al bus puede ser direccionado vía software por el o los maestros.
- Es posible detectar una *colisión* para prevenir que el mensaje se modifique en el momento que dos maestros intenten tomar el control del bus.
- El número de circuitos integrados y la longitud de conexión están limitados por la capacidad de direccionamiento (de 7 a 10 bits) y por la máxima capacitancia del bus de 400 [pF]. Es un bus serial bidireccional con velocidades de transmisión desde los 100[kbits/s] (modo estándar), 400 [kbits/s] (rápida), 3.4 [Mbits/s] (alta). (Observar la tabla 1.2, figuras 1.10 y 1.11 para el cálculo de R_p).

Parameter		Standard Mode (Max)	Fast Mode (Max)	Unit
t_r	Rise time of both SDA and SCL signals	1000	300	ns
C_b	Capacitive load for each bus line	400	400	pF
V_{OL}	Low-level output voltage (at 3 mA current sink, $V_{CC} > 2 V$)	0.4	0.4	V
	Low-level output voltage (at 2 mA current sink, $V_{CC} \leq 2 V$)	-	$0.2 \times V_{CC}$	V

TABLA 1. 2. Parámetros de las especificaciones I2C [11].

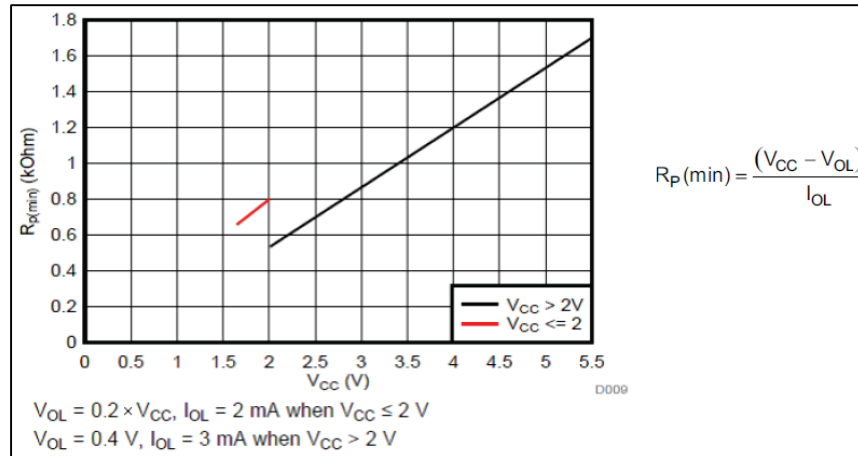


FIGURA 1. 10. Cálculo de la Rp mínima [11].

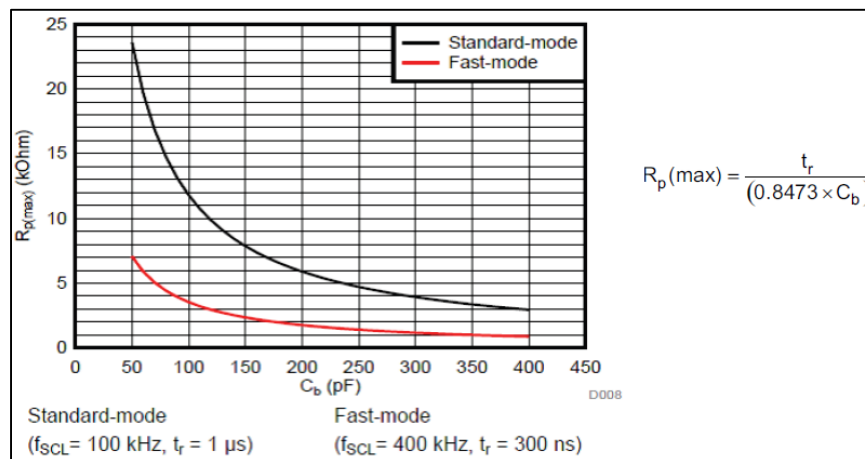


FIGURA 1. 11. Cálculo de la Rp máxima [11].

1.3.1.2 Estados en el bus I2C.

Como se dijo, las líneas SDA y SCL transportan información entre los dispositivos conectados al bus. Cada dispositivo es reconocido por su código (dirección) y puede operar como transmisor o receptor de datos. Antes de que se establezca un intercambio de datos entre el maestro y los esclavos el maestro debe informar el comienzo (START) y finalización de la comunicación (STOP).

Las condiciones START y STOP se dan de acuerdo con las condiciones en las que se encuentran las líneas SDA y SCL.

- La transición de alto a bajo en la línea SDA mientras SCL está en alto es llamada condición START (figura 1.12).
- La transición de bajo a alto en la línea SDA mientras SCL está en alto es llamada condición de STOP (figura 1.12).

Estas dos condiciones son siempre generadas por el maestro. El bus es considerado ocupado después de un START y se considera libre después de un STOP.

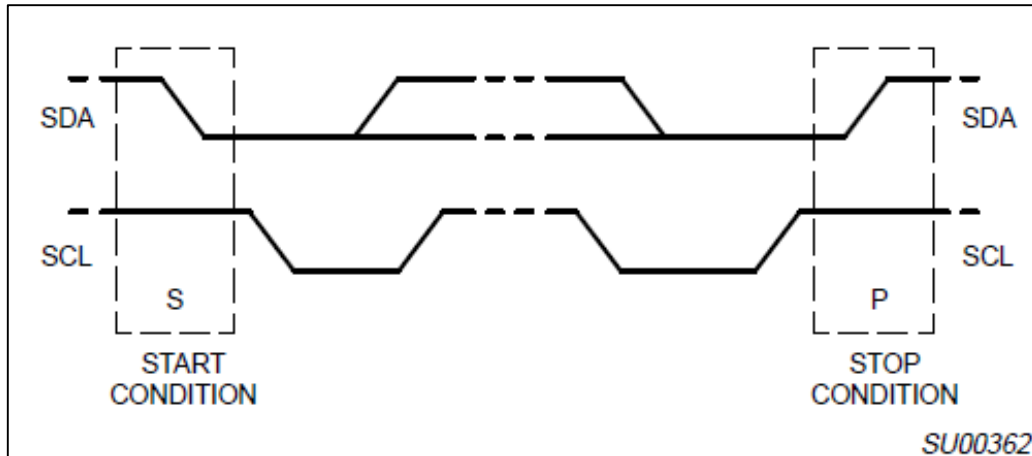


FIGURA 1. 12. Condiciones de START y STOP.

- Las líneas SDA y SCL no se encuentran en un estado estable cuando se encuentra ocupado el bus.
- Las líneas SDA y SCL se encuentran en estado alto cuando el bus está libre.

Por cada dato transmitido se genera un pulso de reloj y además el dato en SDA debe ser estable durante un periodo alto del reloj. Los estados altos o bajos pueden únicamente cambiar cuando la señal de reloj en la línea SCL está en nivel bajo (figura 1.13) [10].

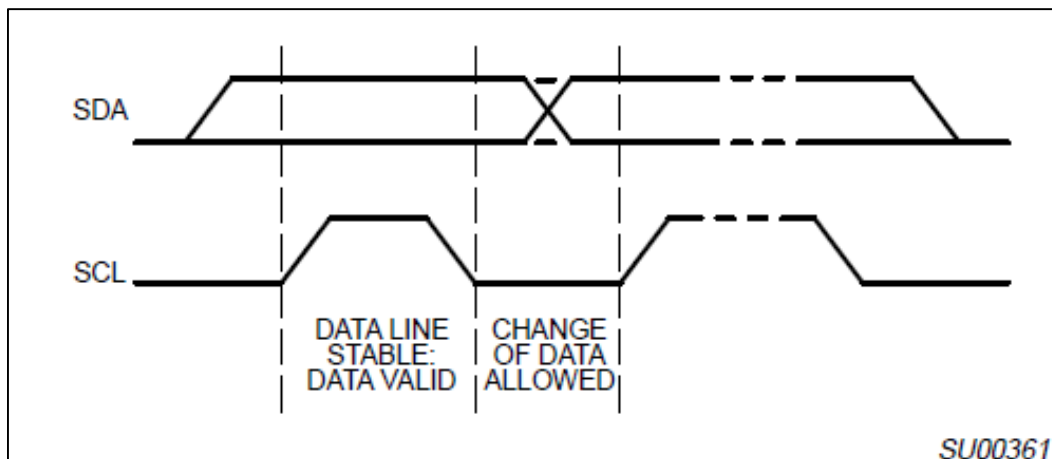


FIGURA 1. 13. Estados estables en las condiciones START y STOP.

1.3.1.3 Transmisión/Recepción de datos por el bus I2C.

La primera parte de la trama para comunicarse con dispositivos cuya dirección tiene una longitud de 7 bits se muestra en la figura 1.14, aunque también existen dispositivos con una dirección con longitud de 10 bits solo se expone el primer tipo pues todos los dispositivos utilizados como esclavos pertenecen a la primera clase.

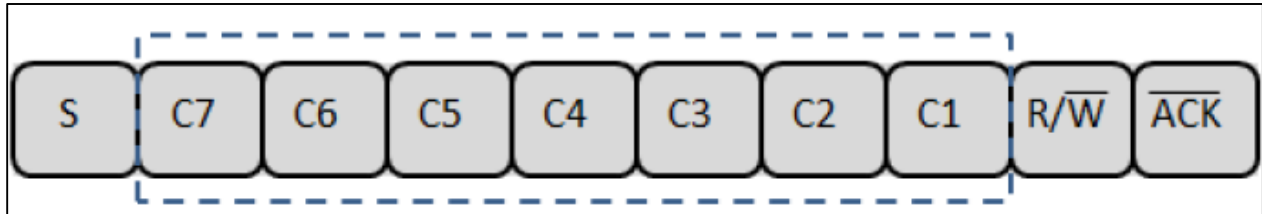


FIGURA 1. 14. Direccionamiento de esclavos que cuentan con una longitud de 7 bits en su dirección.

- S: estado de inicio.
- C7-C1: dirección del esclavo. C7 es el bit más significativo (*MSB*) y C1 el menos significativo (*LSB*)
- R/W: es el bit de sentido, si el bit es 0 indicamos al esclavo que enviaremos datos (escribir) y si el valor corresponde a 1 el maestro recibe datos (leer).
- ACK: es un bit de reconocimiento (acknowledge) con valor lógico 0. Este bit lo envía el esclavo al final de cada byte que recibe y el maestro debe generar un noveno ciclo de reloj (figura 1.15). En el caso del primer byte enviado (dirección) el bit ACK confirma al maestro que se ha reconocido correctamente al esclavo y está listo para la transferencia serie. En caso de recibir un 1 el maestro debe detener la comunicación y generar un STOP [12].

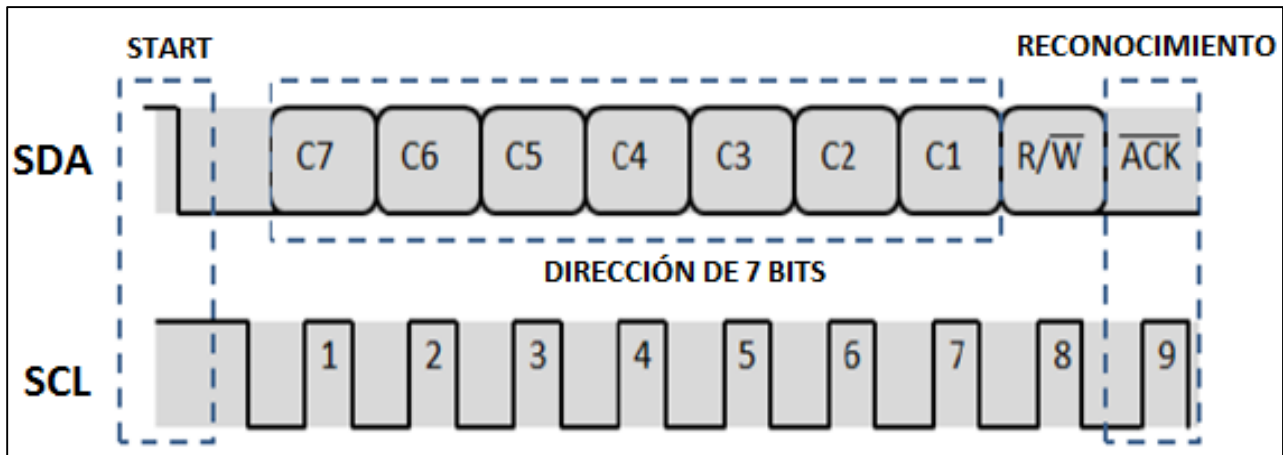


FIGURA 1. 15. Estados lógicos en las líneas SDA y SCL

De esta forma la trama completa para la comunicación con algún dispositivo conectado al bus se muestra en la figura siguiente:

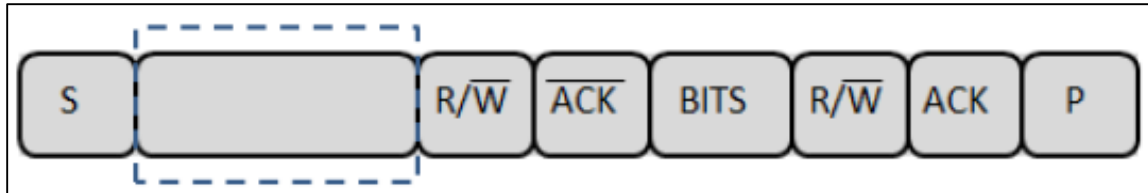


FIGURA 1.16. Trama completa para la transmisión/recepción de un dato.

En resumen:

- I. (S): START
- II. (BITS): siete bits que conforman la dirección del esclavo a direccionar.
- III. (R/W): bit para indicar la escritura en el bus (0).
- IV. (ACK^{*}): bit de reconocimiento (0). Enviado por el esclavo para confirmar que se recibió el byte correctamente.
- V. (BITS): dirección del registro al cual se requiere leer o escribir.
- VI. (R/W): bit que indican al esclavo si se escriben o leen datos en el registro direccionado en el paso anterior.
- VII. (ACK): depende del valor de (R/W):
 - R/W=1: el bit es generado por el maestro (ACK=0) para indicar al esclavo que está listo para recibir otro byte. Antes de detener la comunicación el master envía un NACK (ACK^{*}=1) y posteriormente genera el estado STOP.
 - R/W=0: el bit es generado por el esclavo (ACK^{*}=0) para indicar al maestro que está listo para recibir otro byte.
- VIII. (P): STOP [12].

En la mayoría de las aplicaciones el proceso anterior debe ejecutarse cientos de veces en cuestión de un segundo y es necesario ahorrar tiempo para maximizar el tiempo de procesamiento en el dispositivo maestro.

Por cada registro que se pretende leer o escribir deberían repetirse innecesariamente los pasos I a VIII.

Para evitar consumir tiempo de sincronización con el esclavo, se puede crear un RESTART (SR). Así la sincronización se realiza una sola vez y al final de cada ACK se genera un SR (figura 1.17).

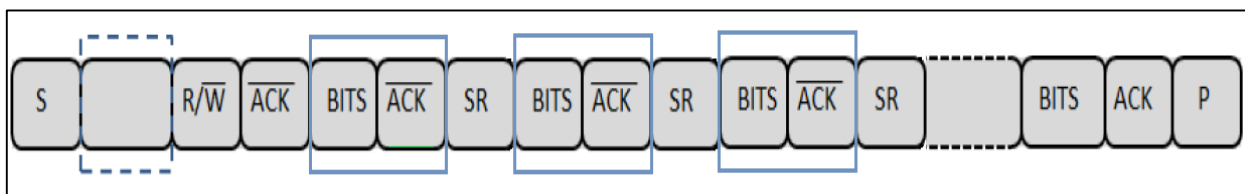


FIGURA 1. 17. Formato de la Trasmisión/Recepción de datos con START repetido.

1.3.2 La norma RS232.

La comunicación serie más popular es la RS-232 pues es utilizada ampliamente por varios dispositivos para instrumentación, en la industria y también en el desarrollo de equipo biomédico. Fue definida en el año 1962 por la EIA (Electronic Industry Association) y TIA (Telecommunications Industry Association).

La última actualización de la norma (1997) modificó su nombre a EIA/TIA-232-E en honor a las asociaciones que la crearon [13]. Fue muy utilizada para la conexión entre un Data Terminal Equipment (DTE) y un Data Communications Equipment (DCE) [9].

1.3.2.1 Características de la comunicación RS-232.

Para realizar la comunicación se utilizan 3 líneas de transmisión (la transmisión es asíncrona y los datos en formato *ASCII* (*Standard Code for Information Interchange*): GND, TX, RX, aunque existen otras líneas disponibles para realizar intercambio de pulsos de sincronización no son de interés y mucho menos son requeridas.

Debido a que la transmisión es *asíncrona*, es posible enviar datos por una línea mientras se reciben datos por otra.

Las características más importantes de este tipo de comunicación son la velocidad de transmisión, los bits de datos, los bits de parada, y la paridad. Para que dos puertos se puedan comunicar, es necesario que las características mencionadas sean idénticas en ambas partes [14].

- Velocidad de transmisión. Indica el número de bits por segundo que se transfieren, y se mide en baudios (*bauds*). La norma RS-232 especifica una velocidad máxima de 20 [kbps] pero es posible tener velocidades más altas, pero se reduciría la distancia máxima posible entre los dispositivos. Las altas velocidades se utilizan cuando los dispositivos se encuentran uno junto al otro, como es el caso de dispositivos GPIB.
- Bits de datos. Se refiere a la cantidad de bits en la transmisión. Cuando la computadora envía un paquete de información, el tamaño de ese paquete no necesariamente será de 8 bits. Las cantidades más comunes de bits por paquete son 5, 7 y 8 bits. El número de bits que se envía depende del tipo de información que se transfiere. Por ejemplo, el *ASCII* estándar tiene un rango de 0 a 127, es decir, utiliza 7 bits; para *ASCII* extendido es de 0 a 255, lo que utiliza 8 bits.
- Bits de parada. Usado para indicar el fin de la comunicación de un solo paquete. Los valores típicos son 1, 1.5 o 2 bits. Debido a la manera como se transfiere la información a través de las líneas de comunicación y que cada dispositivo tiene su propio reloj, es posible que los dos dispositivos no estén sincronizados. Por lo tanto, los bits de parada no sólo indican el fin de la transmisión sino además dan un margen de tolerancia para esa diferencia de los relojes. Mientras más bits de parada se usen, mayor será la tolerancia a la sincronía de los relojes, sin embargo, la transmisión será más lenta.

- Paridad. Es la forma en la que se verifica la presencia de errores en la transmisión serial. Existen cuatro tipos de paridad: par, impar, marcada y espaciada o simplemente se puede prescindir de algún tipo de paridad. Para paridad par e impar, el puerto serial fijará el bit de paridad (el último bit después de los bits de datos) a un valor para asegurarse que la transmisión tenga un número par o impar de bits en estado alto lógico. Por ejemplo, si la información a transmitir es 011 y la paridad es par, el bit de paridad sería 0 para mantener el número de bits en estado alto lógico como par. Si la paridad seleccionada fuera impar, entonces el bit de paridad sería 1, para tener 3 bits en estado alto lógico. La paridad marcada y espaciada en realidad no verifican el estado de los bits de datos; simplemente fija el bit de paridad en estado lógico alto para la marcada, y en estado lógico bajo para la espaciada. Esto permite al dispositivo receptor conocer de antemano el estado de un bit, lo que serviría para determinar si hay ruido que esté afectando de manera negativa la transmisión de los datos, o si los relojes de los dispositivos no están sincronizados.

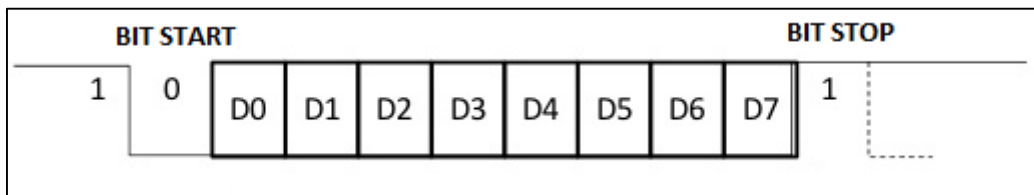


FIGURA 1. 18. Trama de los paquetes de datos en la comunicación serie asíncrona con 7 bits de información sin bit de paridad.

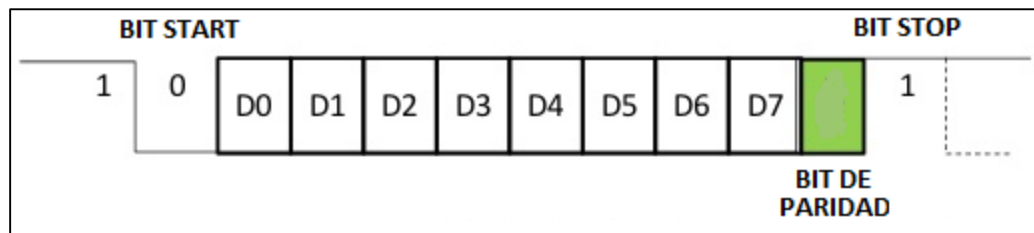


FIGURA 1. 19. Trama de los paquetes de datos en la comunicación serie asíncrona con 7 bits de información con bit de paridad.

1.3.2.2 Niveles lógicos en la comunicación RS-232.

Cabe mencionar que los voltajes utilizados no son semejantes a los voltajes que se utilizan en la electrónica digital actual, pues la norma fue definida antes que la *lógica TTL*. Los niveles de voltaje toman valores positivos y negativos mientras que en la *TTL* son valores mayores que cero (figura 1.20).

- Un 1 lógico está definido entre los -3 [V] y -15 [V] y se refiere a este como marca.
- Un 0 lógico está definido entre los +3 [V] y +15 [V] y se refiere a este como espacio [13].

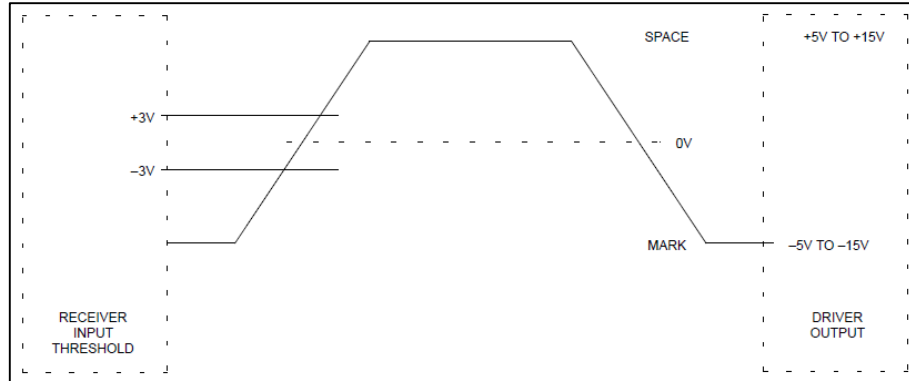


FIGURA 1. 20. Niveles lógicos en la norma RS-232.

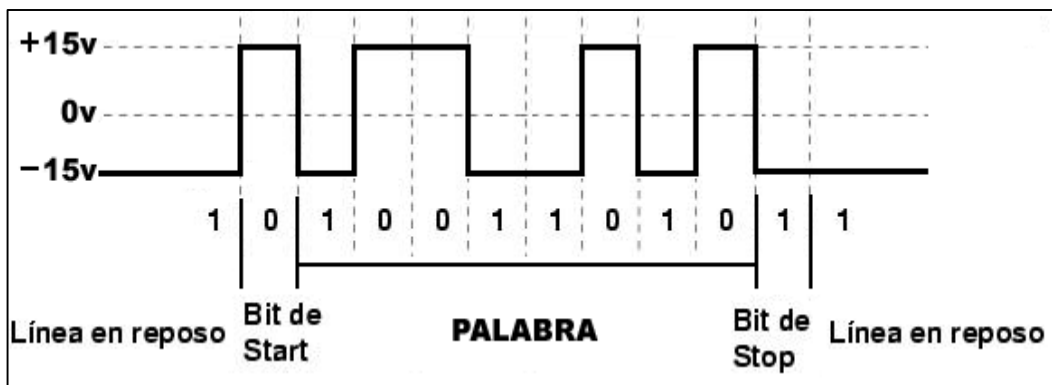


FIGURA 1. 21. Representación de los niveles lógicos con unos y ceros.

Si la palabra de la figura 1.21 se convierte a una señal TTL utilizando un MAX232 el resultado es la figura 1.22. Podemos observar que la forma de la señal se invierte, pues la lógica que se considera para determinar los ceros y unos es distinta, aunque la interpretación de la información transmitida queda intacta.

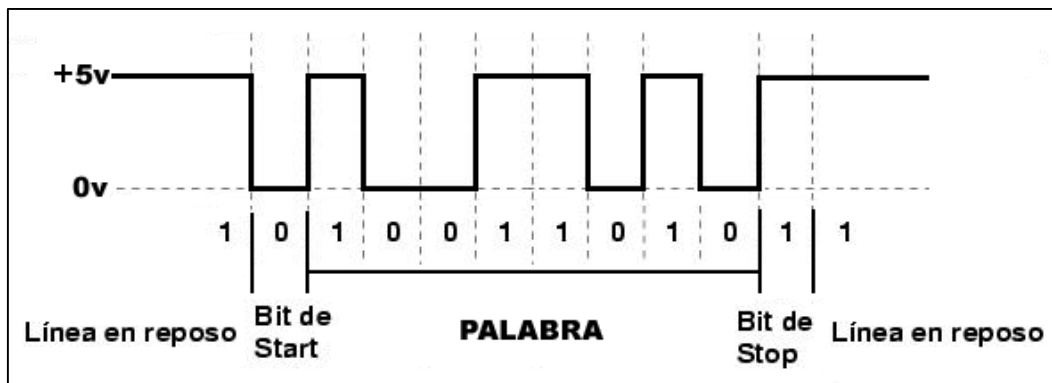


FIGURA 1.22. Niveles lógicos en TTL.

1.4 Conversor USB-SERIE.

Los puertos serie se incluían de manera estándar en prácticamente cualquier computadora hasta la aparición del USB (Universal Serial Bus). Hoy en día no encontramos ningún puerto de este tipo en las computadoras y mucho menos en las portátiles, sin embargo, su uso en la industria, instrumentación y en equipos biomédicos sigue vigente. En la actualidad la comunicación no se realiza de manera directa (figura 1.23), pues deben realizarse adecuaciones a la señal con el objetivo de ser ingresadas a la PC por el puerto USB y ser interpretadas correctamente [9].

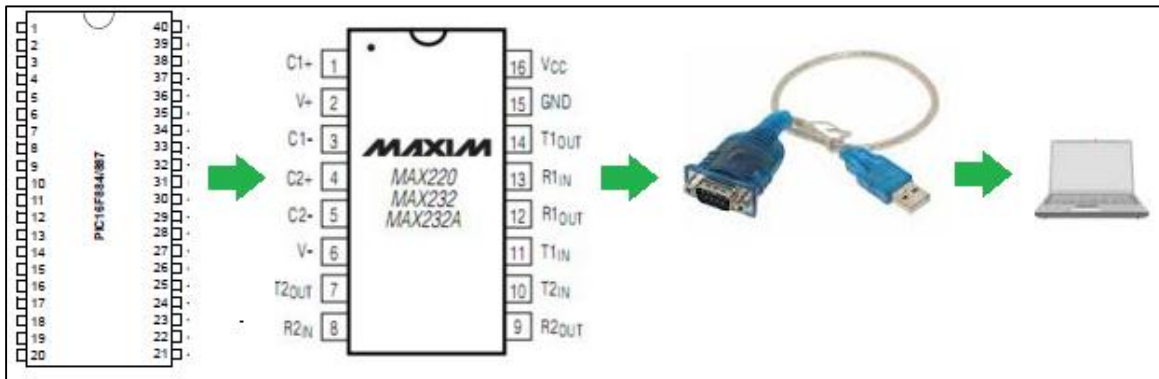


FIGURA 1. 23. Conexión del PIC a la PC para intercambio de información con ayuda de un convertor USB-SERIE RS-232.

Las salidas del PIC manejan una lógica TTL y el puerto USB también maneja esta lógica, sin embargo, los protocolos que manejan la comunicación RS-232(PIC) y la USB (PC) son distintos aun cuando las dos son del tipo serie. Es importante comprender este concepto para no cometer errores en la conexión y evitar dañar alguna de las dos partes de la comunicación.

1.4.1 Circuito Integrado CH340.

El circuito integrado CH340 tiene la capacidad de realizar la conversión de USB a una interfaz serial. El CH340 suministra las señales que cumplen con el estándar RS-232 para enlazarse con dispositivos que tienen interfaces seriales incapaces de comunicarse con el bus USB de forma directa. De la misma forma, según el punto de vista, proporciona señales que cumplen con características propias de un bus USB para establecer una comunicación full duplex con un puerto de comunicación serie.

1.4.1.1 Características del CH340.

- Compatible con la versión USB 2.0.
- Emula el estándar de la comunicación serie mejorando características del periférico utilizado anteriormente.
- Hardware full duplex que soporta desde 50 bps hasta 2 Mbps.

- Utilizado para la comunicación serie de 9 cables, la sencilla de 3 cables y por infrarrojo (usando un transductor infrarrojo) vía USB para intercambio de información con periféricos.
- Contiene resistencias de pull-up internas, D+ y D- se conectan al bus USB directamente sin necesidad de hardware.
- Detecta el bus USB para ahorrar consumo de potencia.
- Incompatible con otros drivers, debe usarse únicamente el software para el CH341.
- Cuando se utiliza el sistema operativo Windows el CH340 puede comunicarse con la hyperterminal o cualquier otro programa desarrollado en el mismo sistema sin modificación alguna[15].

1.4.1.2 Parámetros del CH340.

Name	Parameter note	Min.	Max.	Units
TA	Ambient operating temperature	-40	85	°C
TS	Storage temperature	-55	125	°C
VCC	Voltage source (VCC connects to power, GND to ground)	-0.5	6.5	V
VIO	The voltage of input or output pin	-0.5	VCC+0.5	V

6.2. Electrical parameter (test conditions: TA=25°C, VCC=5V, exclude pin connection of USB bus)
(The every current parameter must multiply the coefficient of 40% when the power is 3.3V)

Name	Parameter note	Min.	Typical	Max.	Units	
VCC	Source voltage	V3 doesn't connect to VCC	4.5	5	5.3	V
		V3 connect to VCC	3.3	3.3	3.8	
ICC	Total source current when working		12	30	mA	
ISLP	Total source current when USB suspending	VCC=5V		0.15	0.2	mA
		VCC=3.3V		0.05	0.08	mA
VIL	Input Voltage LOW	-0.5		0.7	V	
VIH	Input Voltage HIGH	2.0		VCC+0.5	V	
VOL	Output Voltage LOW (draw 4mA current)			0.5	V	
VOH	Output Voltage HIGH (output 3mA current) (Output 100uA current during chip reset)	VCC-0.5			V	
IUP	Input current with pull-up resistor internal	3	150	300	uA	
IDN	Input current with pull-down resistor internal	-50	-150	-300	uA	
VR	Restrict voltage when power-up reset	2.3	2.6	2.9	V	

6.3. sequence parameter (test conditions: TA=25°C, VCC=5V)

Name	Parameter note	Min.	Typical	Max.	Units
FCLK	Frequency of input clock in XI	11.98	12.00	12.02	MHz
TPR	Reset time of power-up		20	50	mS

TABLA 1. 3. Parámetros eléctricos del CH340 obtenidos de su hoja de datos.

1.4.1.3 Aplicaciones del CH340.

Interfaz USB serial de 9 cables.

En algunas aplicaciones es necesario tener un control más exhaustivo de la información y no se limitan al uso de TXD y RXD para intercambiar información. La figura 1.24 muestra la forma de conectar el CH340 para construir una interfaz USB a serial RS232 con todas las señales correspondientes al estándar. En conjunto con un cambiador de nivel (MAX213) para transformar las señales TTL a RS232 y viceversa. Esta configuración realiza exactamente la misma función que un puerto serial de una computadora [15].

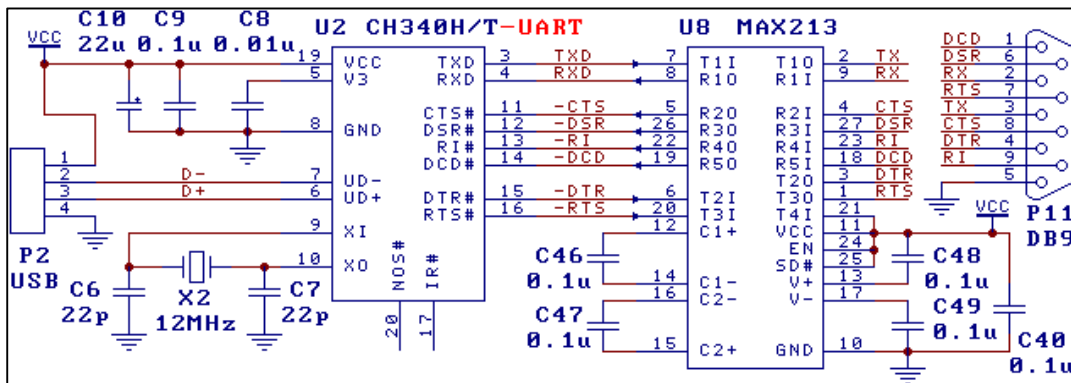


FIGURA 1. 24. Conversor con nueve cables.

Convertidor USB serial de 3 cables.

Esta es la configuración más común y sencilla de implementar. Ampliamente utilizada en la comunicación de computadoras con microcontroladores y periféricos donde únicamente se utilizan las señales TXD, RXD y obviamente la referencia GND. Señales suficientes para un intercambio correcto de información full-duplex [15].

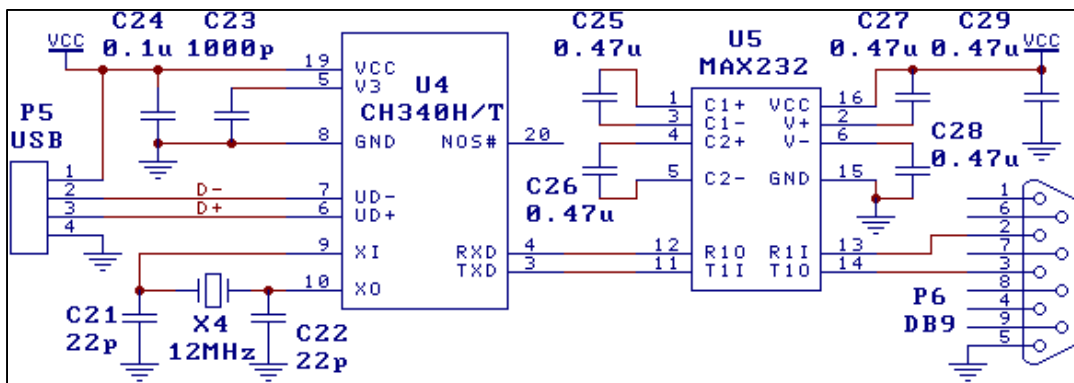


FIGURA 1. 25. Conversor sencillo de tres cables.

También es posible diseñar el conversor con un menor costo sustituyendo el MAX232 de la figura anterior por un transistor y algunas resistencias como lo muestra la figura siguiente.

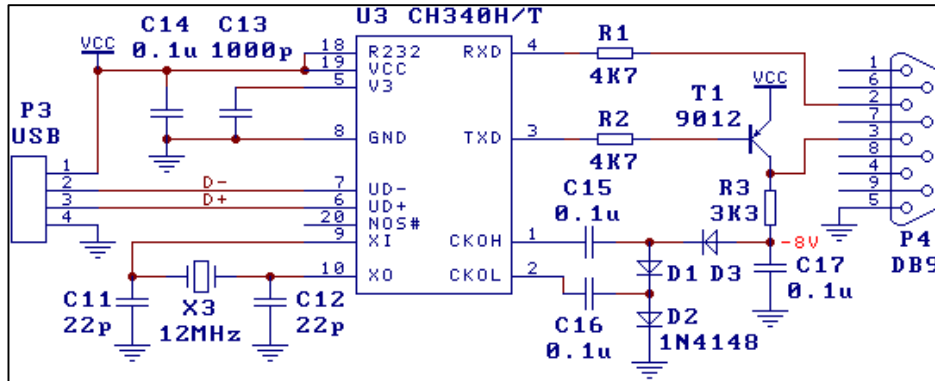


FIGURA 1. 26. Conversor sencillo de tres cables de bajo costo. Realiza la misma Función que el circuito mostrado en la figura 1.25.

1.5 LabVIEW

En el año de 1986 National Instruments (NI) diseñó un programa que simulaba el funcionamiento de un instrumento de manera gráfica en una PC, dando origen a un término que ha perdurado desde aquel tiempo y es conocido como instrumento virtual. Instrumento virtual definido como “Un instrumento que no es real, corre en una computadora y tiene funciones definidas por programación” [16].

Un instrumento tradicional tiene funcionalidades definidas por un fabricante mientras los instrumentos virtuales pueden ser definidos por los usuarios y además cuentan con mayores prestaciones, como velocidad de procesamiento debido al avance tecnológico en el diseño y construcción de las computadoras.

Así es como en 1986 NI introduce al mercado LabVIEW 1.0 con la finalidad de ofrecerles a los ingenieros una poderosa herramienta de trabajo para el desarrollo de sus necesidades.

1.5.1 ¿Qué es LabVIEW?

LabVIEW por sus siglas en inglés Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, es un ambiente de trabajo basado en la programación gráfica o lenguaje G para el desarrollo de aplicaciones de propósitos generales. Utiliza terminología e iconos que son familiares con técnicos, ingenieros y científicos siendo su principal característica ya que no es necesario aprenderse un conjunto de caracteres o palabras clave para desarrollar aplicaciones. Así LabVIEW está ligado a la iconografía para representar cada uno de los diferentes elementos que cuenta entre sus bibliotecas [17]. En LabVIEW no es posible crear objetos como se puede realizar en otros lenguajes de programación, sin embargo, se pueden construir aplicaciones haciendo uso de una metodología muy útil, la programación estructurada, para la implementación de funciones que llevan por nombre SubVI.

1.5.2 Programación en LabVIEW e Instrumentos Virtuales.

Las aplicaciones o programas que se diseñan en LabVIEW son llamados instrumentos virtuales y tienen una extensión .VI. Al trabajar en este lenguaje de programación gráfica se tienen dos ventanas donde colocaremos cada uno de los iconos a utilizar. Por un lado tenemos controles e indicadores, es decir, la interfaz gráfica del instrumento con el usuario y se le llama panel frontal.

En una segunda ventana encontramos el diagrama de bloques y como su propio nombre lo dice es el diagrama de bloques que representa la lógica del programa diseñado (figura 1.26).

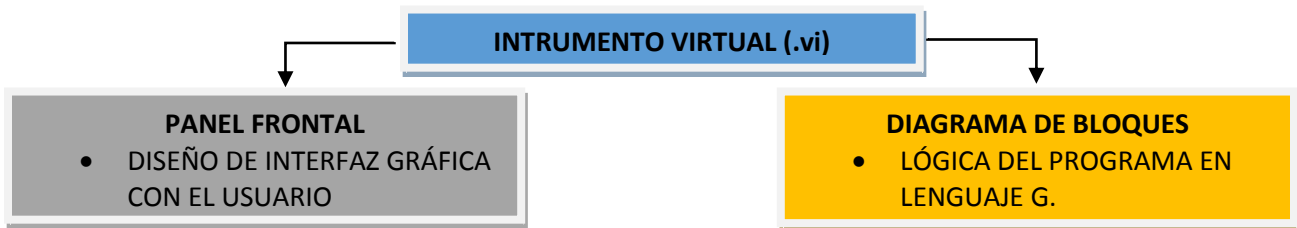


FIGURA 1. 27. Ventanas de trabajo en LabVIEW.

En esta ventana se recogen datos que provienen del usuario (controles) además de representar las salidas del programa (indicadores). Los controles sirven para ingresar información al VI, la cual es entregada al diagrama de bloques para que este ejecute lo anteriormente programado. La información es adquirida por el mouse o teclado de la computadora simulando datos de entrada. Por su parte los indicadores son el resultado de las operaciones correspondientes que se realizan en el diagrama de bloques y son pasados al panel frontal para mostrar los datos en pantalla como simples números o con la construcción de una gráfica.

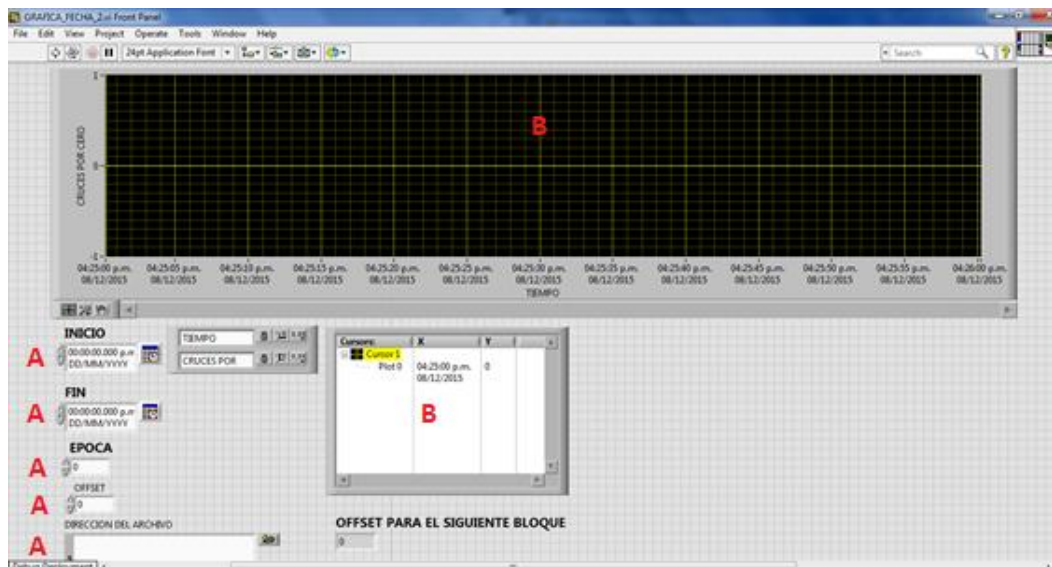


FIGURA 1. 28. Panel frontal. A) Controles, B) Indicadores.

1.5.2.2 Diagrama de bloques.

Almacena el diagrama de bloques que representa el código fuente de nuestro instrumento virtual.

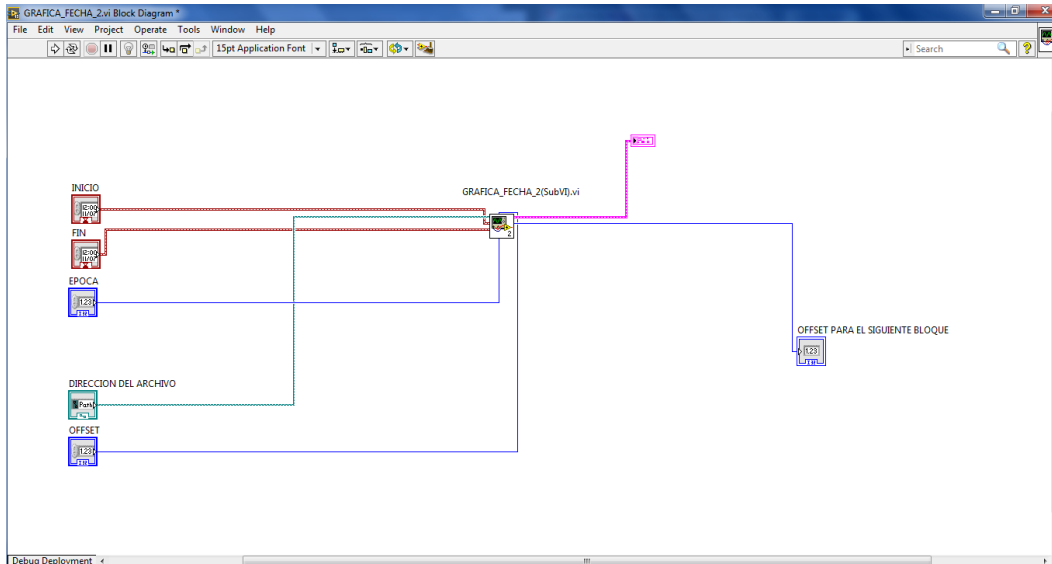


FIGURA 1. 29. Diagrama de flujo del VI de la figura 1.21.

Aquí se realiza la implementación del programa en lenguaje G para controlar e implementar procesos que requieran las entradas para mostrar las salidas en el panel frontal. En un diagrama de bloques se incluyen funciones y estructuras similares a las que se utilizan en otros lenguajes de programación (if, while, for, case) (figura 1.29). El diagrama se construye uniendo iconos, es decir, conectando salidas con entradas mediante cables que toman un color de acuerdo con el tipo de dato que circula.

Long	I32	32 (4 bytes)	-2147483648 hasta 2147483647
Word	I16	16 (2 bytes)	-32768 hasta 32767
Byte	I8	8 (1 bytes)	-128 hasta 127
Long Unsigned	U32	32 (4 bytes)	0 hasta 4294967295
Word Unsigned	U16	16 (2 bytes)	0 hasta 65535
Byte Unsigned	U8	8 (1 bytes)	0 hasta 255
Extended	EXT	96 (12 bytes)	-1.00E-507 hasta 9.00E+515
Double	DBL	64 (8 bytes)	-5.00E-324 hasta 1.70E+308
Single	SGL	32 (4 bytes)	-1.40E-45 hasta 3.40E+38
Complex Extended	CXT	192 (24 bytes)	-1.00E-507 hasta 9.00E+515
Complex Double	CDB	128 (16 bytes)	-5.00E-324 hasta 1.70E+308
Complex Single	CSG	64 (8 bytes)	-1.40E-45 hasta 3.40E+38
Cadena(String)	abc	1 byte/caracter	Conjunto de Caracteres ascii.
Arreglos(Array)	[...]	Según el tipo de los elementos del arreglo	
Grupos (Cluster)			
Path			
Device			

TABLA 1. 4. Tipos de datos en LabVIEW [17].

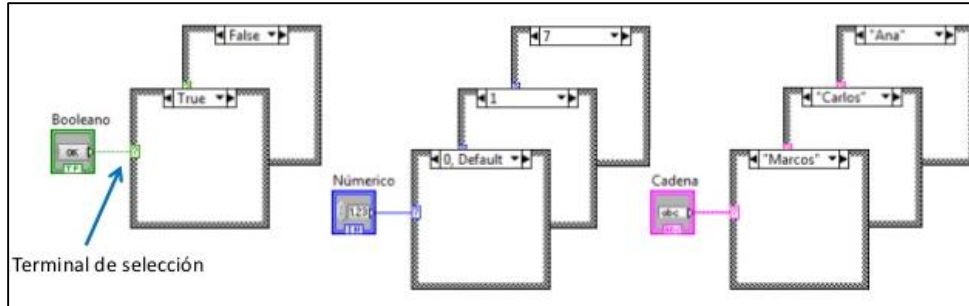


FIGURA 1. 30. Tipos de entrada para un case.

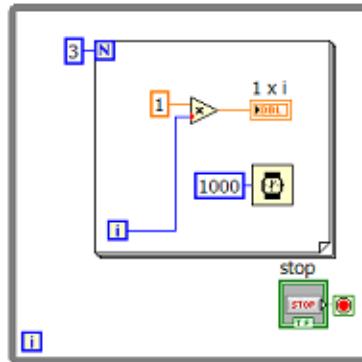


FIGURA 1. 31. Ciclo FOR anidado en un ciclo WHILE estructura CASE.

LabVIEW tiene una naturaleza intuitiva con su lenguaje de programación gráfica sin necesidad de memorizar cadenas de texto o palabras clave como sucede en lenguajes de programación. Además de que es un lenguaje de programación gráfica diseñado para ingenieros y científicos que desarrollan aplicaciones de pruebas, control y medidas. También se tiene una fácil portabilidad de VIs ya que se pueden realizar ejecutables o instaladores con la finalidad de que nuestro programa corra en cualquier PC sin la necesidad de instalar LabVIEW.

CAPÍTULO 2. DESARROLLO.

2.1 Introducción

A pesar de contar con los conceptos y fundamentos básicos para el diseño y construcción de un prototipo electrónico no debe dejarse a un lado el método empleado para la selección de los CI idóneos para nuestra aplicación. Así en este capítulo se sigue una metodología para la selección de componentes necesarios en cada etapa del actígrafo e interfaz electrónica, así como, la selección del software para implementar la interfaz gráfica todo esto con el fin de diseñar y construir un sistema que cumpla con los objetivos planteados inicialmente. En el siguiente punto del capítulo se muestra la metodología [18] y al mismo tiempo se aplica al proyecto de nuestro interés.

2.2 Comprensión del problema.

Como primer paso de este método se debe comprender de manera clara el problema que se quiere resolver al igual que las tareas y requerimientos que debe efectuar y satisfacer el circuito.

- i. Medir la cantidad de movimiento de un paciente durante al menos dos semanas continuas sin interrupción de la batería.
- ii. Construir un dispositivo lo suficientemente compacto, que sea de fácil transporte en una muñeca (por ejemplo, un reloj) para evitar incomodidad en el sujeto que lo porta y no afectar la naturaleza de los datos.
- iii. Diseñar un software de fácil manejo y distribución para la descarga y análisis de los datos en la PC.

2.3 Desarrollo de la solución.

Se muestra el desarrollo de la solución dividiendo el problema en distintas etapas para una visualización más detallada y a su vez proponer circuitos integrados y lenguajes de programación de uso común y de fácil adquisición. Los circuitos integrados propuestos deberán cumplir con características que hagan un diseño óptimo en cuanto a características eléctricas, tamaño y costo. En el diseño teórico del prototipo deberán cuidarse los objetivos planteados inicialmente evitando incorporar nuevos dispositivos.

2.3.1 Análisis del problema.

Dividir el problema en partes más simples hasta el punto de visualizar las soluciones más obvias. El circuito lo dividiremos en etapas para tener una visión más clara de las posibles soluciones de cada una de ellas. Lo más obvio para el diseño de un actígrafo es pensar en un acelerómetro y una memoria en donde almacenar los datos adquiridos.

Tener en cuenta una fuente de alimentación con la capacidad requerida de duración, así como, un reloj que pueda ser configurado vía software desde la PC con el fin de modificar la hora cuantas veces sean necesarias. De la misma forma una parte central que se ocupe de liderar y controlar cada una de las tareas, así como, flujo de información (figura 2.1). Si se requiere una comunicación con la PC considerar la posibilidad de agregar hardware para la comunicación vía USB o RS232.

2.3.2 Circuitos.

De ser posible proponer como primera aproximación CIs (circuitos integrados) que son típicos para la labor que se debe desarrollar. Por ejemplo: un DS1307 para el reloj, un acelerómetro con tecnología MEMS como sensor.

Con la división por etapas y CIs asignados en ciertas áreas es posible observar, hasta cierto punto, el tipo de señales que estarán presentes en el circuito.

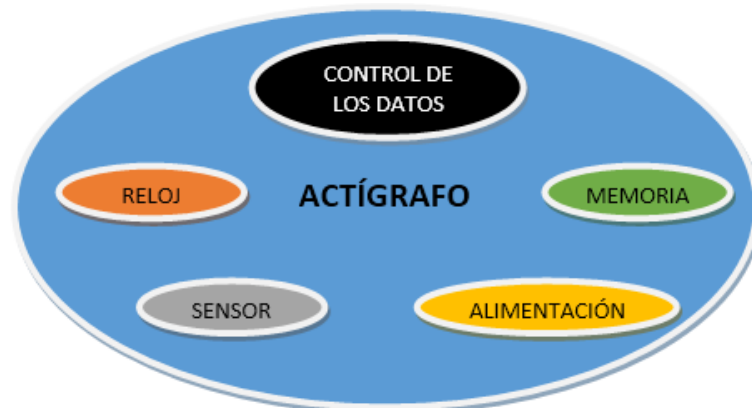


FIGURA 2. 1. División por etapas del Actígrafo.

Hasta este punto se puede afirmar que existen señales digitales para la comunicación I2C entre el reloj DS1307 y el CI que asumirá el rol de maestro en el intercambio de información. Debido a la experiencia en el trabajo con microcontroladores PIC y las herramientas existentes en el Laboratorio de Electrónica del CCADET se decidió trabajar con PICs los cuales cuentan con una vasta bibliografía y manuales (Microchip) para su manejo. Para la memoria, típicamente se utilizan EEPROM o una SD (más adelante se discuten para definir la apropiada).

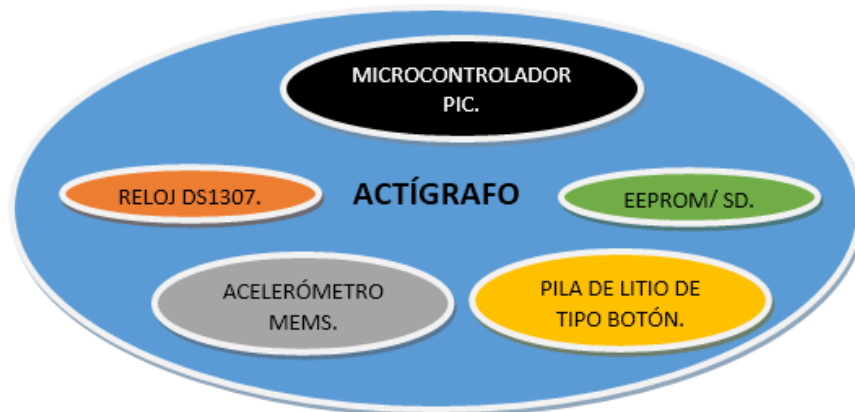


FIGURA 2. 2. Aproximación del circuito para el Actígrafo.

Para alimentar el actígrafo se propone utilizar una batería de litio del tipo botón. Ya que existen diferentes capacidades deben elegirse algunas que se adecuen a las necesidades del circuito propuesto (figura 2.2).

2.3.3 Dispositivos.

A continuación, se discuten los dispositivos utilizados de forma definitiva en el circuito. La selección se lleva a cabo con el siguiente orden de importancia:

- En primer lugar, características eléctricas y tamaño del dispositivo.
- Segundo, disponibilidad y precio en el mercado.

Con el avance en la miniaturización de CI la capacidad de la memoria no es problema, sin embargo, la SD consume más energía en comparación con la EEPROM. Para realizar operaciones de lectura y escritura una SD lo hace con 65 [mA] y 75 [mA] (a 3 [V]) respectivamente [19] mientras que la EEPROM utiliza corrientes de 450 [μA] y 5 [mA] (a 5.5 [V]). Además, la EEPROM tiene una flexibilidad en su voltaje de alimentación que va desde los 1.7 [V] hasta los 5.5 [V] y se comunica por medio del bus I2C. La siguiente tabla muestra tres memorias EEPROM de distinta capacidad y el número de días consecutivos capaz de almacenar. La tabla muestra épocas de 10 [s], 30 [s] y 60 [s] además de considerar un tamaño de 2 bytes por cada dato, es decir, la capacidad de memoria se reduce a la mitad.

24LCXXX	10 [s]	30 [s]	60 [s]
24LC256(32Kx8) → (16Kx16)	1.85 días	5.55 días	11.11 días
24LC512 (64Kx8) → (32Kx16)	3.70 días	11.11 días	22.22 días
24LC1025 (128Kx8) → (64Kx16)	7.40 días	22.22 días	44.44 días

TABLA 2. 1. Duración de tres distintas memorias EEPROM.

Las tres memorias cuentan con las mismas características eléctricas y de ser así se elige la de mayor capacidad para extender aún más el periodo de estudio (si la batería lo permite). Este tipo de memorias y el reloj DS1307 son circuitos típicos de fácil adquisición. Así, la disponibilidad y precio no representan un problema, además de ser fabricado en diferentes encapsulados eligiendo el encapsulado SOIC (montaje superficial) por ser el de menor tamaño.

El sensor es una parte fundamental del Actígrafo, sin embargo, sus características como son el rango y sensibilidad no son de gran importancia en este trabajo porque no se pretende medir la magnitud de la aceleración. El objetivo del Actígrafo es contabilizar la cantidad de movimiento como se explica detalladamente en el punto 6 del capítulo 3.2 (Descripción de funcionamiento del Actígrafo). Puede aprovecharse el bus I2C para conectar un tercer dispositivo y además existe la posibilidad de ahorrar memoria de código en el PIC ya que pueden crearse bibliotecas que manipulen el bus y ser utilizadas para el manejo de cada uno de los esclavos. Por otro lado, si se utilizan otros puertos para la conexión y comunicación con el acelerómetro será necesario hacer líneas de código exclusivamente para su manejo extendiendo el programa.

La tabla 2.2 muestra seis distintos acelerómetros, todos cuentan con comunicación I2C, empaquetado DFN (3 [mm] x 3 [mm] x 0.9 [mm]) y características eléctricas similares. Los acelerómetros MMA7455, ADXL345, ADXL375 se descartan automáticamente por el precio elevado que tienen en comparación con los demás. El MMA8652 y MMA8452 son dispositivos más baratos, sin embargo, la cantidad que tiene el intermediario en stock y el lugar de donde provienen hacen suponer que el tiempo de espera para la entrega es de hasta 3 meses. Al final el MMA7660 tiene muy buenas características

eléctricas para la aplicación, además de un bajo precio y entrega inmediata por parte del distribuidor.

ACELERÓMETRO	VOLTAJE [V]	CORRIENTE [μ A]	EJES	RANGO [g]	RESOLUCIÓN	OTRAS	PRECIO (USD)
ADXL345	2 a 3.6	140	X,Y,Z	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 19$	13 bit y 16 bit	<ul style="list-style-type: none"> Resolución variable de acuerdo al rango programado. 140 [μA] en medición, 0.1 [μA] en modo standby a 2.5 [V]. Comunicación I2C. 	\$9.01
ADXL375	2 a 3.6	145	X,Y,Z	$\pm 2, \pm 4, \pm 8$	16 bit	<ul style="list-style-type: none"> 35 [μA] en medición, 0.1 [μA] en modo standby a 2.4 [V]. Comunicación I2C. 	\$7.37
MMA7660	2.4 a 3.6	294	X,Y,Z	± 1.5	6 bit	<ul style="list-style-type: none"> 294 [μA] en medición, 2 [μA] en modo standby a 2.4 [V]. Comunicación I2C. 	\$2
MMA7455	2.4 a 3.6	400	X,Y,Z	$\pm 2, \pm 4, \pm 8$	8 bit	<ul style="list-style-type: none"> 400 [μA] en medición, 2.5 [μA] en modo standby a 2.4 [V]. Comunicación I2C. 	\$97.50
MMA8452	1.95 a 3.6	165	X,Y,Z	$\pm 2, \pm 4, \pm 8$	8 bit y 12 bit	<ul style="list-style-type: none"> 165 [μA] en medición, 6 [μA] en modo standby a 1.95 [V]. Comunicación I2C. 	\$1.86
MMA8652	1.95 a 3.6	184	X,Y,Z	$\pm 2, \pm 4, \pm 8$	12 bit	<ul style="list-style-type: none"> 184 [μA] en medición, 6 [μA] en modo standby a 6.5 [V]. Comunicación I2C. 	\$1.50

TABLA 2. 2. Acelerómetros.

Ahora es tiempo de examinar PICs de bajo consumo con la capacidad de comunicarse mediante el bus I2C e interrupciones por cambio de estado en un pin (INT IOC). La tabla 2.3 muestra cinco PICs de bajo consumo que son analizados para su posible elección y de la cual se puede observar que la corriente de operación incrementa para dispositivos que cuentan con mejores características y de forma similar, el tamaño de la memoria de programa y la inclusión de un puerto EUSART se ve reflejado en un aumento considerable en el costo del producto. Sin mencionar que el tiempo de entrega es de doce semanas debido a la cantidad de componentes en existencia. Así, con el primer factor de discriminación implantado, los C.Is a considerar son los PIC16LF1503/1823. Además de tener un mejor rendimiento el precio de estos dos representa aproximadamente el 50% del precio del PIC16LF1828. Los PIC16LF1503/1823 no cuentan con el puerto EUSART, sin embargo, no es necesario en esta etapa. Otro punto a tener en cuenta es la memoria de programa que podría causar problemas al no ser lo suficientemente grande para la cantidad de algoritmos implementados para el control y flujo de la información en el Actígrafo. En pruebas donde se grababa el código del Actígrafo a un PIC16F887 (8192 palabras de memoria

de programa) este ocupaba el 23% de la capacidad total. Esta prueba simplemente se realizó para tener conocimiento del tamaño real del programa (23% representan 1884 palabras) y un punto importante de referencia para la elección del PIC. De esta forma el PIC16LF1503 es el que mejor se ajusta a nuestras necesidades y presupuesto.

PIC	VOLTAJE [V]	CORRIENTE	MEMORIA DE PROGRAMA (PALABRAS)	OTRAS	PRECIO (USD)
PIC16(LF)1503	1.8 a 3.6	<ul style="list-style-type: none"> Corriente de standby 20 [nA] a 1.8 [V]. Corriente de operación. 30 [μA]/[MHz] a 1.8 [V]. 	2048	<ul style="list-style-type: none"> MSSP (SPI, I2C) Fuente de interrupción IOC. ADC. 	\$1.17
PIC16L(F)1823	1.8 a 3.6	<ul style="list-style-type: none"> Corriente de standby 20 [nA] a 1.8 [V]. Corriente de operación. 30 [μA]/[MHz] a 1.8 [V]. 	2048	<ul style="list-style-type: none"> MSSP (SPI, I2C) Fuente de interrupción IOC. ADC. EUSART 	\$1.70
PIC16L(F)1824	1.8 a 3.6	<ul style="list-style-type: none"> Corriente de standby 20 [nA] a 1.8 [V]. Corriente de operación. 48 [μA]/[MHz] a 1.8 [V]. 	4096	<ul style="list-style-type: none"> MSSP (SPI, I2C) Fuente de interrupción IOC. ADC. EUSART 	\$2.03
PIC16L(F)1828	1.8 a 3.6	<ul style="list-style-type: none"> Corriente de standby 20 [nA] a 1.8 [V]. Corriente de operación. 48 [μA]/[MHz] a 1.8 [V]. 	4096	<ul style="list-style-type: none"> MSSP (SPI, I2C) Fuente de interrupción IOC. ADC. EUSART 	\$2.39
PIC16L(F)1828	1.8 a 3.6	<ul style="list-style-type: none"> Corriente de standby 20 [nA] a 1.8 [V]. Corriente de operación. 65 [μA]/[MHz] a 1.8 [V]. 	8192	<ul style="list-style-type: none"> MSSP (SPI, I2C) Fuente de interrupción IOC. ADC. EUSART 	\$2.37

TABLA 2. 3. PICs de bajo consumo.

Todos y cada uno de los componentes del Actígrafo han sido definidos aunque hasta este punto no se tiene una forma clara de cómo debe realizarse la comunicación hacia la PC. El programa definido para la interfaz gráfica es LabVIEW por la facilidad de manejo y herramientas para establecer comunicación por los puertos serie USB y RS232. De esta forma se razona la manera de establecer una conexión entre el Actígrafo hacia alguno de estos dos puertos.



FIGURA 2. 3. Comunicación del Actígrafo con la PC.

Entendemos que es necesario diseñar una interfaz electrónica que extraiga la información de la EEPROM, se comunique con el reloj y verifique el correcto funcionamiento del acelerómetro sin la necesidad de tener comunicación con el PIC16LF1503 y que además realice la conversión de las señales del protocolo I2C a señales compatibles con USB o RS232 (figura 2.3).

En el caso de la interfaz electrónica no existe restricción alguna en lo que refiere a consumo de energía por lo que se utilizan circuitos típicos como un PIC16F887 y un MAX232. El PIC realiza la comunicación entre los dispositivos contenidos en el Actígrafo y la PC, mientras que el MAX232 realiza la conversión de las señales TTL provenientes del PIC16F887 a señales RS232. Y por último se conecta un convertor USB-SERIE RS232 para conectarse a la PC (figura 2.4). Instalando los controladores correctos, este convertor funge como un puerto RS232 y se puede trabajar como tal desde LabVIEW.

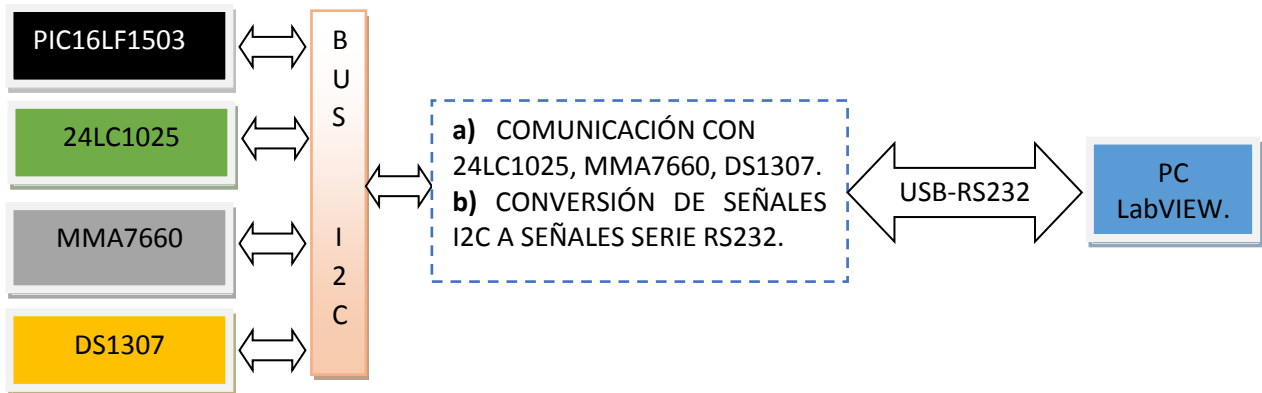


FIGURA 2. 4. Esquema general de conexión entre el Actígrafo, Interfaz electrónica e interfaz gráfica (PC).

A grandes rasgos el diagrama general del Actígrafo y la interfaz electrónica se muestran en las figuras siguientes.

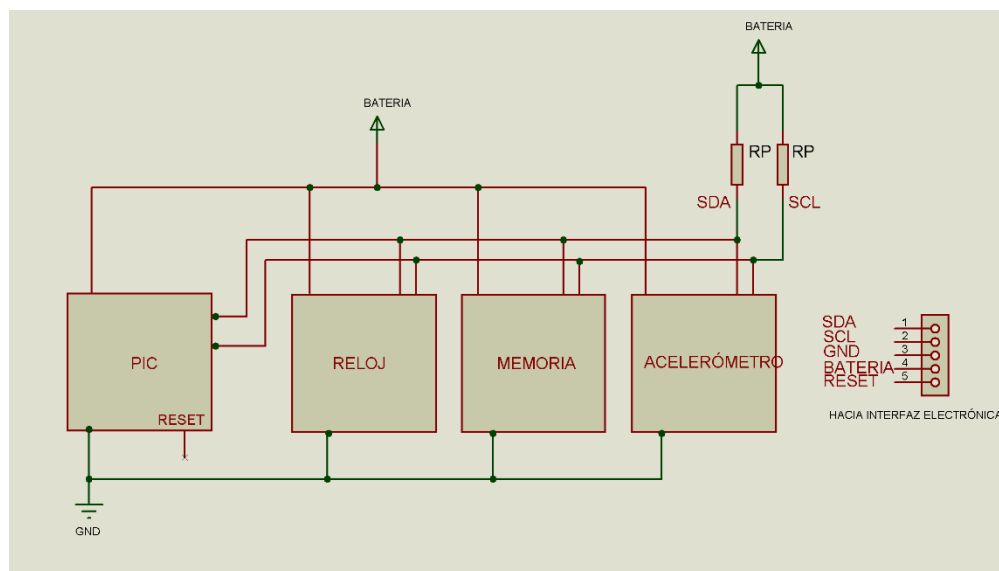


FIGURA 2.5. Diagrama de conexión entre los dispositivos que componen el Actígrafo.

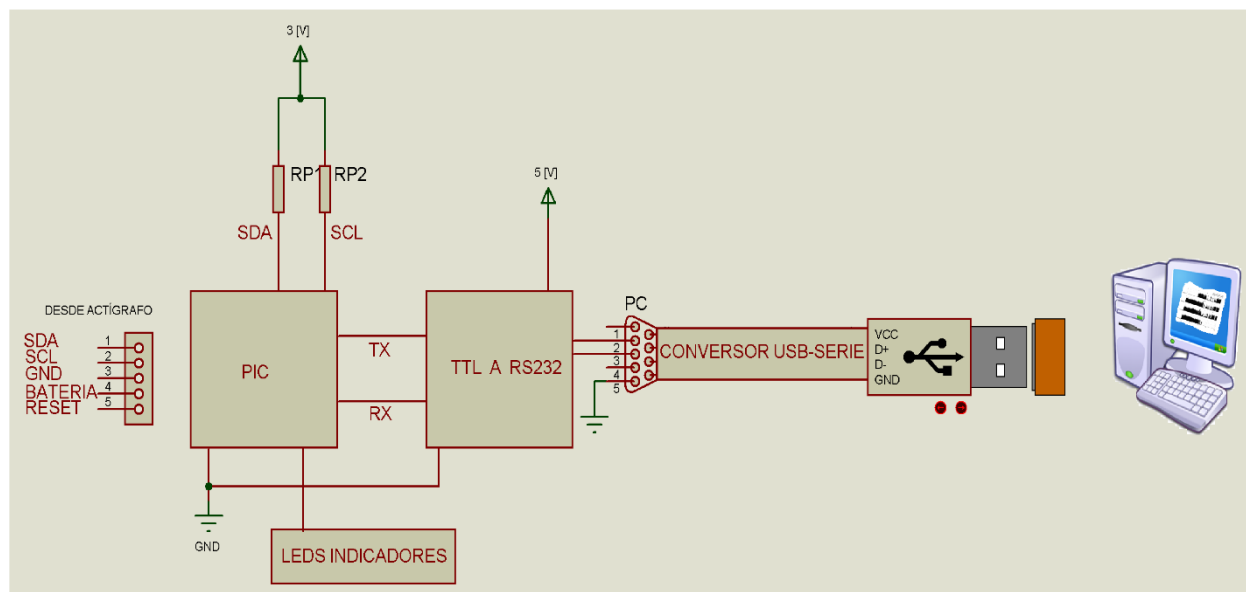


FIGURA 2.6. Diagrama de conexión de la Interfaz electrónica hacia la PC.

2.3.4 Diseño teórico del prototipo.

A continuación, se muestran soluciones para establecer una correcta conexión entre el Actígrafo e interfaz y evitar daños en alguna de las partes. Así como, las consideraciones para la elección de resistencias de pull-up inherentes del bus I2C y los cálculos referentes a las baterías de litio con el objetivo de obtener características que se ajusten a los objetivos planteados inicialmente.

2.3.4.1 Comunicación Actígrafo-Interfaz electrónica.

La comunicación se establece a través de un cable USB a mini USB. Por el lado de la interfaz electrónica se utiliza el conector USB tipo A hembra y en la parte del Actígrafo el conector Mini USB del mismo tipo. Aunque la comunicación no hace uso de este protocolo se utilizan principalmente por su tamaño y para evitar errores de conexión por parte del médico.



FIGURA 2.7. Conectores utilizados en la etapa de comunicación Actígrafo Interfaz electrónica.

Se cuentan con cinco líneas para la conexión, SDA, SCL, GND, VCC y existe una quinta línea llamada RESET que se encuentra en el Actígrafo (figura 2.9). Esta línea provoca un reset en el PIC16LF1503 al momento de conectarse con la interfaz. Como se menciona anteriormente no hay necesidad de establecer comunicación entre la interfaz electrónica y el PIC16LF1503, el objetivo principal es tener conexión al bus I2C y además una comunicación directa con los dispositivos que se encuentran en la tarjeta del Actígrafo. El problema se centra en suspender por un instante las conexiones entre el maestro (PIC16LF1503) y los esclavos (DS1307, 24LC1025, MMA7660) mientras se tiene un libre acceso a todos los dispositivos para no ocasionar *colisiones* en el bus.

Una primera solución es por software con la dificultad de que el bus se encuentra ocupado durante todo el estudio hasta terminar la ejecución del programa (puede durar hasta dos semanas) y en ocasiones es necesario interrumpir el estudio y es imposible leer datos con el bus ocupado. Una segunda solución es por métodos mecánicos utilizando interruptores que se abren manualmente al momento de establecer comunicación con la PC y se cierran al inicio de un estudio. Esta solución no es muy convincente por el desgaste que pueden sufrir los interruptores y mantenimiento correctivo frecuente que podrían causar. Además de ser una fuente importante de error o daños al dispositivo si el médico olvida ajustarlos correctamente.

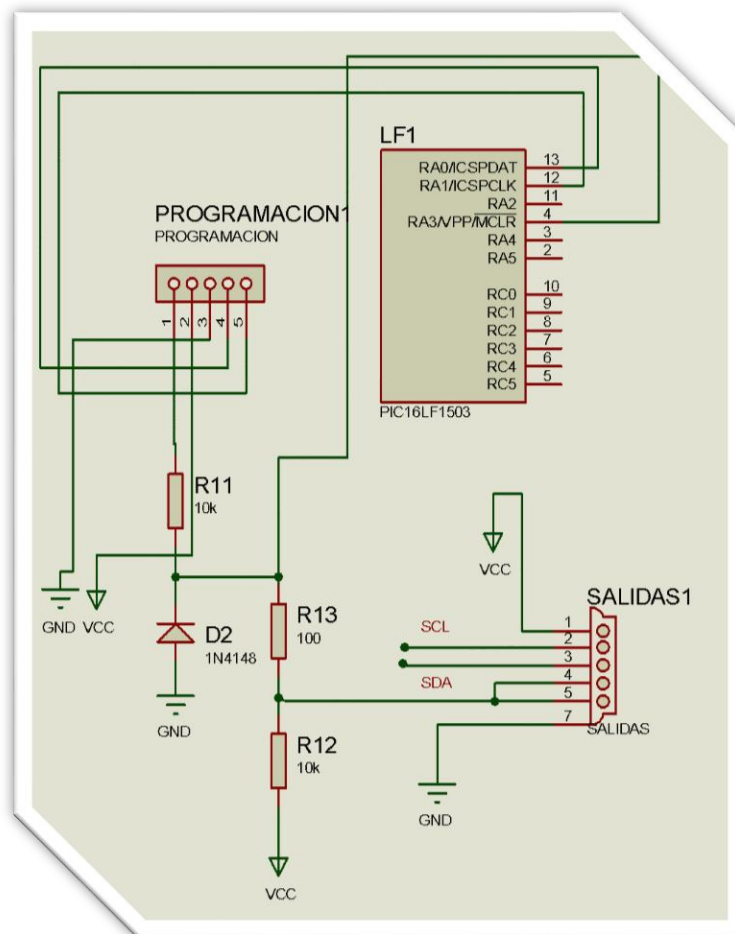


FIGURA 2. 8. Circuito de reset del PIC16LF1503.

La tercera y definitiva, es provocar un reset en el PIC16LF1503 al momento de conectarse con la interfaz electrónica. El reset libera el bus para un fácil acceso a los dispositivos sin el riesgo de *colisiones* y bajo estas condiciones el PIC16F887 asume el rol de maestro.

La figura 2.8 muestra el circuito típico para programar y reiniciar un PIC. Cabe notar que este circuito no incluye un botón conectado a tierra en el nodo formado por R13 y R12 que normalmente es utilizado para reiniciar el PIC. Por otro lado, la figura 2.9 muestra una línea de la interfaz conectada directamente a tierra.

Al momento de conectar las dos tarjetas la tierra procedente de la interfaz se une con el reset del Actígrafo (pines 4 y 5 del conector etiquetado como SALIDAS en la figura 2.8) y es cuando el PIC16LF1503 se mantiene en estado de reset.

Cabe mencionar que después de conectar el Actígrafo y provocar el reset ya no es posible seguir tomando lecturas con los wake up programados, sin embargo, la programación de nuevos tiempos de inicio/fin se hace en cuestión de milisegundos y pueden iniciar inmediatamente después de descargar los datos. Con esta solución es posible interrumpir el estudio aunque se pierden minutos de lectura pero sin la incertidumbre de leer datos erróneos y sin el riesgo de dañar el dispositivo por un manejo inadecuado.

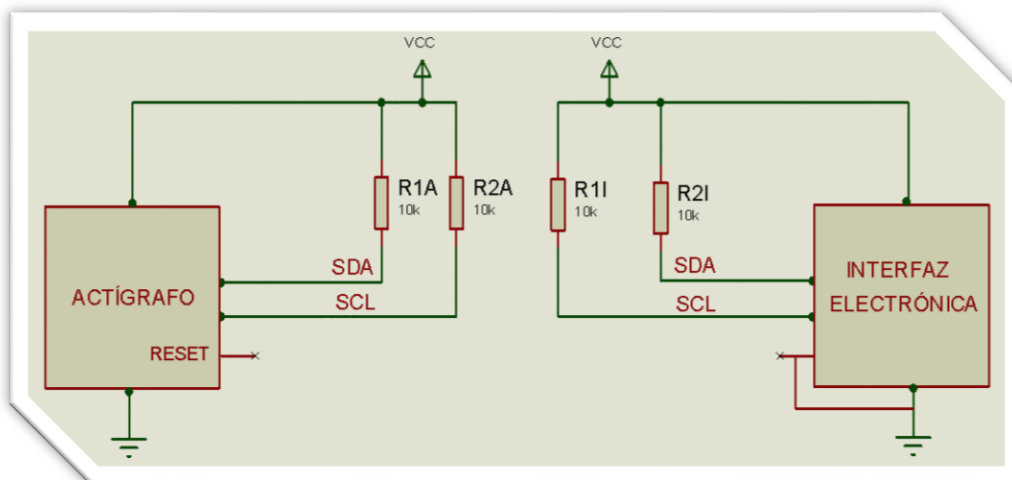


FIGURA 2. 9. Resistencias del bus I2C en el Actígrafo e Interfaz electrónica.

Mientras el Actígrafo se alimenta con una batería de 3 [V] la interfaz se alimenta desde un puerto USB con 5[V]. Para no dañar al MMA7660 gran parte de la interfaz trabaja con 3.3 [V] regulando el voltaje con un LF33.

El PIC16F887 puede trabajar a este voltaje sin mayor problema con los ajustes necesarios en el código grabado en su memoria, además de reducir su consumo de energía. Sin embargo, el MAX232 no trabaja con este voltaje y es imposible recibir y enviar información a la PC. Aunque los niveles de voltaje son compatibles como los muestra la tabla 2.4, es necesario que se alimente con un voltaje mínimo de 4.5 [V].

	MAX232	PIC16F887	MMA7660	DS1307	24LC1025
VIH	Mín. 2 [V]	Mín.2 [V]	0.7VCC	Mín. 2.2 [V]	0.7VCC
VIL	Máx. 0.8 [V]	Máx.0.8 [V]	0.35VCC	Máx. 0.8 [V]	0.3VCC
VOL	Máx.0.4 [V]	Máx.0.6 [V]	Máx.0.5 [V]	Máx.0.4 [V]	Máx.0.4 [V]
VOH	Mín. 3.5 [V]	Mín. VCC-0.7 [V]	-	-	-

TABLA 2. 4. Niveles de voltaje de los CI usados en el diseño.

Si el MAX232 envía datos y el PIC16F887 los recibe:

- Datos en estado alto:
Como el VOH mín. del MAX232 es mayor que el VIH mín. del PIC16F887 se asegura que los “1” enviados están dentro del rango aceptado por el PIC.
- Datos en estado bajo:
Como el VOL máx. del MAX232 es menor que el VIL mín. del PIC16F887 se asegura que los “0” enviados están dentro del rango aceptado por el PIC.

El análisis anterior puede realizarse entre el PIC, MMA7660, DS1307 y 24LC1025. Aun cuando las hojas de especificaciones no cuentan con el valor de VOH de algunos dispositivos, debería ser obvio que si el PIC es capaz de trabajar a 3 [V], los niveles de voltaje deben ser compatibles con dispositivos que también trabajan a este valor. De esta forma el MAX232 es el único dispositivo que se alimenta directamente con 5[V] desde el bus USB y el resto de los dispositivos se alimenta con los 3.3 [V] que entrega el regulador LF33.

2.3.4.1 Cálculo de las resistencias de pull-up del bus I2C.

Con apoyo de la nota de aplicación de Texas Instruments sobre el bus I2C se calcula el valor adecuado de las resistencias. Considerando una velocidad de transmisión estándar (100[kbits/s]) y de acuerdo con la tabla 1.2 y las gráficas de las figuras 1.3, 1.4 tenemos:

$$R_{p(mín)} = \frac{V_{CC} - V_{OL}}{I_{OL}} \dots \dots \dots (1)$$

$$R_{p(mín)} = \frac{3 [V] - 0.4 [V]}{3 [mA]} = 866.66 [\Omega]$$

Aunque se recomiendan usar valores de resistencia del orden de 4.7 [kΩ] evitamos en lo posible valores pequeños cercanos a $R_{p(mín)}$ para eludir corrientes de mayor magnitud y consumir más energía. Por ello se colocan resistores de 10 [kΩ] en las líneas SDA y SCL del bus ubicándolos a un 25% de la capacitancia máxima (figura 1.4).

$$R_{p(máx)} = \frac{t_r}{(0.8473xC_b)} \dots \dots \dots (2)$$

$$R_{p(máx)} = \frac{1000 [ns]}{(0.8473 x 100 [pF])} = 11802.19 [\Omega]$$

Estos valores de resistencia se colocan tanto en el Actígrafo como en la interfaz electrónica (figura 2.9).

En el momento de interconectar las tarjetas, la alimentación del Actígrafo es suministrada por la interfaz electrónica por lo que ya no es necesario ahorrar energía y el valor de resistencia se aproxima a 4.7 [k Ω] (figura 2.10), valor recomendado por los fabricantes.

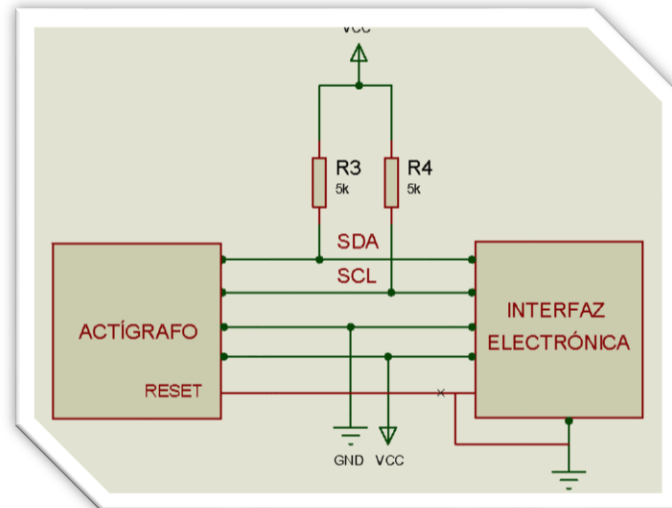


FIGURA 2. 10. Aproximación de las resistencias del bus a 4.7 [k Ω] y reset del PIC16LF1503.

2.3.4.3 Vida útil de las baterías de litio de 3 [V].

Los dispositivos seleccionados para conformar el Actígrafo funcionan con voltajes por arriba desde los 1.71 [V] hasta los 3.6 [V] o 5.5 [V], así las baterías con mejores características en cuanto a volumen y capacidad son las baterías de litio de 3 [V] llamadas comúnmente “baterías de botón” por su tamaño reducido en forma de disco (figura 2.11). La cantidad de aplicaciones que hacen uso de estas baterías es muy amplia y día con día siguen creciendo. Son usadas en audífonos, calculadoras, reproductores de audio, control remoto, computadoras y relojes.



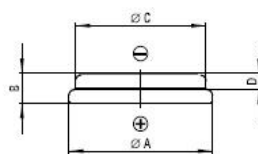
FIGURA 2. 11. Baterías de litio de 3 [V] de distintas capacidades.

Las ventajas que ofrecen este tipo de baterías además de su capacidad y reducido tamaño son [20]:

- Amplio rango de temperatura de operación desde los -40 [°C] hasta los 85 [°C].
- Bajo nivel de auto descarga menos del 1% por año a 23°C.
- La mejor relación capacidad/volumen.
- Excelentes características de almacenamiento hasta 10 años con el mínimo deterioro.
- Disponible en distintas capacidades con relación proporcional a su tamaño (tabla 2.5 y 2.6).

Model	Nominal capacity (mAh)	Standard discharge current (mA) ¹⁾	Max. continuous discharge current (mA) ²⁾	Operating Temperature (C) ³⁾
CR1025	30	0.05	0.40	-40/+85°
CR1216 MFR	30	0.10	1.00	-30/+70°
CR1220 MFR	40	0.10	1.00	-30/+70°
CR1225	48	0.10	1.00	-40/+85°
CR1616	50	0.10	1.00	-40/+85°
CR1620	68	0.10	1.00	-40/+85°
CR1632	125	0.20	1.50	-40/+85°
CR2016 MFR	90	0.20	3.00	-30/+70°
CR2025 MFR	165	0.30	3.00	-30/+70°
CR2032 MFR	225	0.40	3.00	-30/+70°
CR2320	150	0.20	3.00	-40/+85°
CR2325	190	0.30	3.00	-40/+85°
CR2430 MFR	300	0.50	4.00	-30/+70°
CR2430	285	0.50	4.00	-40/+85°
CR2450N	540	0.80	3.00	-40/+85°
CR2477N	950	1.00	2.50	-40/+85°

TABLA 2. 5. Capacidades de algunas baterías de litio tipo botón.



Model	Max. Dimensions (mm)				approx Weight (g)	Part.No.*
	A	B	C	D		
CR1025	10.00	2.50	Ref. 6.0	min 0.08	0.6	700263
CR1216 MFR	12.50	1.60	Ref. 10.2	min 0.05	0.7	100551
CR1220 MFR	12.50	2.00	Ref. 10.3	min 0.10	0.8	100552
CR1225	12.50	2.50	Ref. 9.0	min 0.08	0.9	700281
CR1616	16.00	1.60	Ref. 12.0	min 0.02	1.1	700287
CR1620	16.00	2.00	Ref. 12.0	min 0.06	1.2	700291
CR1632	16.00	3.20	Ref. 12.0	min 0.08	1.8	700296
CR2016 MFR	20.00	1.60	Ref. 18.0	min 0.05	1.7	100270
CR2025 MFR	20.00	2.50	Ref. 17.0	min 0.05	2.5	100271
CR2032 MFR	20.00	3.20	Ref. 17.0	min 0.05	2.8	100272
CR2320	23.00	2.00	Ref. 18.0	min 0.06	2.7	700344
CR2325	23.00	2.50	Ref. 19.0	min 0.08	3.0	700348
CR2430 MFR	24.50	3.00	Ref. 20.0	min 0.08	4.3	100350
CR2430	24.50	3.00	Ref. 20.0	min 0.08	4.1	700359
CR2450N	24.50	5.00	Ref. 22.3	min 2.50	5.9	700377
CR2477N	24.50	7.70	Ref. 22.4	min 5.30	8.3	700391

TABLA 2. 6. Tamaño de algunas baterías de litio tipo botón.

Cada tipo de batería cuenta con curvas características que son útiles para aproximar la duración teórica de la celda al alimentar una carga. La primera gráfica mostrada en la figura 2.12 describe cuatro curvas para distintas temperaturas de operación e informa sobre la capacidad de la batería en relación con la carga que alimenta. Identificando la curva correspondiente a la temperatura de operación y la carga es posible identificar una aproximación.

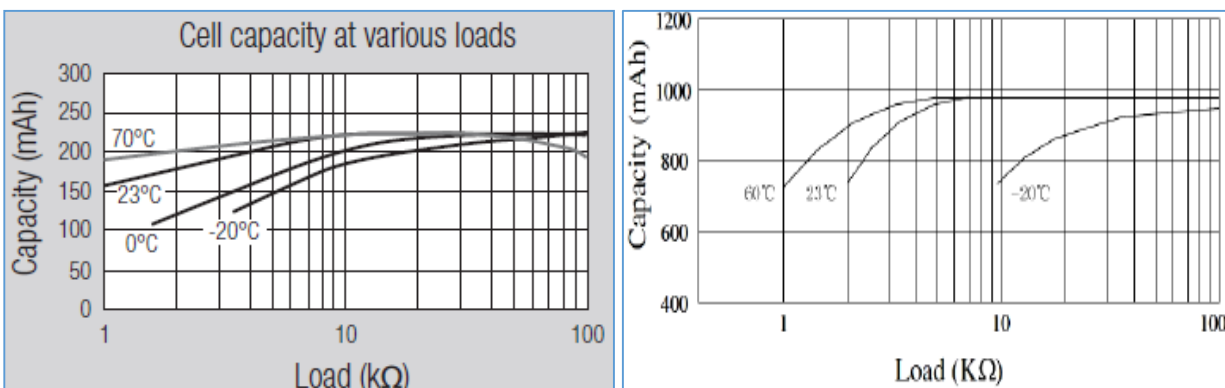


FIGURA 2. 12. Capacidad de la batería CR2032 y CR2477 vs la carga a distintas temperaturas.

Con este primer dato es posible estimar la vida útil en horas antes de reducir su voltaje a 2 [V]. Son solo aproximaciones pues las gráficas están construidas para algunos valores de carga, sin embargo, si se requiere un cálculo más exacto se puede conocer el valor de forma numérica con la siguiente ecuación:

$$\text{Tiempo de vida de la batería} = \left(\frac{\text{Capacidad de la batería en Ah}}{\text{Corriente que entrega la batería}} \right) * 0.7 \dots \dots \dots (3)$$

La duración de la batería no solo depende de la carga, también depende de factores como la temperatura y el tiempo que ha estado sin uso (auto descarga) por ello se tiene un factor de 0.7 que permite tolerancias a estos factores que afectan la vida útil de la batería.

Uno de los objetivos propuestos en este trabajo fue maximizar la duración de la batería y al mismo tiempo intentar reducir el tamaño del dispositivo lo más posible. Por ello la necesidad de utilizar este tipo de baterías. En el transcurso del diseño se realizaron diferentes versiones del Actígrafo hasta conseguir reducir la corriente hasta los 1.237[mA] en la versión final.

De acuerdo con la tabla 2.5 se tiene que la batería CR2477 tiene una capacidad nominal de 950 [mAh] mientras que la CR2032 de 225 [mAh] a temperatura ambiente.

$$\text{Vida útil CR2032} = \left(\frac{225 \text{ [mAh]}}{1.237 \text{ [mA]}} \right) * 0.7 = 127.32 \text{ [h]} = 5.3 \text{ días de uso continuo.}$$

$$\text{Vida útil CR2477} = \left(\frac{950 \text{ [mAh]}}{1.237 \text{ [mA]}} \right) * 0.7 = 537.59 \text{ [h]} = 22.4 \text{ días de uso continuo.}$$

Si realizamos estas aproximaciones con las gráficas llegaremos a valores cercanos considerando que el Actígrafo representa una carga para la batería de 2.42 [kΩ]. En la siguiente tabla se muestra la duración para distintas baterías.

BATERÍA	CAPACIDAD [mAh]	VIDA ÚTIL [días]
CR2032	225	5.3
CR2330	250	5.9
CR2430	285	6.71
CR2050	310	7.3
CR2450N	540	12.7
CR3032	560	13.2
CR2477N	950	22.4

TABLA 2. 7. Vida útil de distintas baterías.

El circuito está diseñado para funcionar con cualquiera de estas baterías, pues la entrada de alimentación es un par de pines donde puede conectarse cualquier tipo de porta batería. Así se tiene la flexibilidad de seleccionar un tipo de batería según la duración del estudio, que puede durar una semana, dos o extenderse hasta un máximo de tres con la CR2477).

2.4 Implementación de la solución.

Como en todo proyecto deben existir pruebas previas, antes de transportar el circuito a una placa de cobre. Se realizaron pruebas en protoboard hasta estar completamente seguros del funcionamiento. Sin embargo, tanto el acelerómetro como el PIC16LF1503 fueron montados en una pequeña PCB (figura 2.13, derecha). Hasta esta etapa la interfaz tenía montada una pantalla LCD de 16x2 para observar los datos leídos del acelerómetro, el reloj y la memoria EEPROM, pues aún no se contaba con el software desarrollado por completo. Para comprobar la recepción y envío de datos hacia la PC se utilizó la hyperterminal de Windows y se almacenaban en un archivo de texto para después presentarlos en una gráfica en Excel. Aunque la gráfica (figura 2.14) no tiene los elementos necesarios como las horas en el eje X, marcas de tiempo, wake up, tan solo fue una prueba para observar la correcta lectura de datos en el Actígrafo.

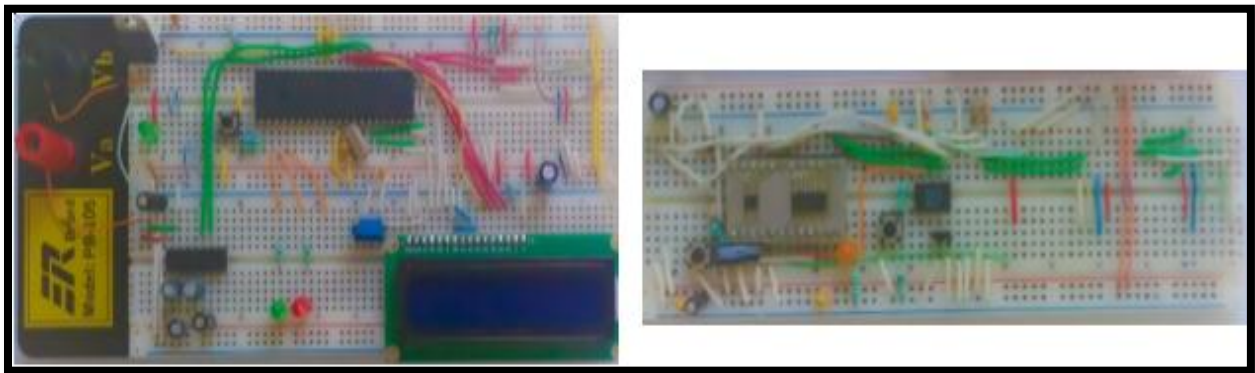


FIGURA 2. 13. Interfaz electrónica y Actígrafo en tarjeta de pruebas.

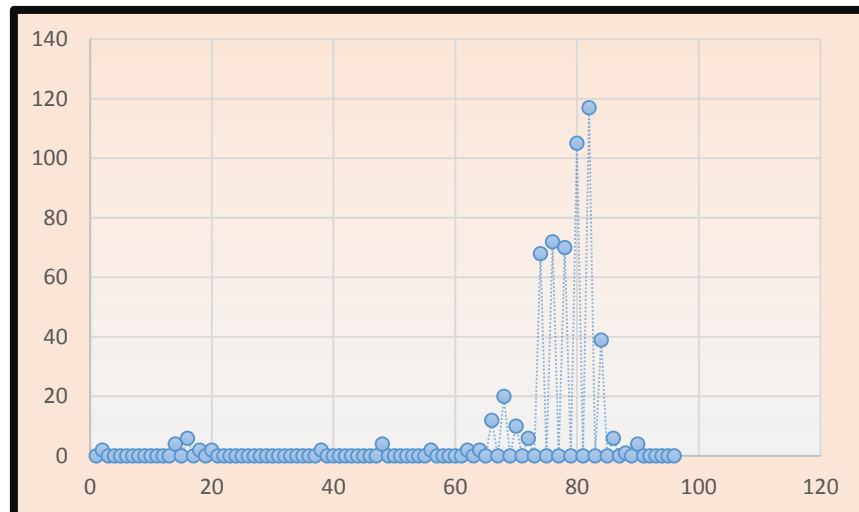


FIGURA 2. 14. Primeras lecturas en una gráfica en Excel.

construyó el circuito final (figura 2.18) con C.I de montaje superficial logrando una reducción en su tamaño de aproximadamente el 50% (figura 2.16).

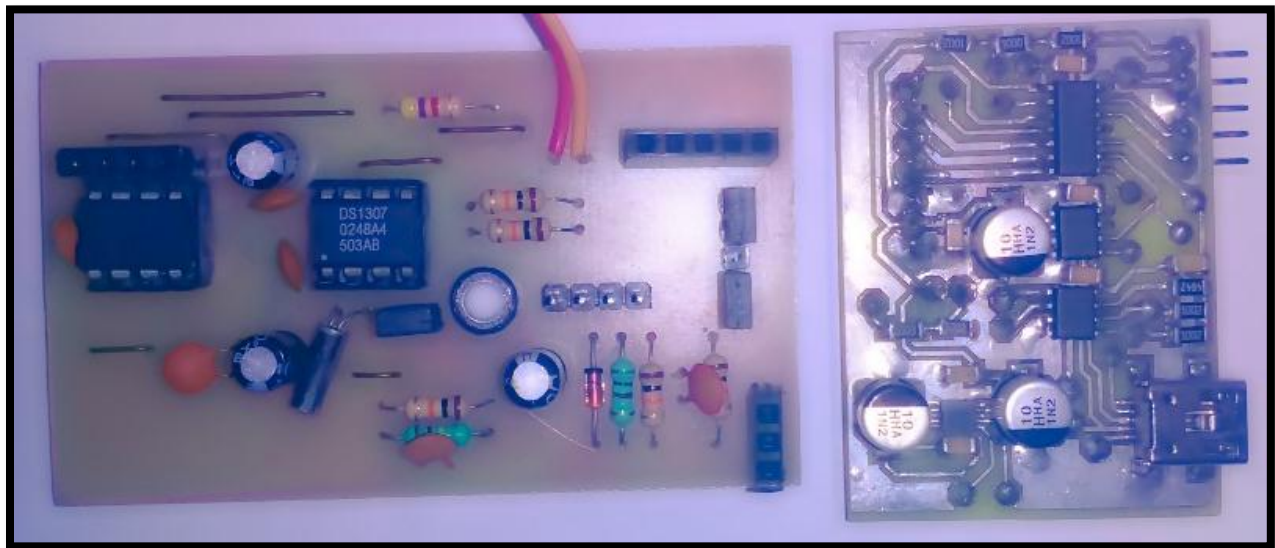


FIGURA 2. 16. Actígrafo con encapsulado DIP y el circuito final con una notable disminución en tamaño.

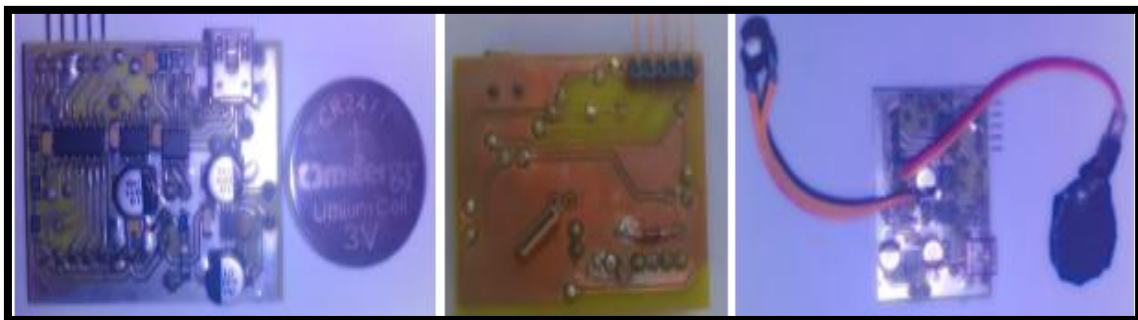


FIGURA 2. 17. Cara superior e inferior del Actígrafo con el botón y batería montados.

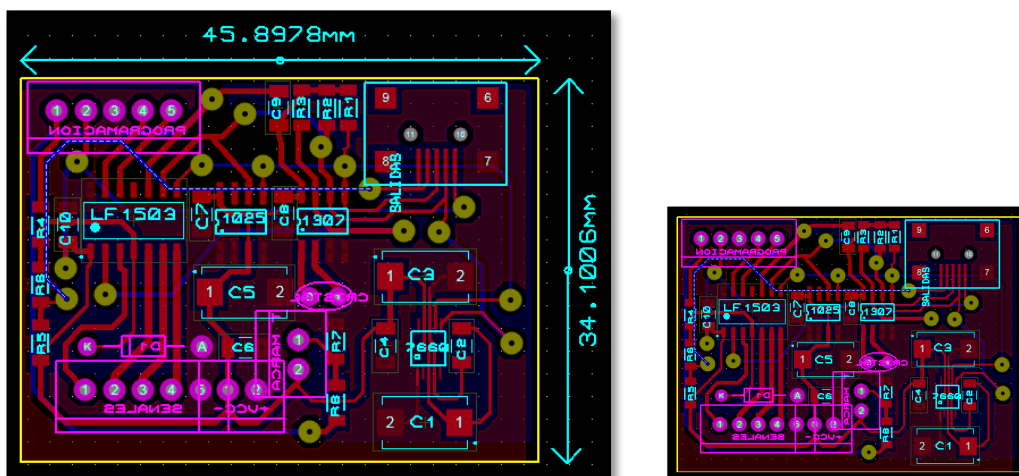


FIGURA 2. 18. Medidas de la PCB, del Actígrafo y tamaño real del circuito.

2.4.1 Diseño de la tarjeta de circuito impreso de la Interfaz electrónica.

Como se explicó anteriormente, en esta tarjeta hay dos voltajes de alimentación, los 5 [V] del bus USB y los 3.3 [V] del LF33. Se tienen tres conectores, dos USB y un DB9; uno de los USB alimenta la tarjeta y otro realiza la conexión con el Actígrafo y el DB9 sirve para conectarse con el convertor USB-SERIAL que va hacia la PC.

Para interactuar con el usuario se tienen dos leds indicadores, amarillo y rojo; para señalar si la interfaz se encuentra libre u ocupada y un botón de reset en caso de ocurrir un problema.

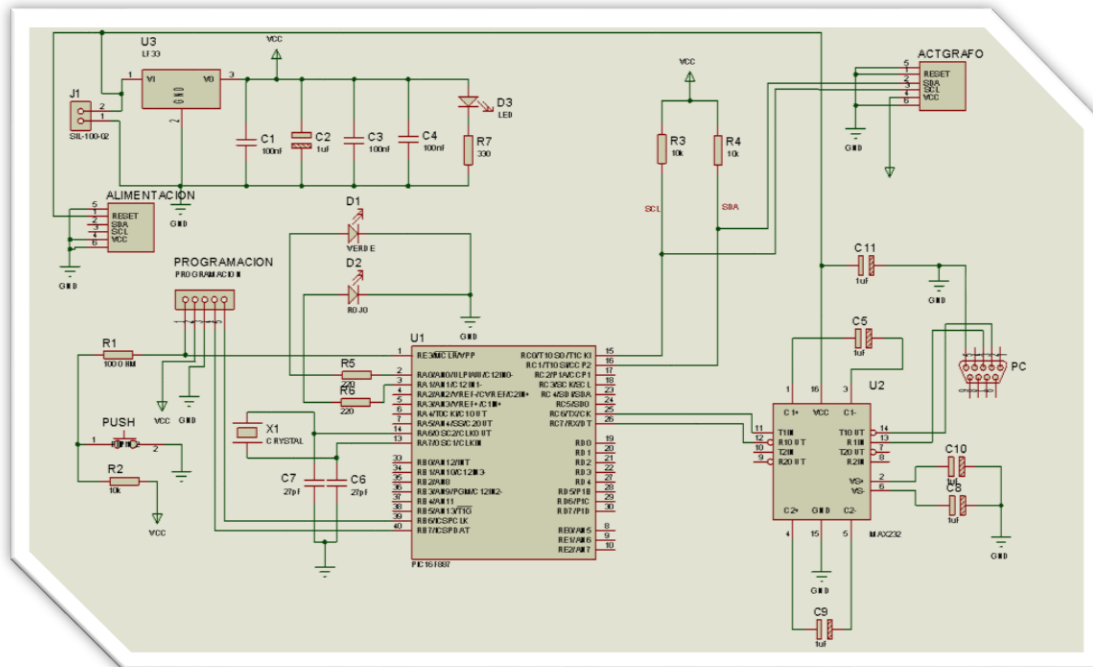


FIGURA 2. 19. Circuito esquemático de la Interfaz Electrónica.

A diferencia de la PCB construida para el Actígrafo esta fue construida en una sola cara pues en este caso no hay restricciones para el tamaño, sin embargo, se construyó intentando ahorrar la mayor cantidad de espacio posible.

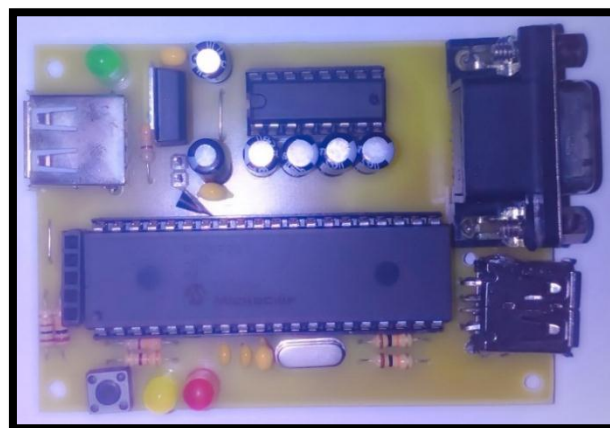


FIGURA 2. 20. PCB de la Interfaz electrónica.

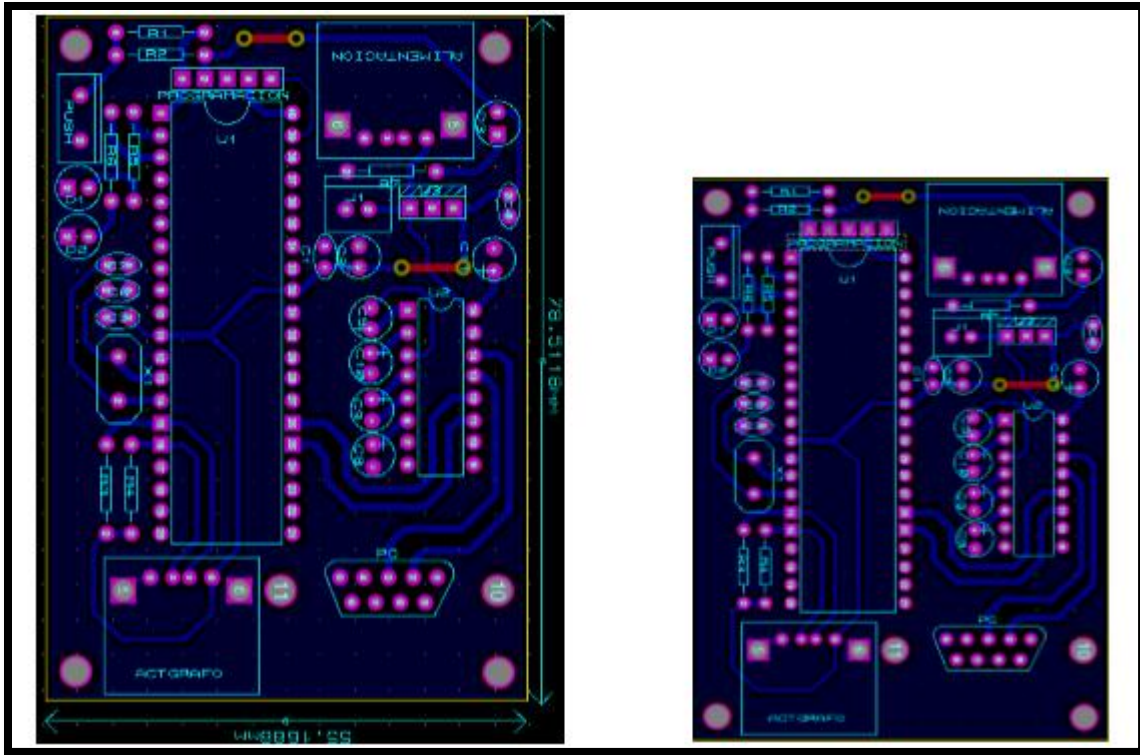


FIGURA 2. 21. Medidas de la PCB de la Interfaz Electrónica y tamaño real del circuito.

La figura 2.22 muestra la conexión de cada uno de los componentes del sistema y listos para establecer comunicación con la PC.

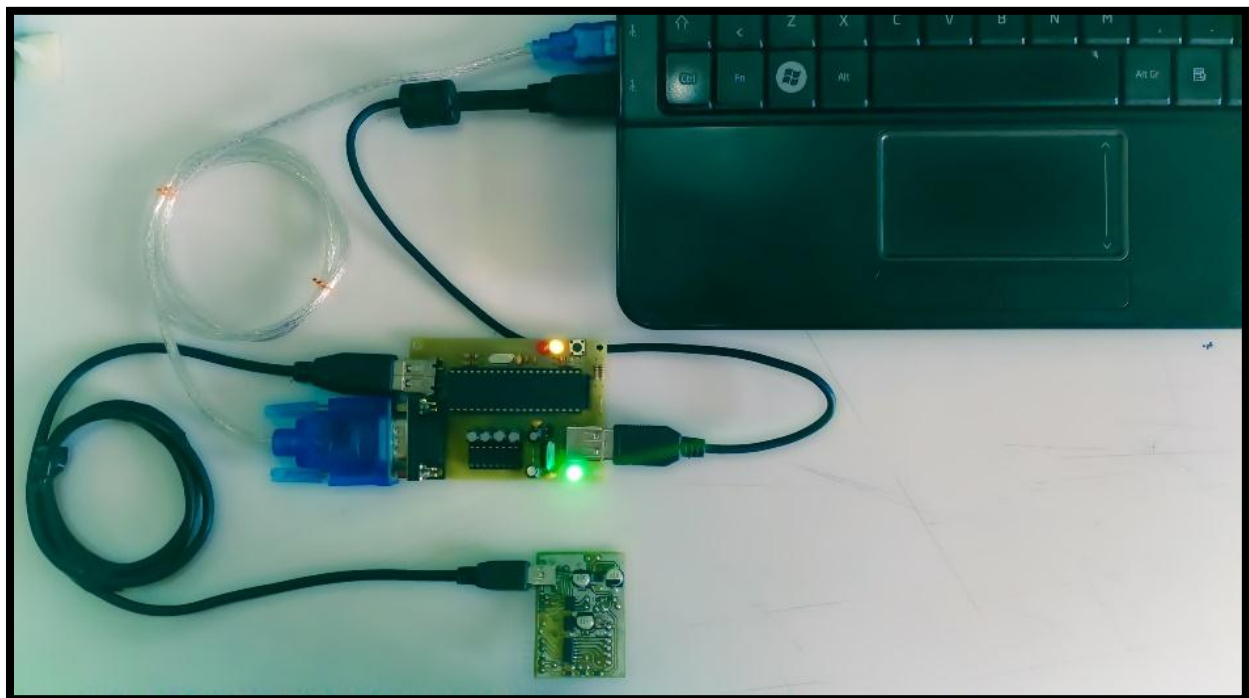


FIGURA 2. 22. Conexión de las tarjetas para intercambiar información con la PC.

CAPÍTULO 3. ALGORITMO DEL ACTÍGRAFO, INTERFAZ ELECTRÓNICA E INTERFAZ GRÁFICA.

Se muestra de manera general el funcionamiento de los programas. En primer lugar se tiene un diagrama de flujo y posteriormente se explica de forma detallada la tarea que desarrolla cada tarjeta electrónica e interfaz gráfica sin entrar en detalles a nivel de programación. En el caso de la interfaz gráfica el programa desarrollado se describe con imágenes y se explica el funcionamiento de cada una de las partes que lo integran.

3.1 Actígrafo.

En primer lugar se exponen las configuraciones iniciales para establecer comunicación por I2C. Segundo, la lectura de las condiciones iniciales desde la memoria. Tercero, la configuración del acelerómetro y por último los bucles correspondientes a cada wake up. Aunque no se expone el código fuente se presenta el diagrama de flujo para una comprensión más clara sin depender del conocimiento del lenguaje. Las hojas de especificaciones describen de forma detallada los registros utilizados para configurar los dispositivos que lo requieren.

3.1.1 Diagrama de flujo.

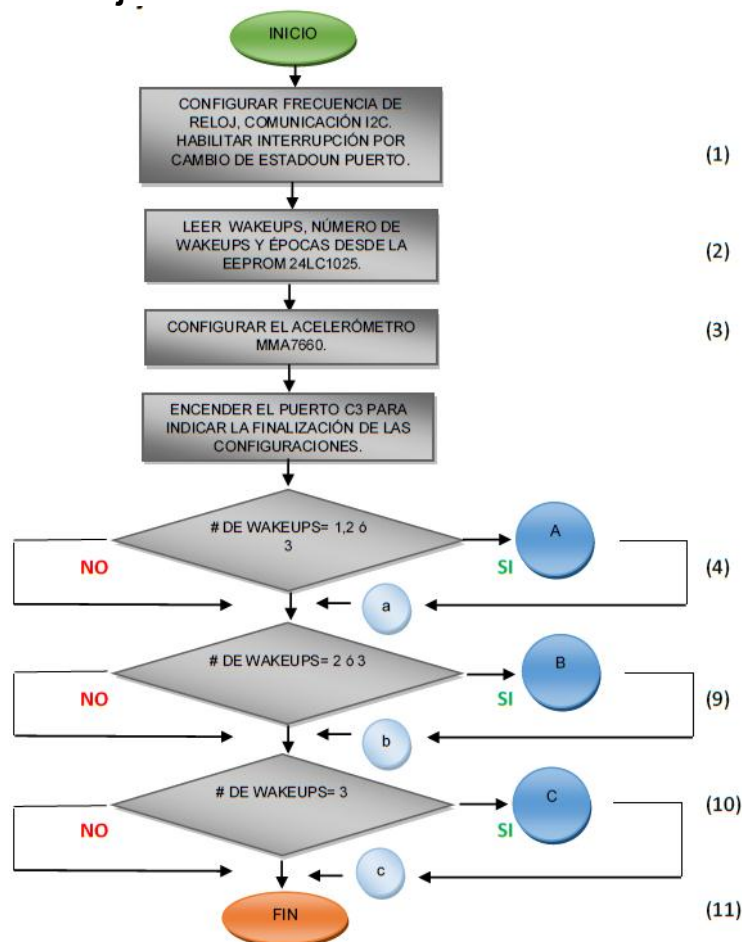


FIGURA 3. 1. Diagrama de flujo del Actígrafo.

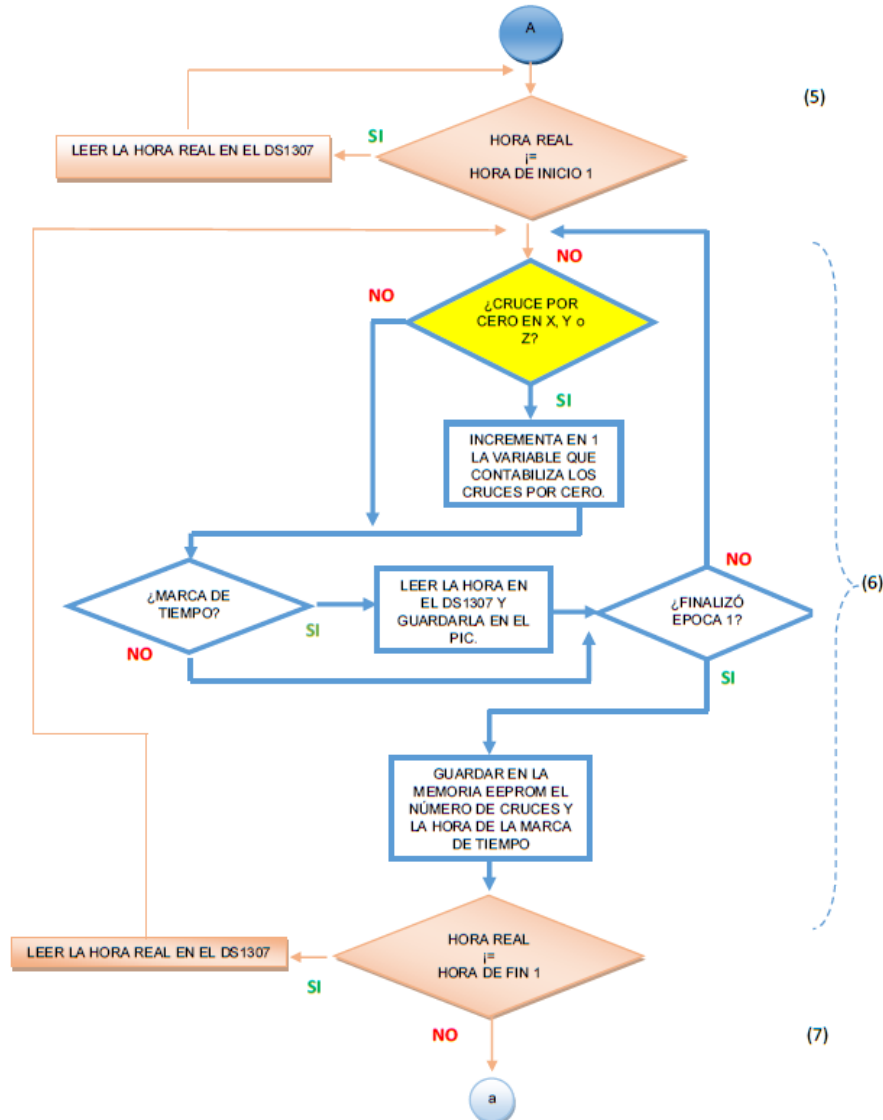


FIGURA 3. 2. Diagrama de flujo de una Wake up

Los diagramas para “B” y “C” son exactamente igual a “A”.

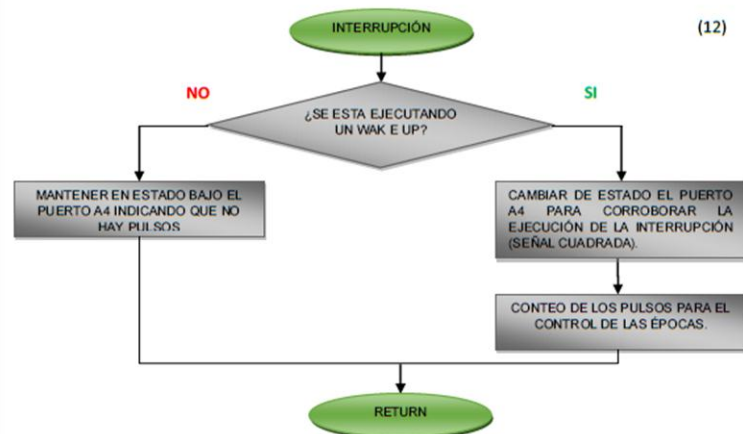


FIGURA 3. 3. Diagrama de flujo de la interrupción por cambio de nivel.

3.1.2 Descripción de funcionamiento.

El código es programado en el PIC16LF1503 en lenguaje C utilizando software propiedad de Microchip, MPLAB 8.092 y el CCS C Compiler 5.0 de la misma empresa. El programa realiza distintas rutinas, desde las rutinas que realizan configuraciones propias del PIC (configurar puertos de comunicación I2C, entradas, salidas e interrupciones) hasta la lectura/escritura en la memoria EEPROM 24LC1025, en los registros del acelerómetro MMA7660 y reloj DS1307, sin olvidar el algoritmo fundamental para registrar la cantidad de movimiento (figura 3.1).

- 1) Puesto que el PIC16LF1503 tiene la capacidad de utilizar fuentes de reloj externas e internas se decide trabajar con la interna de 4[MHz]. Con esta fuente de reloj se evita ampliar el hardware y consumir menos energía al funcionar con una velocidad baja (16 [MHz] la más alta para este PIC) de igual forma se configura por software una velocidad de transmisión estándar. Posteriormente se configuran los puertos que sirven para interactuar con los dispositivos conectados a las líneas SDA y SCL (comunicación I2C) y de la misma forma los puertos de salida que muestran señales útiles para observar el correcto funcionamiento del sistema.

Se tienen dos entradas, la primera es una interrupción por cambio de nivel, es utilizada para realizar un conteo de los segundos.

El PIC no tiene la exactitud necesaria para generar constantes de tiempo de un segundo, por ello se utiliza la señal cuadrada de 1 [Hz] del DS1307 para generar las épocas. La señal que activa la interrupción es tomada en el pin SQW/OUT (Square Wave/ Out Driver) del DS1307 y se obtiene con la programación correcta de los registros además de incorporar un resistor de PULL-UP (ver anexo A DS1307, conexión típica).

La segunda entrada es un botón, con su respectivo circuito para evitar el rebote, con la única función de registrar la hora en que es presionado (figura 2.13).

- 2) El segundo bloque se refiere a leer datos de la memoria externa. Los datos leídos son condiciones iniciales del Actígrafo: horas de inicio/fin de cada *wake up*, número de *wake up* (tres posibles) y las épocas para cada uno (10 [s], 30 [s] o 60 [s]). Estos datos son programados en la EEPROM por el software desarrollado que se explica más adelante.

- 3) Aquí se inicializa el acelerómetro tomando como referencia el diagrama de flujo mostrado en su hoja de especificaciones. Siguiendo el orden OFF MODE- STANDBY MODE- ACTIVE MODE y modificando ordenadamente los registros correspondientes se logra configurar el dispositivo. Para realizar lecturas y registrar la cantidad de movimiento el sensor debe permanecer en la última etapa (ACTIVE MODE).

No permanecer en esta etapa, si se desea medir actividad física, implica datos erróneos ya que no se actualizan los registros XYZ (STANDBY MODE) o simplemente no existe comunicación con el sensor (OFF MODE).

- 4) Se decide la ejecución del *wake up* (figura 3.2).

- 5) La hora de inicio leída en la EEPROM es comparada con la hora real y a partir de ello se toma la decisión para dar inicio al *wake up* en turno.
- 6) La medición del movimiento se realiza en el momento que comienza la fecha de inicio de un *wake up* y se realiza en periodos de tiempo según la época programada. El control de las épocas se lleva a cabo mediante la interrupción. Al finalizar cada época se guarda la cantidad de cruces por cero ocurridos durante la época programada además de guardar la hora en que se presionó el botón (si fue presionado), este proceso se realiza “X” veces hasta que llega la fecha de finalización. Para cada *wake up* se realiza exactamente lo mismo (figura 3.4).

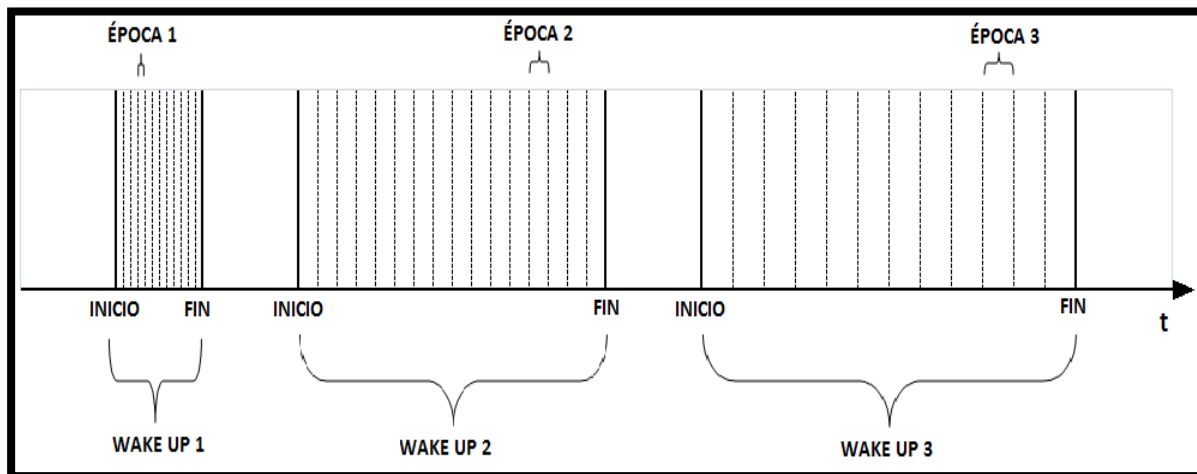


FIGURA 3. 4. Estudio con 3 *wake up* de distinta duración y época.

El algoritmo para detectar los cruces por cero no es tan trivial como parece y deben tenerse algunas consideraciones para implementar el código que cuantifique correctamente la cantidad de movimiento.

Posicionar el acelerómetro tal que, la aceleración de la gravedad (g) esté en la misma dirección de alguno de sus ejes, implica que los otros dos permanecerán en cero mientras el eje colineal a g tendrá un valor igual o cercano a $1[g]$.

En la práctica el hecho que explica el párrafo anterior es muy complicado conseguirlo debido a vibraciones. Pequeñas vibraciones originan que ejes perpendiculares a g no permanezcan en cero.

Estos minúsculos movimientos ocasionan aceleraciones que oscilan de negativo a positivo aun cuando se tiene al sensor en reposo.

Este inconveniente se resuelve de la siguiente manera con el fin de evitar contabilizar cruces por cero “falsos” (figura 3.5):

- Por software se establece un umbral para que en reposo no existan cruces falsos.
- Cualquier movimiento que provoque una aceleración comprendida en el umbral se ignora.

- Movimientos que originen aceleraciones fuera del umbral y además cambien de signo se contabilizan.

Así, los cambios de signo en la aceleración en cualquiera de los tres ejes se interpretan como cambios de postura del sujeto que porta el Actígrafo.



FIGURA 3. 5. Umbral para evitar cruces falsos.

- 7) La hora final leída en la EEPROM es comparada con la hora real y se toma la decisión de terminar o no el *wake up* en turno.
- 8) Se regresa al programa principal para seguir con otro *wake up*, se ejecutará el número de *wake up* programados con un máximo de 3.
- 9) Para los bloques correspondientes 9, 10 y 11 se repiten los puntos 4 a 8 por cada uno de ellos hasta llegar el fin del programa.
- 12) La interrupción ocurre cada segundo pero se hace el conteo de segundos para el control de las épocas si y sólo si el programa se encuentra ejecutando un *wake up* (figura 3.3).

3.2 Interfaz electrónica.

El objetivo principal de esta interfaz es transformar las señales provenientes del Actígrafo a señales que puedan ser interpretadas por el bus USB de la PC (I2C-RS232-USB) y viceversa para una comunicación full-duplex. Este proceso implica conversiones de los paquetes de información para el correcto funcionamiento de los circuitos ubicados en el Actígrafo. El reloj no funciona si el formato de los datos que se modifican en sus registros no corresponde. Por otro lado si los datos que provienen del acelerómetro no se interpretan correctamente será imposible verificar el funcionamiento del acelerómetro desde la PC.

3.2.1 Diagrama de flujo.

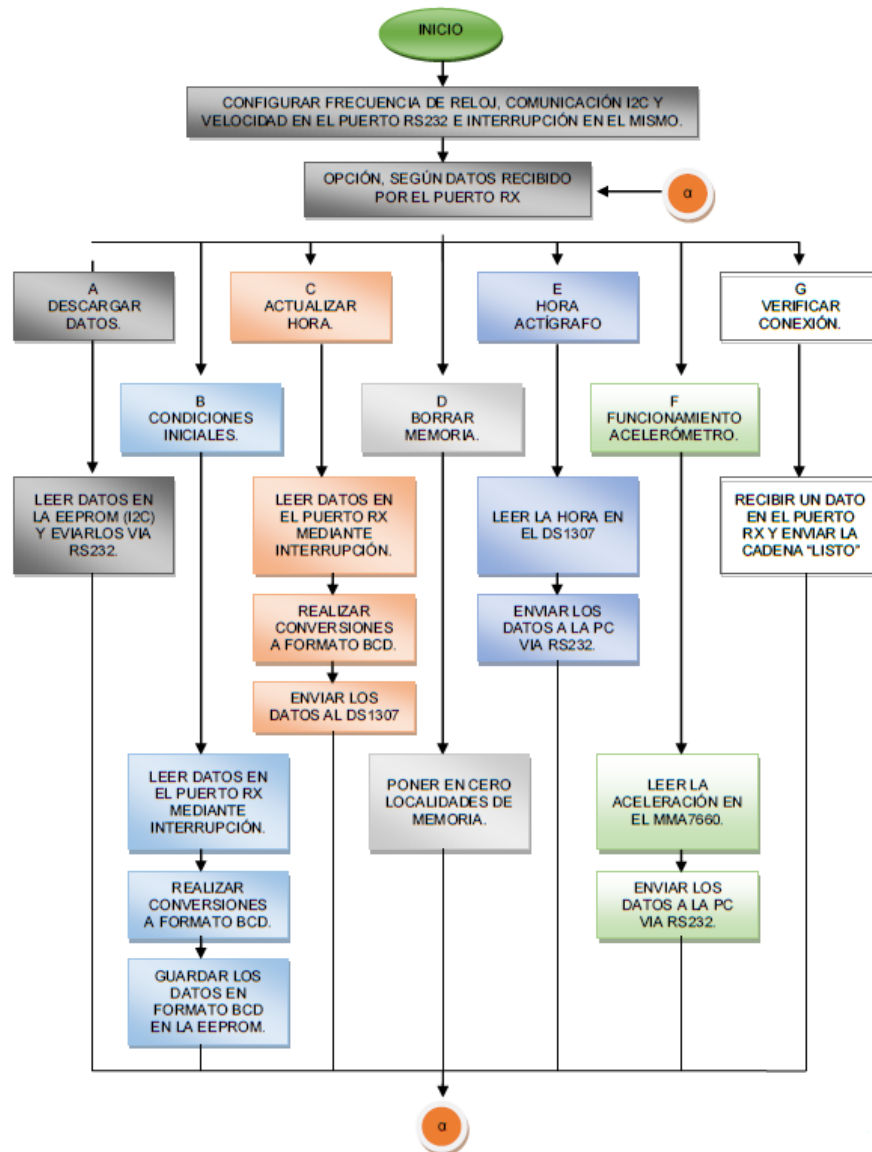


FIGURA 3. 6. Diagrama de flujo de la interfaz electrónica.

3.2.2 Descripción de funcionamiento.

Para este caso el programa corre en un PIC16F887 escrito en lenguaje C utilizando el mismo software empleado para escribir y grabar el código en el micro-controlador anterior.

La interfaz se encarga de comunicar el Actígrafo con la PC interactuando con la memoria, reloj y acelerómetro. La comunicación entre el PIC y los CI se realiza mediante I2C (100 [kHz]) y transmite los datos vía RS-232 (38600 [bits/s]) hacia el conversor USB-SERIE el cual tiene comunicación directa con la PC. Las opciones programadas se ejecutan en coordinación con el software desarrollado, es decir, las opciones a ejecutar se eligen desde el software y las ejecuta el PIC mediante la implementación de una interrupción que se acciona cuando hay datos en el puerto bus RS232.

El programa consiste en las siguientes rutinas:

A. Descargar datos. Se encarga de extraer los datos de la EEPROM del Actígrafo y enviarlos hacia la PC. La información es enviada byte por byte y no se realizan conversiones en el PIC para ahorrar memoria de programa y tiempo de procesamiento. Las conversiones necesarias se realizan en la interfaz gráfica.

B. Condiciones iniciales. Al seleccionar esta opción se recibe toda la información necesaria para que el Actígrafo inicie un nuevo estudio de forma correcta. La información recibida es la siguiente:

- Las 6 fechas correspondientes a las fechas de inicio/fin de cada *wake up* (42 bytes).
- Número de *wake up* a ejecutar (1 byte).
- Épocas (3 bytes).

Antes de ser guardadas las fechas deben realizarse las conversiones pertinentes para transformarlas en formato BCD que maneja el DS1307 (anexo que muestra el mapa de memoria del Ds1307). Así las comparaciones entre las horas guardadas y la hora real del reloj que realizará el Actígrafo podrán ser interpretadas de forma correcta. En el caso del número de épocas y las épocas no existe el problema anterior. Se ocupan un total de 46 bytes en memoria utilizando las posiciones 0 a 45 de la EEPROM para este propósito. La variable que representa y el orden de cada uno de los bytes se muestran en la tabla.

C. Actualizar hora en el reloj. El PIC recibe 7 bytes que corresponden a la hora actual del sistema, es decir, se envía la información que representan la hora y fecha que tiene el sistema donde se ejecuta el software del Actígrafo. De la misma forma que en el caso anterior, se realiza la conversión a formato BCD. Inmediatamente después de finalizar la conversión del último dato, los bytes son enviados al reloj con el fin de actualizar su hora.

D. Borrar memoria. Todas las localidades de la memoria se ponen en cero. Incluso cuando la memoria es nueva se ejecuta esta acción pues por defecto una EEPROM está cargada con FF en cada localidad y este número diferente de cero podría ser interpretado como lectura sin que este valor lo fuera.

- E. Mostrar hora actual en el Actígrafo. Al seleccionar esta opción mediante el software se lee el reloj y se envía la información a la interfaz gráfica. La función no realiza conversiones pues es la interfaz gráfica encargada de ello para mostrar en pantalla el tiempo real que tiene programado el Actígrafo. El tener acceso a los registros del reloj nos da la libertad de modificar el tiempo en el momento que sea necesario sin preocuparnos por cambios de horario o variaciones propias del CI.

- F. Verificar funcionamiento de acelerómetro. Realiza la misma función que la anterior a diferencia de enviar la variación de la aceleración en código binario. Las variaciones de g se calculan en la interfaz y se muestran en pantalla, información útil para conocer el correcto funcionamiento del acelerómetro (anexo código binario acelerómetro).

- G. Verificar conexión. La única función que hace es verificar si la conexión con la interfaz es correcta. Se envía una señal desde la PC y el PIC envía la cadena "LISTO" si es que la conexión es exitosa en caso contrario no se envía nada y el software muestra un mensaje de error. Se ejecuta antes de alguna de las tareas descritas anteriormente.

3.3 Interfaz gráfica.

El desarrollo del programa se realizó en el software LabVIEW 2015 (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) de National Instruments. Cabe destacar que se creó un instalador y un ejecutable. El ejecutable es suficiente para computadoras que cuenten con LabVIEW y el instalador es una parte de LabVIEW con las bibliotecas necesarias para que nuestro programa se ejecute de forma correcta en cualquier computadora con sistema operativo superior al XP sin la necesidad de instalar y tener una licencia de LabVIEW.

Existe una relación muy dependiente entre el programa del PIC ocupado para la interfaz y el desarrollado para el software. La diferencia entre el primero (descrito anteriormente) y el segundo es que este último se trata de un ambiente gráfico desarrollado para facilitar al usuario la planeación de nuevos estudios, actualización de la fecha/hora en el dispositivo, verificación de correcto funcionamiento y la parte medular, trazar las gráficas de los datos para su interpretación.

Se tiene una base de datos de los pacientes y cada paciente tiene un historial de las actigrafías a las que ha sido sometido, de esta forma la información está disponible en archivos que pueden ser consultados y trazados en forma gráfica en cualquier momento.

Antes de ejecutar el programa se deben instalar los controladores del HL-340 (USB-SERIAL).

3.3.1 Descripción de funcionamiento.

A continuación, se muestran algunas partes del programa desarrollado, así como, una breve explicación describiendo su función.

- Selección de COM. Para tener un enlace con éxito hacia la PC las configuraciones de comunicación tanto del PIC16F887 como en el programa deben ser idénticas, esto es: velocidad de transmisión (38600 [bits/s]), bits de datos (8), paridad (ninguna), bits de parada (1) y control de flujo (ninguno).

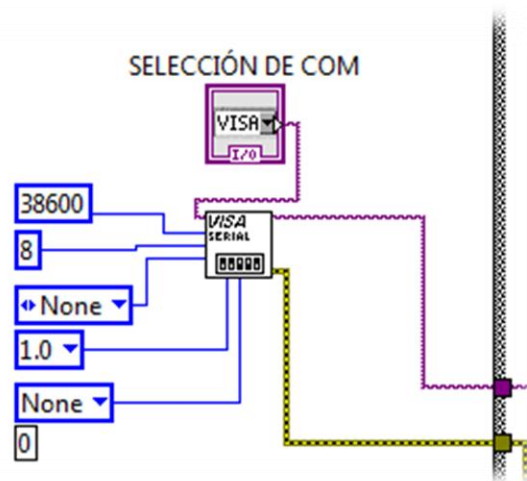


FIGURA 3. 7. Configuraciones en LabVIEW para la comunicación con la interfaz, ventana del diagrama de flujo.

Con los controladores instalados y configuraciones de comunicación correctas es posible que la ventana de la figura 3.8 muestre el número de COM asignado a la interfaz.

- **Acciones.** Se muestran todas y cada una de las posibles opciones que ejecuta el programa. El botón delante del combo box se utiliza para dar inicio a la tarea seleccionada (figura 3.8).

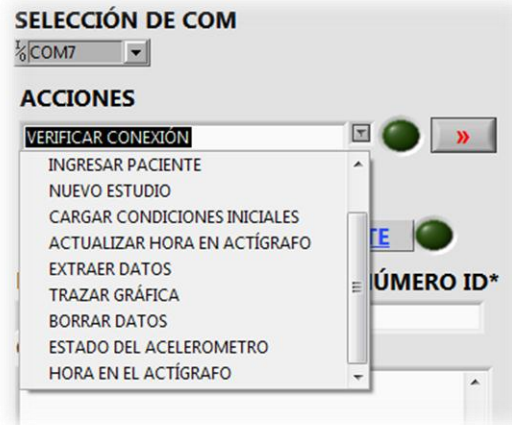


FIGURA 3. 8. Se asigna el COM7.

- **Verificar conexión.** Se envía un dato a la interfaz electrónica, si es recibido correctamente el PIC escribe en el bus la cadena "LISTO" (figura 3.9). De igual forma si la cadena es recibida por la PC, se muestra en pantalla y enciende el LED de color verde. A partir de este momento está todo listo para el intercambio de información. En caso de no estar conectado se lanza un mensaje de error.

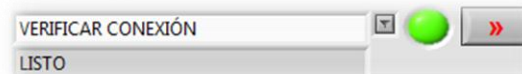


FIGURA 3. 9. Conexión exitosa.

- **Ingresar nuevo paciente.** Se ingresan nuevos pacientes al sistema. El número que identifica a cada paciente debe ser único, por ejemplo: el número de seguridad social, RFC, etc. En el campo observaciones se da la libertad al médico de ingresar la información que considere necesaria (figura 3.10).

FIGURA 3. 10. Ventana para agregar nuevos pacientes al sistema.

- **Nuevo estudio.** Se crea una nueva carpeta con la fecha correspondiente al próximo estudio que se realizará, de esta forma se tiene un historial de cada paciente (figura 3.11). Esto se realiza antes de que los datos se transfieran a la PC para designar la ruta de descarga.

Es posible esta opción sólo si el paciente se encuentra en la base de datos. Las carpetas correspondientes a cada uno de los estudios contienen archivos correspondientes a la información descargada desde el Actígrafo.

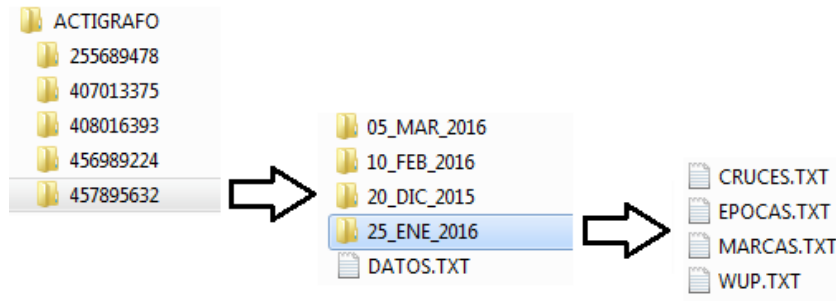


FIGURA 3. 11. Base de datos.

- **Condiciones iniciales.** Se seleccionan los *wake up* y épocas que se descargan al Actígrafo. Cada paquete de información es sujeto a conversiones para su fácil manejo en el PIC, además es seccionado en bytes para su envío. El software envía los datos a la interfaz electrónica quien se encarga de guardarlos en la memoria del Actígrafo.

Cuenta con iconos que ayudan a seleccionar la hora y fecha para impedir confusión con el formato correcto de las fechas y horas (figura 3.12).

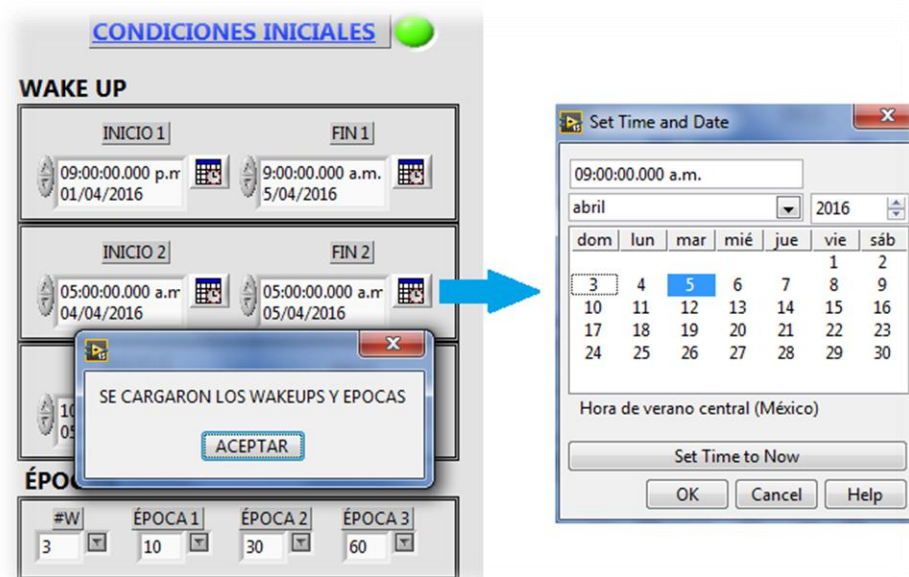


FIGURA 3. 12. Ventana para programar las condiciones iniciales.

- *Actualizar hora en el Actígrafo.* Se tiene la flexibilidad de corregir la hora cada vez que el dispositivo se conecte a la PC para evitar posibles corrimientos en el tiempo y/o ajustes de hora por cambio de horario. La hora grabada en el Actígrafo corresponde a la hora del sistema, es decir, la hora del equipo donde se ejecuta el programa. Por ello es importante que la PC cuente con la hora exacta y si es posible sincronizada vía internet para una mayor exactitud. Al finalizar el envío de la información se lanza un mensaje informando el fin del evento (figura 3.13).
- *Hora en el Actígrafo.* Muestra la hora configurada en el DS1307 del Actígrafo.

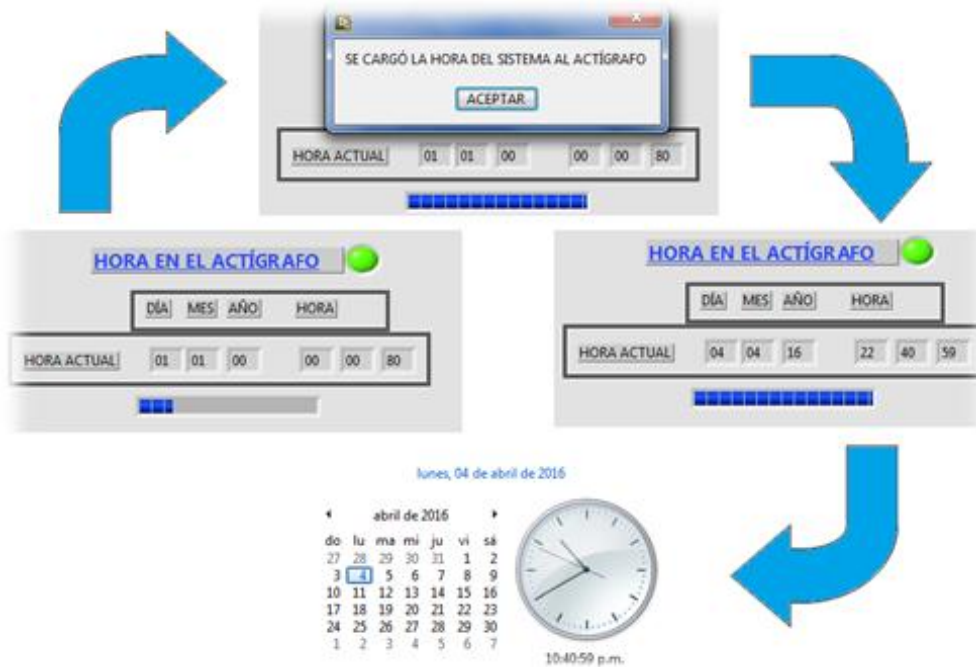


FIGURA 3. 13. Ajuste de la hora con la hora del sistema.

- *Extraer datos.* Los datos se reciben byte por byte y se acomodan ordenadamente en archivos generados anteriormente. Las cantidades que representan los cruces por cero tienen una longitud de 2 bytes. Así los bytes correspondientes a los cruces se concatenan en pares y se guardan en los archivos correspondientes. Para los *wake up* y épocas no hay mayor problema con su tamaño. Para descargar los datos es necesario haber *Ingresado un Paciente* y por su puesto haber creado un *Nuevo Estudio*. Los archivos generados al programar un nuevo estudio son de gran importancia pues serán el destino final de la información proveniente de nuestro Actígrafo.

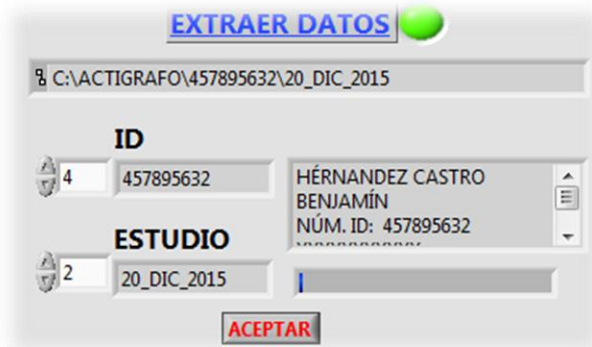


FIGURA 3. 14. Ruta de descarga.

En la figura 3.14 se muestra la ruta de descarga, con ayuda de cursores se puede navegar entre cada paciente y el número de estudio que se realiza. También se muestra una ventana con la información del paciente al cual se realizó el estudio. La barra en la parte inferior muestra el avance en la descarga.

- **Borrar datos.** Para evitar datos erróneos en la descarga de información se borra cualquier basura contenida en la EEPROM antes de *Cargar condiciones iniciales*. Antes de borrar se debe asegurar que la información contenida en la memoria ha sido guardada debidamente o de lo contrario se perderá y será imposible recuperarla.
El programa solo envía la opción seleccionada a la interfaz y esta realiza las acciones necesarias para poner en cero nuevamente todas las localidades de memoria. La razón de poner en cero cada uno de los espacios disponibles de almacenamiento es simple, cualquier número distinto de cero puede ser interpretado como cruces por cero por el programa de evaluación.
- **Estado del acelerómetro.** Se transmiten datos del acelerómetro hacia la PC para mostrar en pantalla la variación de g en los ejes X, Y y Z. Los datos ofrecidos por el acelerómetro son enviados a la PC como tal (un byte por cada eje), sin realizar operaciones que produzcan valores con punto flotante con el objetivo de evitar el flujo de mayor cantidad de datos por el bus. Las operaciones para transformar los datos a valores de g se realizan fácilmente en el software y son mostrados en pantalla (figura 3.15). El valor en cada eje depende de la posición a la que se somete el acelerómetro.



FIGURA 3. 15. Ruta de descarga.

- Trazo de gráficas.** Se muestra el resultado de todo el estudio de Actigrafía y se generan tres gráficas para observar el comportamiento de la actividad física (una por cada *wake up*) (figura 3.18). En el eje X se muestra el tiempo y se toma como referencia la hora de inicio y fin programada por el médico. Mientras que el eje Y muestra la cantidad de cruces que ocurrieron cada época. Además, se tienen cursores para desplazarse por los datos y observar en otro cuadro la cantidad y hora exacta en que ocurrieron los eventos (figura 3.16).

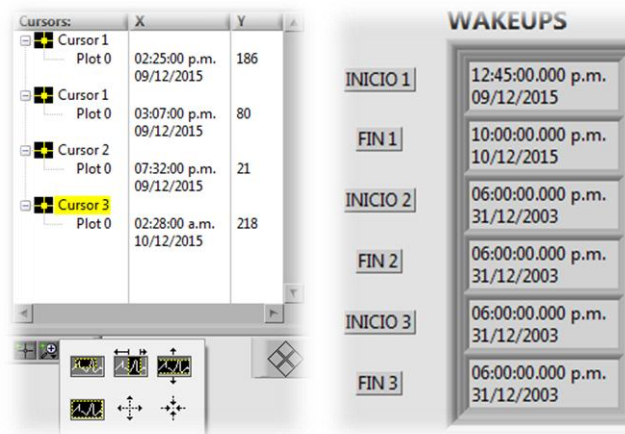


FIGURA 3. 16. Cursores y Wake up programados.



FIGURA 3. 17. Marcas y épocas programadas.

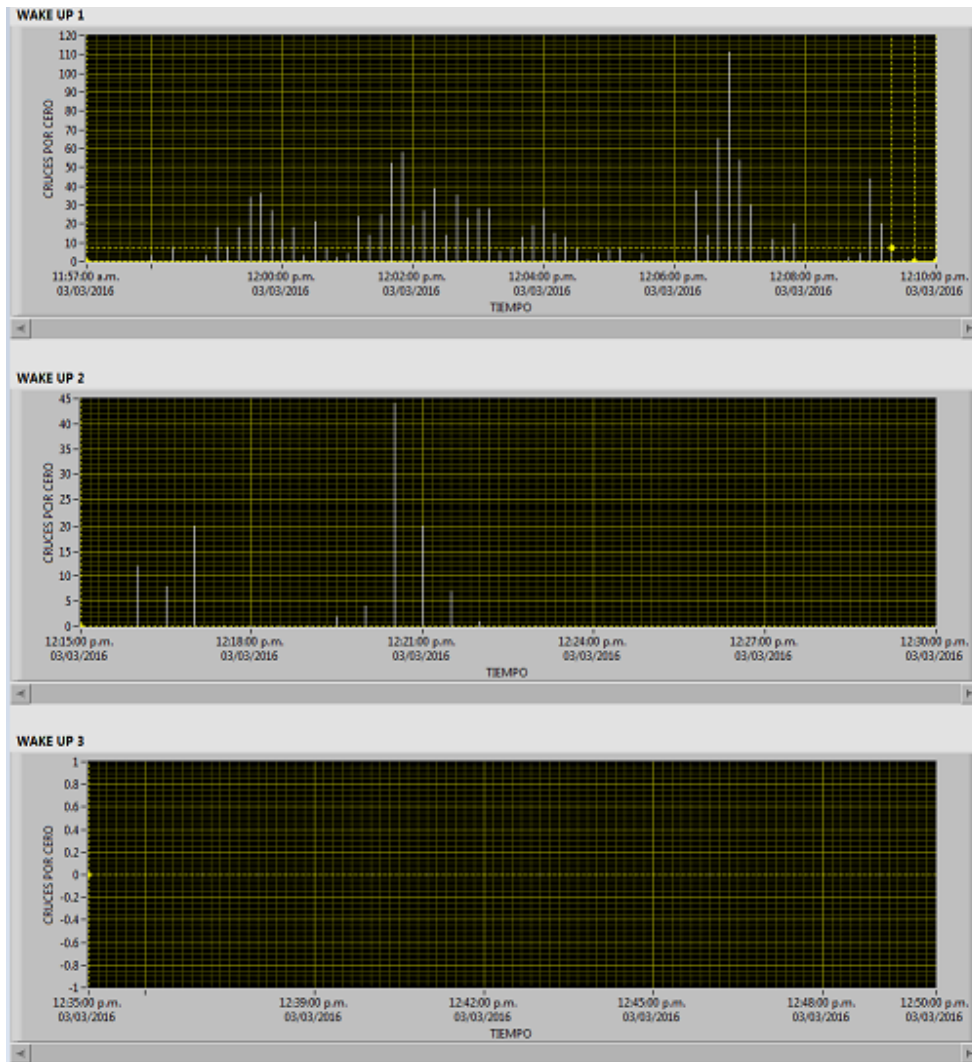


FIGURA 3. 18. Resultado de Actigrafía.

Cada una de las gráficas tiene la opción de ser guardada como una imagen si se desea hacer una impresión en papel, así como, opciones para navegar en la gráfica (desplazamiento horizontal y zoom).

Para generar esta parte del programa se construyeron subprogramas los cuales generan etiquetas de tiempo que a su vez hacen uso de subprogramas que realizan conversiones de los *wake up* y marcas de tiempo leídas desde la EEPROM (figura 3.17).

El buen funcionamiento del programa depende de la correcta instalación de los controladores del USB-SERIAL, de los complementos necesarios en LabVIEW (NVISA) y cumplir con los requisitos que se seleccionaron en la creación del instalador (en caso de transportar el programa a un equipo que no tiene instalado LabVIEW).

CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS.

En el capítulo anterior se mostraron las pruebas realizadas para verificar la correcta programación del reloj, wake up y épocas, así como, el funcionamiento de la interfaz electrónica. Así, este capítulo centra su atención en las pruebas de funcionamiento aplicadas al Actígrafo, en primer lugar el desempeño de la batería, posteriormente y antes de realizar pruebas, se verifica si las condiciones iniciales se almacenan de forma adecuada en la memoria, observando el comportamiento de las señales en un osciloscopio. Por último, se presentan las pruebas de funcionamiento al comparar los datos de nuestro diseño contra datos adquiridos por un Actígrafo utilizado en la clínica del sueño.

4.1 Desempeño de la batería.

La corriente que circula en el Actígrafo es de 1.237 [mA] (figura 4.1). En la práctica la duración de la batería puede variar de acuerdo con el valor calculado y para realizar estas pruebas se utilizaron las baterías CR2032 y CR2477 con ayuda de un circuito resistivo donde circula la misma cantidad de corriente que en el Actígrafo. Se midió el voltaje presente en la batería hasta el punto en que el valor decae hasta los 2 [V]. En este voltaje los circuitos utilizados podrían empezar a tener problemas pues se encuentran muy cerca de su voltaje mínimo de alimentación (1.7 [V] o 1.8 [V]).



FIGURA 4. 1 Corriente del Actígrafo.

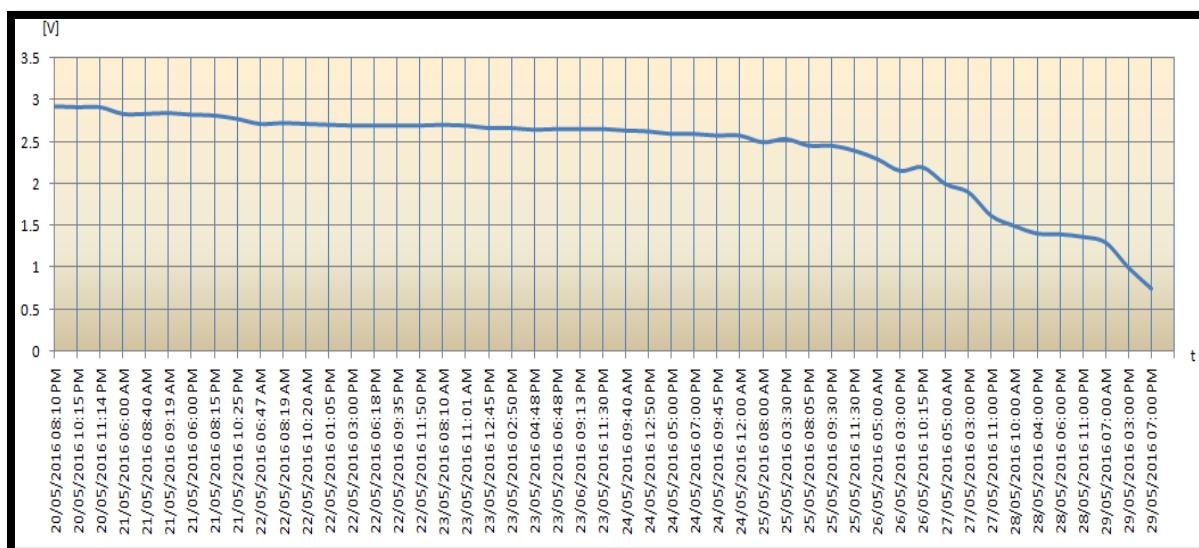


FIGURA 4. 2 Desempeño de la batería CR2032.

Las gráficas 4.2 y 4.3 muestran las curvas del voltaje suministrado por las baterías CR2032 y CR2477 respectivamente. En un principio el voltaje suministrado por la batería CR2032 disminuye lentamente, sin embargo, al llegar a los 2.5 volts decae con mayor velocidad. Para disminuir su voltaje de los 2.93 [V] a los 2.5 [V] le toma 4 días con 11 horas, mientras que la misma cantidad de voltaje, pero ahora de los 2.5 [V] hasta los 2 [V], disminuye en tan solo dos días aproximadamente. Finalmente, el voltaje en la batería CR2032 decae hasta los 2 [V] transcurridos 6 días con 9 horas aproximadamente, tiempo que es considerado como el tiempo de vida de la batería, esto es 6.375 días, un día más de acuerdo con lo calculado con la expresión 3 (capítulo 2) que incluye un factor de 0.7 para considerar las tolerancias.

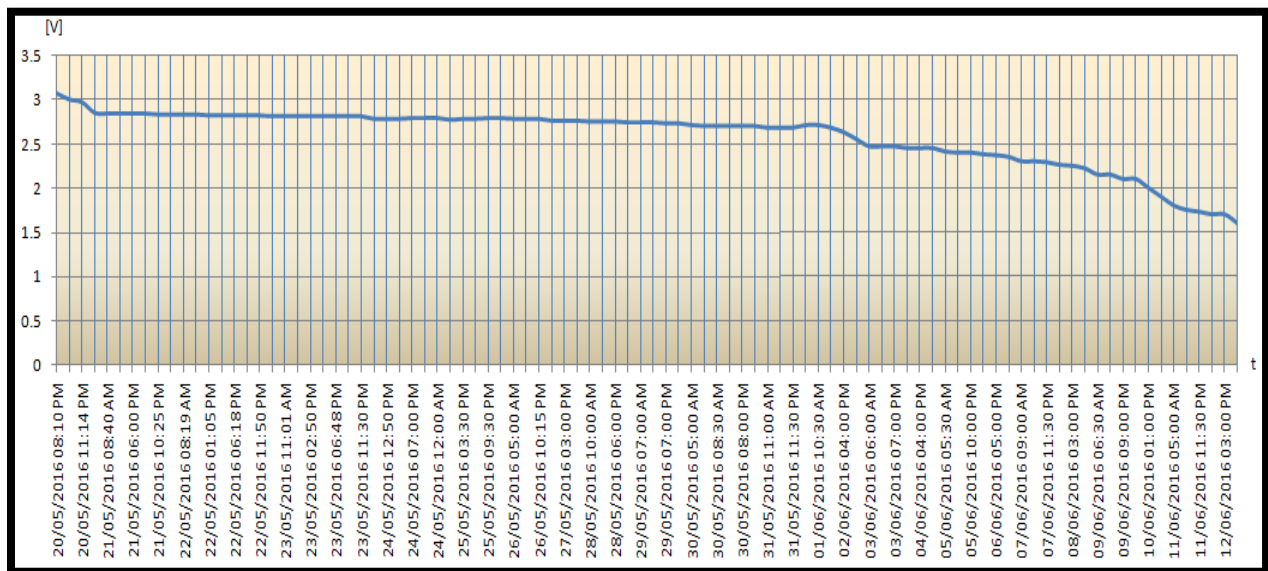


FIGURA 4. 3 Desempeño de la batería CR2477.

En el caso de la batería CR2477 sucede algo similar, en las primeras 12 horas el voltaje disminuye de 3.07 [V] hasta 2.84 [V] y a partir de este punto presenta una disminución de voltaje aproximado de 2 [mV] y 3 [mV] cada día. Lo anterior sucede por los primeros 14 días hasta llegar a 2.47 [V] donde comienza a disminuir el voltaje con mayor rapidez. El tiempo de vida útil de esta batería es de 21 días, tiempo en el cual la batería presenta valores por encima de los 2 [V].

Las dos pruebas anteriores demuestran que el Actígrafo puede funcionar sin interrupción hasta tres semanas, una semana adicional al objetivo planteado al inicio del trabajo utilizando la batería adecuada.

4.2 Sincronización del reloj y almacenamiento de las condiciones iniciales.

Antes de contrastar los datos adquiridos es importante verificar el correcto funcionamiento del Actígrafo. Confirmar que el reloj esté bien sincronizado, pues de esto depende que los *wake up* inicien y terminen en el momento adecuado (o no inicien en el peor de los casos). Como se mencionó anteriormente se tienen señales auxiliares en las cuales nos apoyamos para observar de manera gráfica el comportamiento del dispositivo. Para cotejar el funcionamiento se realizaron dos pruebas con tres *wake up* en cada caso, con distintas épocas. Lo importante de esta prueba es observar si realmente se ejecutan todos los *wake up* programados, así como, el inicio/fin y duración correcta de cada uno.



FIGURA 4.4. Señales vista en el osciloscopio y las condiciones iniciales programadas, primera prueba.

En este primer caso las *épocas* y *wake up* pueden observarse en la figura anterior del lado derecho. Por cuestiones prácticas se programaron *wake up* de 3, 1 y 2 minutos con *épocas* de 10, 30 y 60 segundos respectivamente. Las zonas de color amarillo nos muestran el momento en que está contabilizando cruces por cero, mientras que la señal azul se mantiene en nivel bajo durante este periodo de tiempo. La señal amarilla es el resultado de la interrupción que ocurre cada segundo ocasionada por la señal de 1 [Hz] proveniente del reloj en tiempo real DS1307. Las zonas descritas por los niveles en alto de la señal cuadrada en color azul muestran los periodos de tiempo en los cuales no se toman lecturas (figura 4.4). Aunque la interrupción sigue ejecutándose en esta zona de inactividad (en el Actígrafo), se tienen banderas para regir el programa. Las banderas se utilizan para mostrar o no las señales (figura 4.5), suspender lecturas, guardar datos por solo mencionar algunas tareas.

Una segunda prueba se muestra en la figura 4.5 con condiciones iniciales indicadas en la misma figura. Aunque las pruebas son realizadas con tres wake up (número máximo posible) es permisible 1 o 2, si así se requiere.

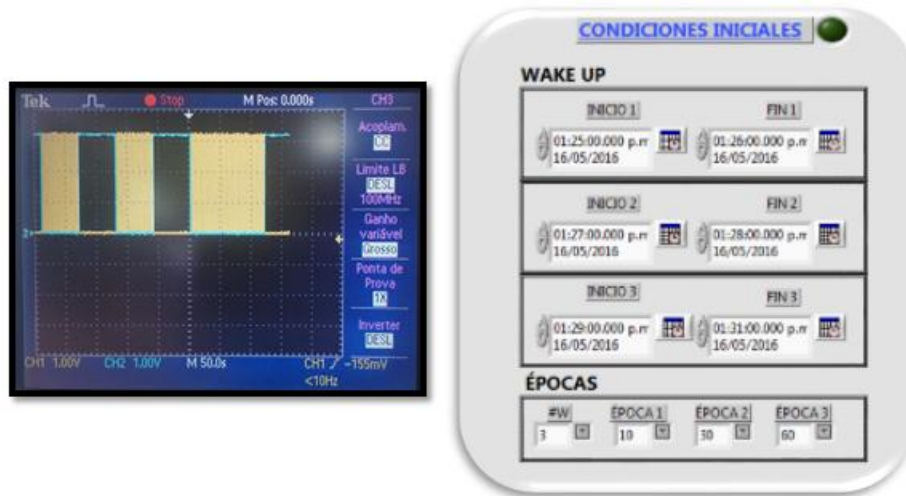


FIGURA 4.5. Señales vista en el osciloscopio y las condiciones iniciales programadas, segunda prueba.

Hasta este punto se ha logrado verificar el correcto funcionamiento de cada una de las partes que integran el Actígrafo, desde la interfaz electrónica, interfaz gráfica y el funcionamiento propio del Actígrafo, sin embargo, no se tiene un punto de referencia para contrastar los datos recolectados y concluir la veracidad de los datos que puedan representar la actividad física de una persona. Así los cruces y las marcas de tiempo se justifican en el siguiente punto del capítulo.

4.3 Funcionamiento.

En la prueba de funcionamiento, el Actígrafo fue montado junto con otros tres Actígrafos sobre un mismo eje para tener la misma cantidad de movimiento en cada uno de los dispositivos (figura 4.6). En este punto el objetivo es observar si las mediciones realizadas por nuestro diseño siguen el patrón descrito por los datos realizados en los "Mini Motionlogger" (Ambulatory Monitoring, Inc.), utilizados en la clínica del sueño.



FIGURA 4.6. Actígrafos montados sobre un mismo eje.

Las lecturas de cada “Mini Motionlogger” siguen un patrón similar y la figura 4.7 muestra los datos recolectados por uno de ellos durante aproximadamente 23 horas. Estos datos son usados como punto de partida para verificar la información recolectada por el dispositivo diseñado.

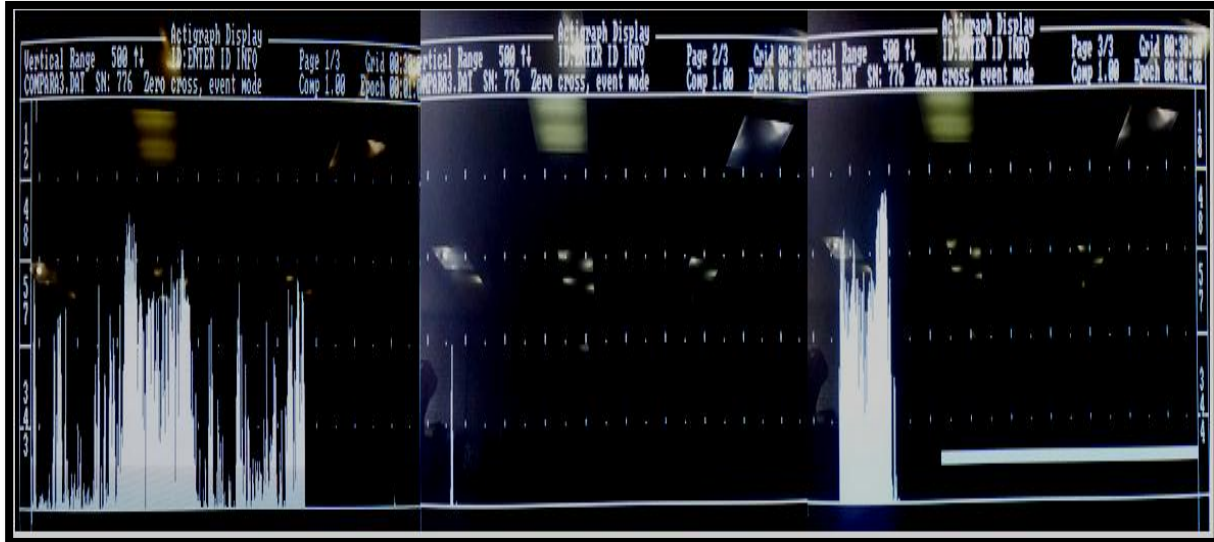


FIGURA 4.7. Actigrafía realizada por el Mini Motionlogger durante 23 horas continuas.

Para lograr una comparación contra nuestros datos fue necesario traducir cada palabra generada por el Actígrafo comercial y obtener el total de cruces por cero ocurridos durante las 23 horas que duró la prueba (figura 4.8). Sin embargo, la forma de guardar los datos no es del todo clara, cada palabra es guardada en código ASCII para representar los cruces y es necesario realizar la conversión para conocer al número que representa. Pero si cada cruce es representado por un solo símbolo, surge la pregunta ¿Cómo representa cruces mayores a 255?

A	65	
	10	
-	6	
E	203	
+	21	277
ö	245	
"	147	
€	18	
	0	
	0	
	0	
	10	
J	4	
+	16	

FIGURA 4. 8. Fichero generado por el software del Mini Motionlogger.

Dentro del archivo no existe referencia alguna que indique el momento en que los valores representan números menores o mayores a 255. Siendo así, se recurrió a las gráficas proporcionadas por el software y verificar cada uno de los valores. Por ejemplo, el valor sombreado de color amarillo en la figura 4.8 representa el número 21, sin embargo, el software arroja un valor de 277 cruces por cero. Otro caso es en símbolos unidos ($\uparrow\epsilon$, de la tabla en la figura 4.8) donde el primero es el único que representa cruces ($\uparrow=18$). Espacios en blanco representan símbolos no imprimibles, que únicamente pueden ser traducidos por una PC. En la siguiente figura se muestra un parte del archivo resultado de convertir los datos contenidos en el fichero generado por el software del “Mini Motionlogger” (figura 4.9).

Archivo	Edición	Formato	Ver	Ayuda					
65	10	6	203	277	245	147	18	0	0
0	10	4	16	8	16	16	20	12	6
8	8	12	10	2	14	2	27	47	10
2	2	6	56	88	210	192	2	10	118
80	229	219	187	236	235	164	86	8	10
20	10	104	242	60	16	60	26	14	2
4	18	46	30	24	0	32	46	16	14
24	24	98	12	30	38	90	2	6	0
24	32	16	4	8	22	4	26	30	6
8	18	14	12	10	38	16	140	177	105
26	96	185	268	157	0	0	52	32	0
4	87	163	147	27	10	34	16	16	134
234	189	179	75	129	206	186	132	64	8
18	95	53	53	171	247	47	94	102	78
168	176	282	303	315	343	303	328	331	355
339	300	298	339	314	297	345	273	322	321
252	144	198	228	245	265	256	251	229	114
215	95	140	0	235	193	236	254	255	241
242	152	231	254	250	260	133	168	178	250
167	213	252	84	166	81	101	179	274	136
257	144	92	236	257	255	156	112	252	243
243	292	216	208	275	266	265	32	172	274
278	212	113	248	279	228	314	307	314	289
254	273	254	249	251	258	255	246	245	203
120	112	189	107	112	62	52	140	20	18
8	18	10	72	8	0	0	0	26	0
8	62	48	4	0	2	102	221	149	87
230	143	162	16	16	0	12	6	44	0
130	94	4	62	82	6	35	89	18	0
20	2	4	0	2	0	35	41	22	34
2	0	0	0	10	0	0	52	136	187
231	163	273	210	60	58	210	98	16	52
43	111	174	0	10	108	112	98	32	50
0	8	40	60	30	10	14	56	38	44
58	22	34	58	44	40	42	8	16	34
108	60	30	86	226	108	46	26	32	69
87	56	76	86	111	183	117	177	161	45
12	0	6	16	70	46	31	119	0	0
10	10	2	124	114	70	136	167	265	212
220	178	218	245	147	20	79	167	34	155

FIGURA 4. 9. Conversión del fichero generado con los datos del Mini Motionlogger.

Con el fichero anterior es posible trazar los datos con ayuda de un SubVI diseñado para la Interfaz gráfica. El resultado es la siguiente gráfica que corresponde exactamente a la mostrada en la figura 4.7.

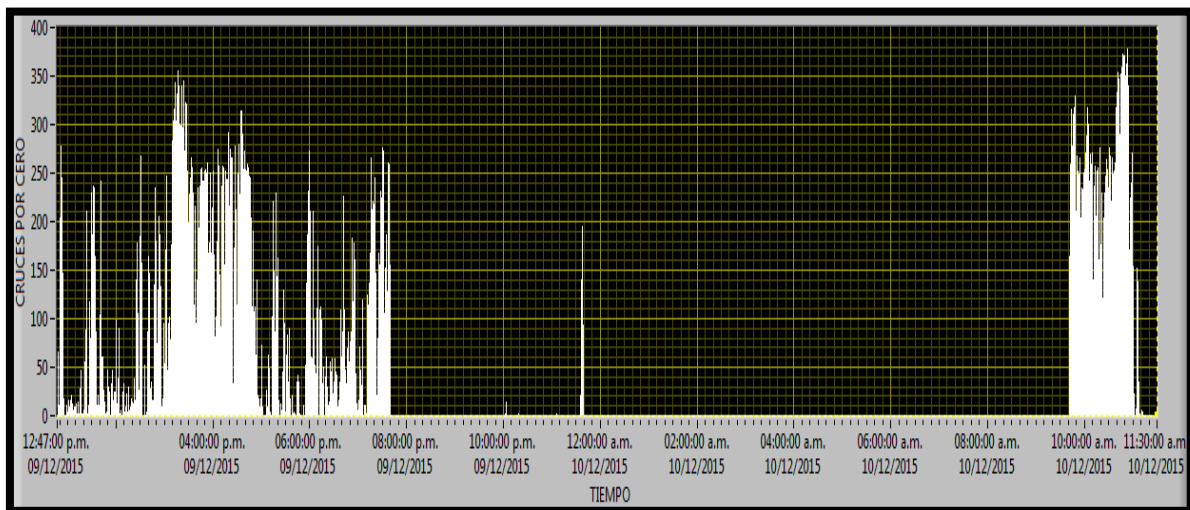


FIGURA 4. 10. Gráfica en LabVIEW correspondiente a los datos provenientes del Mini Motionlogger.

La información descargada del dispositivo diseñado se muestra en la siguiente figura.

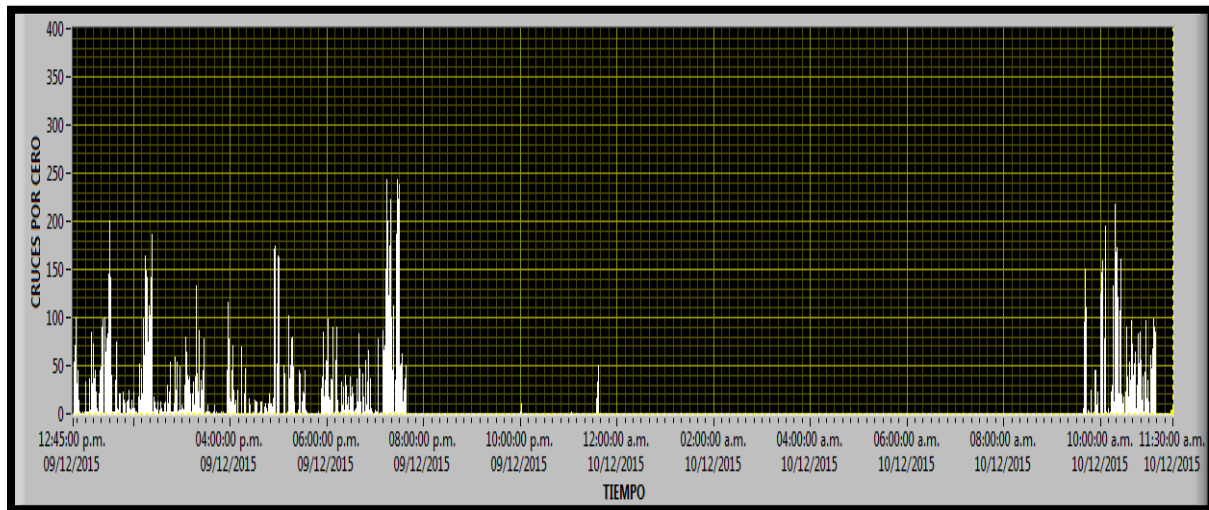


FIGURA 4. 11. Gráfica en LabVIEW correspondiente a los datos del Actígrafo diseñado.

La información empezó a recolectarse desde las 12:45 pm del 09/12/15 (figura 4.11), con época de un minuto. Aunque el *wake up* se fijó hasta las 10:00 pm del día siguiente se suspendió por la mañana y se descargaron los datos aproximadamente a las 11:15 am. En el *Mini Motionlogger* se programó la misma hora de inicio pero el dispositivo toma un tiempo de 2 minutos a partir del primer *wake up* y entonces comienza el estudio de Actigrafía, tiempo considerado para que el médico coloque el dispositivo al paciente en alguna extremidad. Por este motivo la figura 4.10 muestra el tiempo de inicio a las 12:47 pm.

A simple vista puede notarse que los cruces por cero entre las gráficas mostradas en las figuras 4.10 y 4.11 no son exactamente iguales, sin embargo, el patrón de comportamiento es semejante y se pueden observar varias coincidencias lo que es señal de un correcto funcionamiento. Se tienen zonas muy características en los dos casos donde no existe movimiento, mientras que en las zonas de actividad son contabilizadas en menor proporción o mayor proporción por el Actígrafo construido.

CARGAR Y TRAZAR DATOS ●

C:\ACTIGRAFO\407013375\09_DIC_15

ID
1 407013375 MÉNDEZ DE LA CRUZ JUAN PABLO
407013375

ESTUDIO
2 09_DIC_15 TESIS

ACEPTAR

ÉPOCAS
#W ÉPOCA 1 ÉPOCA 2 ÉPOCA 3
1 60 0 0

MARCAS
0 12:53:00.000 p.m. 09/12/2015
00:00:00.000 p.m. DD/MM/YYYY
00:00:00.000 p.m. DD/MM/YYYY
00:00:00.000 p.m. DD/MM/YYYY

WAKEUPS
INICIO 1 12:45:00.000 p.m. 09/12/2015
FIN 1 10:00:00.000 p.m. 10/12/2015
INICIO 2 06:00:00.000 p.m. 31/12/2003
FIN 2 06:00:00.000 p.m. 31/12/2003
INICIO 3 06:00:00.000 p.m. 31/12/2003
FIN 3 06:00:00.000 p.m. 31/12/2003

FIGURA 4. 12. Condiciones iniciales programadas para la Actigrafía de la figura 4.10.

Es necesario conocer la relación entre las dos series de datos y para medir esto se tiene una herramienta utilizada en el procesamiento de señales llamada coeficiente de correlación cruzada (ρ_{12}), la cual compara una señal o proceso de referencia (X_1) contra una señal desconocida (X_2) y cuantificar el grado de similitud entre ellas. Este coeficiente de correlación se calcula de la siguiente forma:

x_1 ; Datos obtenidos por el Mini Motionlogger

x_2 ; Datos obtenidos por el dispositivo diseñado

$$\rho_{12} = \frac{c_{12}}{\frac{1}{N} \left\{ \sum_{n=0}^{N-1} (x_1(n))^2 \cdot \sum_{n=0}^{N-1} (x_2(n+2))^2 \right\}^{1/2}} \dots \dots \dots (4)$$

$$c_{12} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n) \cdot x_2(n+2)$$

El corrimiento en X_2 es debido al desfase de dos minutos que se tuvo al iniciar el *wake up*. Es decir, se traslada la señal X_2 dos posiciones hacia la izquierda para que cada dato sea comparable. El resultado de sustituir los datos es de 0.5424, es decir, una similitud del 54.24%.

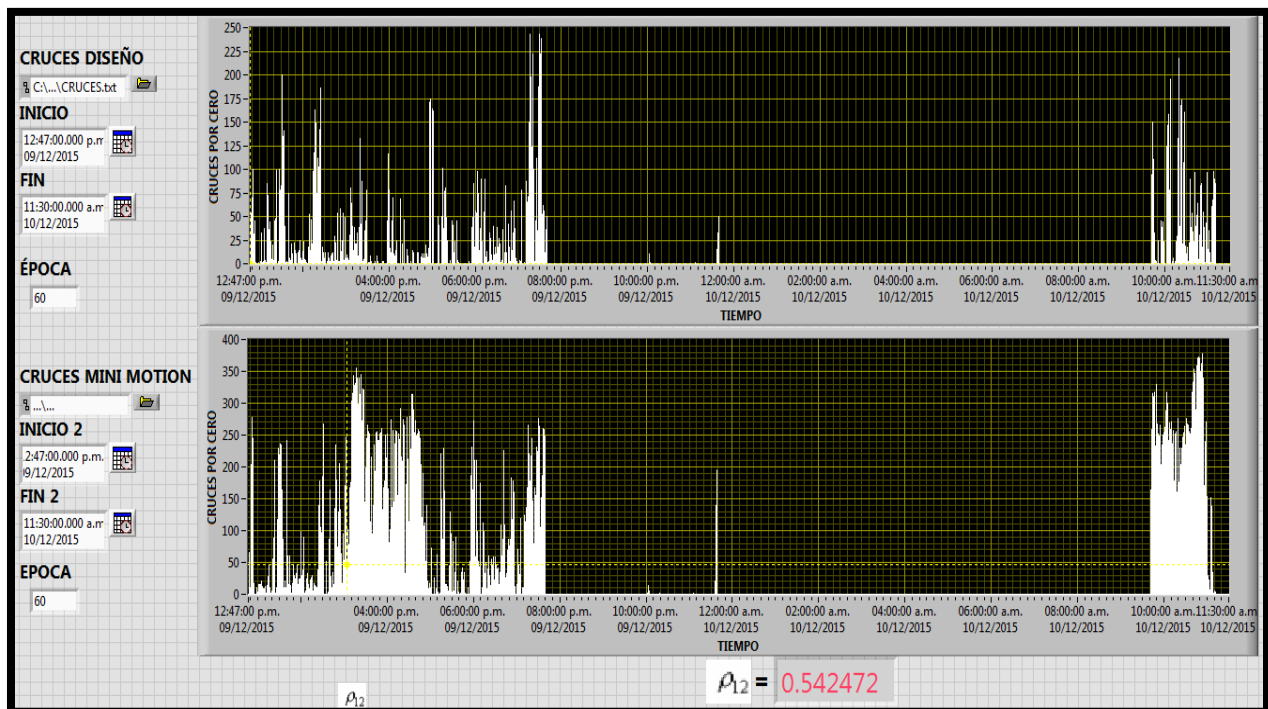


FIGURA 4. 13. Coeficiente de correlación cruzada entre los datos adquiridos por el Actígrafo diseñado y el Mini Motionlogger.

CONCLUSIONES.

El dispositivo biomédico diseñado para registrar actividad física en pacientes con problemas de salud relacionados con trastornos del sueño, nos proporciona la actividad física desarrollada durante largos períodos de tiempo con registros que demuestran ser confiables, siendo un método conveniente y rentable que cumple con las características eléctricas y mecánicas planteadas al inicio del trabajo. De igual forma los circuitos electrónicos y programas que complementan el diseño del Actígrafo funcionan de manera correcta para la descarga, procesamiento, análisis y despliegue de información de manera gráfica para su interpretación, así como, la programación de las condiciones iniciales.

El prototipo cuenta con las siguientes características:

- La duración de batería puede extenderse hasta tres semanas continuas, rebasando de manera significativa el objetivo planteado inicialmente.
- La memoria tiene la capacidad de almacenar información durante 44.5 días de estudio.
- La interfaz gráfica no requiere la instalación del software donde fue desarrollado y puede ser distribuido fácilmente en distintas PCs con sistema operativo Windows XP o superior.
- La interfaz gráfica implementa una base de datos. Por cada paciente en tratamiento se tiene un historial médico que contiene información personal y todos los estudios de Actigrafía a los que ha sido sometido.

Los dispositivos utilizados en el diseño son de fácil adquisición en el mercado nacional para una fácil fabricación y mantenimiento. Hasta el término de este trabajo se tiene el circuito en funcionamiento pleno y el envoltorio tipo brazalete que se utilizará para portar el circuito está en proceso de diseño, que además deberá cumplir con características ergonómicas que aseguren la comodidad y seguridad del paciente con el objetivo de que pueda utilizarse únicamente con fines de investigación en la Clínica del Sueño y la Clínica de trastornos del Sueño.

GLOSARIO

Actígrafo. Dispositivo en forma de pulsera que basa su funcionamiento en un acelerómetro para medir la cantidad de movimiento que desarrolla una persona.

Actigrafía. La Actigrafía se basa en el principio de que durante el sueño disminuyen los movimientos hasta el reposo y se trata de registrar mediante un Actígrafo la actividad motora a lo largo de periodos de tiempo prolongados, habitualmente una semana. Se coloca en una extremidad, muñeca o tobillo y registra la actividad motora. La información se almacena y posteriormente se ingresa a un PC para su procesado, análisis, informe y representación gráfica de lo grabado.

El procesamiento de la información permite detectar patrones de sueño-vigilia, lo cual puede ser útil en el estudio de ciertas patologías tales como apneas nocturnas, insomnio, hipersomnias, movimientos periódicos durante el sueño o efectos secundarios de fármacos sobre el sueño. Su principal ventaja estriba en que puede ser usado de manera doméstica en el ambiente natural del paciente, evitándose así los efectos de laboratorio.

ASCII. Por sus siglas en inglés “Código Estándar Estadounidense para el intercambio de información”. El ASCII es un código numérico que representa los caracteres, usando una escala decimal inicialmente del 0 al 127. Esos números decimales son convertidos por la computadora en números binarios para ser posteriormente procesados. Posteriormente fue extendido hasta 255 para incluir símbolos utilizados en otros idiomas.

Baud. Cantidad de bits por segundo transmitidos por un medio digital.

Bluetooth. Especificación industrial para WPAN (Redes Inalámbricas de Área Personal) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM (Industrial, Scientific and Medical) de los 2.4 [GHz] que son bandas reservadas internacionalmente para uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética en áreas industrial, científica y médica.

Colisión. Las colisiones suceden cuando se encuentran conectado varios maestros al bus I2C y suceden el momento que varios maestros intentan tomar el control del bus.

Comunicación asíncrona. Este tipo de comunicación utiliza tres líneas, una para transmitir, otra para recibir y una tercera como referencia. La velocidad de transmisión debe ser idéntica tanto en el receptor como en el emisor con tiempos perfectamente definidos ya que de otra forma no habría manera de poner de acuerdo a las dos partes de cuando está disponible cada bit para su lectura.

DTE. Equipos que son la fuente y destino de los datos.

DCE. Equipos de conversión entre el DTE y el canal de transmisión, es decir, los equipos a través de los cuales conectamos los DTE a las líneas de comunicación.

Comunicación síncrona. La transmisión síncrona necesita de dos líneas, una de datos sobre la que se van a representar los distintos estados de los bits a transmitir y una de reloj donde vamos indicando cuando está disponible cada bit en la línea de datos.

Época. Periodo de tiempo en segundos en el cual se contabiliza la cantidad de movimiento y al final de cada intervalo se guarda la información que lo describe. El conjunto de épocas forma cada uno de los wake up.

Efecto Piezoeléctrico. El efecto piezoeléctrico se refiere a la capacidad que poseen algunos materiales para generar una diferencia de potencial cuando estos son deformados.

Litografía. Método utilizado para la construcción de CIs mediante un proceso fotolitográfico. Consiste en recubrir una oblea de silicio con una película uniforme de emulsión fotosensible. Se dibuja una representación amplia en blanco y negro de las zonas que han de quedar abiertas y cerradas, reduciéndose fotográficamente. El negativo ya reducido a la dimensión adecuada se coloca a manera de máscara sobre la emulsión. Posteriormente se expone la emulsión a los rayos ultravioleta a través de la máscara. Por último se retira la máscara y se revela la oblea mediante un producto químico como el tricloroetileno que disuelve las partes no expuestas o polimerizadas de la emulsión.

Polisomnografía. Es un estudio del sueño que registra ciertas funciones corporales a medida que uno duerme o trata de dormir y se utiliza para diagnosticar trastornos del sueño.

Este estudio mide los ciclos y etapas del sueño al registrar:

- El flujo de aire que entra y sale de los pulmones durante la respiración.
- Los niveles de oxígeno en la sangre.
- La posición del cuerpo.
- Las ondas cerebrales (electroencefalografía, EEG).
- El esfuerzo y la frecuencia respiratoria.
- La actividad eléctrica de los músculos (electromiografía, EMG).
- Los movimientos oculares (electrooculografía, EOG).
- La frecuencia cardíaca (electrocardiograma, ECG).

Síndrome de Apnea-Hipopnea. El Síndrome de apneas-hipopneas del sueño (SAHS) se caracteriza por somnolencia diurna excesiva, trastornos cardiorrespiratorios y cognitivos, secundarios a episodios repetidos de obstrucción de la vía aérea superior durante el sueño. Esta enfermedad es muy prevalente en la población general y tiene peligrosos efectos sobre el sistema cardiovascular; aumenta la incidencia de accidentes de tráfico a causa de la excesiva somnolencia, deteriora la calidad de vida y se asocia a un exceso de mortalidad. Suele afectar a pacientes obesos y los síntomas más importantes son los ronquidos y las pausas respiratorias repetidas. Cada apnea y/o hipopnea condiciona una puntual caída en la saturación que altera la media nocturna y termina ocasionando serios problemas cardiovasculares a medio-largo plazo. La desestructuración de la arquitectura del sueño conduce a la excesiva somnolencia diurna capaz de interferir en la vida socio-laboral.

Wake up. Tiempo que dura el estudio de Actigrafía y pueden ser horas o días. Un estudio de Actigrafía puede contener varios *wake up* según el interés del médico. Se utilizan los *wake up* para programar intervalos de tiempo de interés y entre cada uno de ellos existe un tiempo de standby que no interesa al especialista.

REFERENCIAS**ACTIGRAFÍA**

[1] División de Investigación, Facultad de Medicina, UNAM. Clínica para trastornos del sueño. Página consultada el 05 de febrero de 2016 de:

<http://investigacionfacmed.com.mx/unidades-mixtas/clinica-para-trastornos-del-sueno/>

[2] Secretaría de Salud, Instituto Nacional de enfermedades Respiratorias (INER). Página consultada el 05 de febrero de 2016 de:

<http://www.iner.salud.gob.mx/principales/atenci%C3%B3n%20m%C3%A9dica/cl%C3%ADnicas/especializadas/cl%C3%ADnica-del-sue%C3%B1o.aspx>

[3] Trastornos del sueño afectan la vida y cuesta dinero (08 de marzo de 2014). El Universal, sección ciencia. Página consultada el día el 03 de febrero de 2016 de:

<http://archivo.eluniversal.com.mx/ciencia/2014/trastornos-suenio-dinero-84243.html>

[4] Grupo Español de Sueño (GES). Documento de Consenso Nacional sobre el síndrome de apneas-hipopneas del sueño (SAHS). Documento recuperado el 10 de febrero de 2016 de:

http://www.sen.es/pdf/2005/consenso_sahs_completo.pdf

[5] Alexandre García-Mas, Bartomeu Estrany Bonnín, Jaume Cruz Feliu. "Cómo recoger la información en la psicología de la actividad física y el deporte: tres ejemplos y algunas consideraciones".

Cuadernos de psicología del deporte vol. 4, núm. 1 y 2 (2004) pp. 133-137. Documento recuperado el 14 de febrero de 2016 de:

<http://revistas.um.es/cpd/article/view/112501/106741>

[6] Jeggery Miller. ActiGraph®. Accelerometer Technologies, Specifications, and Limitations.

Documento obtenido el 20 de febrero de 2016 de:

<http://actigraphcorp.com/resources/white-papers/>

[7] Ambulatory Monitoring, Inc. User Guide for the Motionlogger ActiGraph system. Activity Monitoring apparatus with configurable filters. Background of the invention.

[8] ActiGraph®. Quick Start Guide: ActiGraph GT9X Link (2014). Documento obtenido el 25 de febrero de 2016 de:

<http://actigraphcorp.com/products-showcase/activity-monitors/actigraph-link/>

COMUNICACIÓN I2C.

[9] García E., Compilador C CCS y simulador PROTEUS para microcontroladores PIC, primera edición, Ed. Alfaomega, México 2008.

[10] Philips Semiconductors. "The I2C bus and how to use it" (1995). Documento recuperado el 25 de marzo de 2016 de:

http://www.i2c-bus.org/fileadmin/ftp/i2c_bus_specification_1995.pdf

[11] Texas Instruments. "I2C Bus Pullup Resistor Calculation". Application Report (2015). Documento recuperado el 20 de Marzo de 2016 de:

<http://www.ti.com/lit/an/slva689/slva689.pdf>

[12] Herrera Oscar. "Prototipo brazo robótico BM001". Comunicación I2C. Documento recuperado el 25 de Marzo de 2016 de:
<http://archivos.edicy.co/files/Comunicaci%C3%B3n%20I2C.pdf>

COMUNICACIÓN RS-232.

[13] Dallas Semiconductor. "Application Note 83. Fundamental of RS-232 Serial Communications". Documento recuperado el 12 de Abril de 2016 de:
<http://ecee.colorado.edu/~mcclurel/dan83.pdf>

[14] Márquez Diego. "Fundamentos de transmisión síncrona". Primer congreso virtual de microcontroladores (2009). Documento recuperado el 10 de abril de 2016 de:
http://www.edutecne.utn.edu.ar/microcontrol_congr/tutoriales/Fundamentos_transmision_sincrona.pdf

[15] USB to serial chip CH340 datasheet. Documento recuperado el 15 de abril de 2016 de:
http://www.oomipood.ee/drivers/ch341a_programmer/CH341_chip.pdf

LabVIEW

[16] Centro Regional de Optimización y desarrollo de Equipo Chihuahua. "Programación Básica en LabVIEW" (2004). Documento recuperado en octubre del 2015 de:
http://www.academia.edu/10145490/CENTRO_REGIONAL_DE_OPTIMIZACION_Y_DESARROLLO_DE_EQUIPO_CHIHUAHUA_PROGRAMACION_BASICA_EN_LABVIEW

[17] Dr. Moreno Valery, Msc. Fernández Adel. Programación en LabVIEW. Programación en lenguaje G. Tipos de datos simples y complejos. Estructuras de control de flujo. Trabajo con ficheros, trabajo con tarjetas de adquisición de datos, puerto serie y paralelo, TCP-IP y DDE (2005). La Habana, Cuba.

METODOLOGÍA PARA SELECCIÓN DE COMPONENTES.

[18] C. León José, C. Pedroza José, C. Romero Carlos, M. en C. López Alfredo, Dra. García Georgina. Metodología propuesta para el diseño e implementación de prototipos electrónicos en tarjetas de circuito impreso. . Documento recuperado en abril del 2016 de:
<http://iarp.cic.ipn.mx/~monroy/recursos/art.docx>

MEMORIA SD.

[19] SanDisk. "SanDisk Secure Digital Card" (2003). Product Manual Version 1.9. Documento Recuperado el marzo del 2015 de:
<https://www.manualowl.com/m/SanDisk/SDSDJ-64/Manual/370049>

BATERÍAS

[20] Renata Batteries. "3V Lithium Batteries"(2011). Designer's Guide. Documento recuperado en junio del 2015 de:
http://www.renata.com/fileadmin/downloads/designersguide/DesignersGuide-2011_080813.pdf

CONECTORES Mini USB, USB y DB9.

[21] Hirose Electric. Micro-USB connectors meeting requirements of USB 2.0 Standard (2010). Documento recuperado en febrero del 2016 de:
http://www.symmetron.ru/suppliers/hirose/files/pdf/hirose/hirose_ZX.pdf

[22] 4UCON Technology Inc. DB9 Connector. Documento recuperado en febrero del 2016 de:
<https://www.sparkfun.com/datasheets/Prototyping/Connectors/DB9-PCB.pdf>

BIBLIOGRAFÍA Y MESOGRAFÍA.

Instituto de Investigaciones del Sueño (IIS). Instituto del Sueño. Actigrafía. Página consultada el 05 de febrero de 2016 de:

<http://www.iis.es/actigrafia-pulsera-para-controlar-el-sueno-maquinas-para-dormir/#>

Dr. Ferré, Alex (2009). Trastornos del sueño: Actigrafía. Página consultada el 05 de febrero de 2016 de:

http://www.doctorferre.com/index.php?option=com_content&view=article&id=71&Itemid=66

U.S. National Library of Medicine. Página consultada el 12 de febrero del 2016 de <https://www.nlm.nih.gov/>

CCS Inc. CCS C Compiler Manual (2014). Documento recuperado en mayo de 2015 de:

https://www.ccsinfo.com/downloads/ccs_c_manual.pdf

Angulo José., Angulo Ignacio. Microcontroladores PIC, Diseño practico de aplicaciones, tercera edición, Ed. Mc Graw Hill, México 2003.

Galeano Gustavo. Programación de Sistemas embebidos en C. Ed Alfaomega, primera edición México 2009.

Martínez Juan. “Cadenas de texto y ficheros de entrada y salida”. Programación Gráfica LabVIEW. Documento recuperado en octubre del 2015 de:

<http://myslide.es/documents/programacion-grafica-labview-cadenas-de-texto-y-ficheros-de-entrada-y-salida-11pdf.html>

Las operaciones de entrada y salida de ficheros. Documento recuperado en octubre del 2015 de:

<http://www.etitudela.com/entrenadorcomunicaciones/downloads/labviewoperacionesdeentradaysalidacnficheros.pdf>

Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos. NORMA Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012. Diario oficial de la Nación (2012). Documento recuperado en junio del 2016 de:

http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/normas/NOM_241_SSA1_2012.pdf

APÉNDICE A
COMPONENTES UTILIZADOS.



PIC16(L)F1503

14-Pin Flash, 8-Bit Microcontrollers

High-Performance RISC CPU:

- C Compiler Optimized Architecture
- Only 49 Instructions
- 3.5 Kbytes Linear Program Memory Addressing
- 128 bytes Linear Data Memory Addressing
- Operating Speed:
 - DC – 20 MHz clock input
 - DC – 200 ns instruction cycle
- Interrupt Capability with Automatic Context Saving
- 16-Level Deep Hardware Stack with Optional Overflow/Underflow Reset
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes:
 - Two full 16-bit File Select Registers (FSRs)
 - FSRs can read program and data memory

Flexible Oscillator Structure:

- 16 MHz Internal Oscillator Block:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$, typical
 - Software selectable frequency range from 16 MHz to 31 kHz
- 31 kHz Low-Power Internal Oscillator
- Three External Clock modes up to 20 MHz

Special Microcontroller Features:

- Operating Voltage Range:
 - 1.8V to 3.6V (PIC16LF1503)
 - 2.3V to 5.5V (PIC16F1503)
- Self-Programmable under Software Control
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT)
- Programmable Low-Power Brown-Out Reset (LPBOR)
- Extended Watchdog Timer (WDT):
 - Programmable period from 1 ms to 256s
- Programmable Code Protection
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via Two Pins
- Enhanced Low-Voltage Programming (LVP)
- Power-Saving Sleep mode:
 - Low-Power Sleep mode
 - Low-Power BOR (LPBOR)
- Integrated Temperature Indicator

Low-Power Features (PIC16LF1503):

- Standby Current:
 - 20 nA @ 1.8V, typical
- Watchdog Timer Current:
 - 300 nA @ 1.8V, typical
- Operating Current:
 - 30 μ A/MHz @ 1.8V, typical

Peripheral Features:

- Analog-to-Digital Converter (ADC):
 - 10-bit resolution
 - 8 external channels
 - 2 internal channels:
 - Fixed Voltage Reference and DAC channels
 - Temperature Indicator channel
 - Auto acquisition capability
 - Conversion available during Sleep
- 2 Comparators:
 - Rail-to-rail inputs
 - Power mode control
 - Software controllable hysteresis
- Voltage Reference module:
 - Fixed Voltage Reference (FVR) with 1.024V, 2.048V and 4.096V output levels
 - 1 rail-to-rail resistive 5-bit DAC with positive reference selection
- 12 I/O Pins (1 Input-only Pin):
 - High current sink/source 25 mA/25 mA
 - Individually programmable weak pull-ups
 - Individually programmable interrupt-on-change (IOC) pins
- Timer0: 8-Bit Timer/Counter with 8-Bit Programmable Prescaler
- Enhanced Timer1:
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Gate Input mode
- Timer2: 8-Bit Timer/Counter with 8-Bit Period Register, Prescaler and Postscaler
- Four 10-bit PWM modules
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) with SPI and I²C™ with:
 - 7-bit address masking
 - SMBus/PMBus™ compatibility
- 2 Configurable Logic Cell (CLC) modules:
 - 16 selectable input source signals
 - Four inputs per module
 - Software control of combinational/sequential logic/state/clock functions
 - AND/OR/XOR/D Flop/D Latch/SR/JK
 - External or internal inputs/outputs
 - Operation while in Sleep

Freescale Semiconductor
Technical Data

Document Number: MMA7660FC
Rev 1, 3/2009

3-Axis Orientation/Motion Detection Sensor

The MMA7660FC is a ± 1.5 g 3-Axis Accelerometer with Digital Output (I²C). It is a very low power, low profile capacitive MEMS sensor featuring a low pass filter, compensation for 0g offset and gain errors, and conversion to 6-bit digital values at a user configurable samples per second. The device can be used for sensor data changes, product orientation, and gesture detection through an interrupt pin (INT). The device is housed in a small 3mm x 3mm x 0.9mm DFN package.

Features

- Digital Output (I²C)
- 3mm x 3mm x 0.9mm DFN Package
- Low Power Current Consumption: Off Mode: 0.4 μ A, Standby Mode: 3 μ A, Active Mode: 47 μ A at 1 ODR
- Configurable Samples per Second from 1 to 120 samples a second.
- Low Voltage Operation:
 - Analog Voltage: 2.4 V - 3.6 V
 - Digital Voltage: 1.71 V - 3.6 V
- Auto-Wake/Sleep Feature for Low Power Consumption
- Tilt Orientation Detection for Portrait/Landscape Capability
- Gesture Detection Including Shake Detection and Tap Detection
- Robust Design, High Shocks Survivability (10,000 g)
- RoHS Compliant
- Halogen Free
- Environmentally Preferred Product
- Low Cost

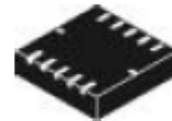
Typical Applications

- Mobile Phone/ PMP/PDA: Orientation Detection (Portrait/Landscape), Image Stability, Text Scroll, Motion Dialing, Tap to Mute
- Laptop PC: Anti-Theft
- Gaming: Motion Detection, Auto-Wake/Sleep For Low Power Consumption
- Digital Still Camera

MMA7660FC

**MMA7660FC: XYZ-AXIS
ACCELEROMETER
 ± 1.5 g**

Bottom View



10 LEAD
DFN
CASE 2002-03

Top View



Figure 1. Pin Connections

ORDERING INFORMATION

Part Number	Temperature Range	Package	Shipping
MMA7660FCT	-40 to +85°C	DFN-10	Tray
MMA7660FCR1	-40 to +85°C	DFN-10	7" Tape & Reel

This document contains certain information on a new product.
Specifications and information herein are subject to change without notice.
© Freescale Semiconductor, Inc., 2009. All rights reserved.





DS1307

64 x 8, Serial, I²C Real-Time Clock

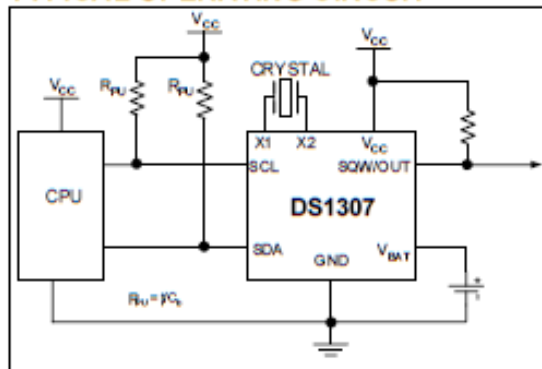
GENERAL DESCRIPTION

The DS1307 serial real-time clock (RTC) is a low-power, full binary-coded decimal (BCD) clock/calendar plus 56 bytes of NV SRAM. Address and data are transferred serially through an I²C, bidirectional bus. The clock/calendar provides seconds, minutes, hours, day, date, month, and year information. The end of the month date is automatically adjusted for months with fewer than 31 days, including corrections for leap year. The clock operates in either the 24-hour or 12-hour format with AM/PM indicator. The DS1307 has a built-in power-sense circuit that detects power failures and automatically switches to the backup supply. Timekeeping operation continues while the part operates from the backup supply.

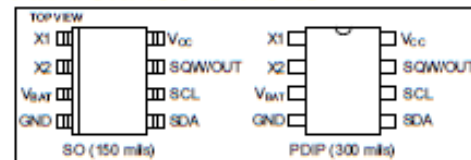
FEATURES

- Real-Time Clock (RTC) Counts Seconds, Minutes, Hours, Date of the Month, Month, Day of the week, and Year with Leap-Year Compensation Valid Up to 2100
- 56-Byte, Battery-Backed, General-Purpose RAM with Unlimited Writes
- I²C Serial Interface
- Programmable Square-Wave Output Signal
- Automatic Power-Fail Detect and Switch Circuitry
- Consumes Less than 500nA in Battery-Backup Mode with Oscillator Running
- Optional Industrial Temperature Range: -40°C to +85°C
- Available in 8-Pin Plastic DIP or SO
- Underwriters Laboratories (UL) Recognized

TYPICAL OPERATING CIRCUIT



PIN CONFIGURATIONS




ORDERING INFORMATION

PART	TEMP RANGE	VOLTAGE (V)	PIN-PACKAGE	TOP MARK*
DS1307+	0°C to +70°C	5.0	8 PDIP (300 mils)	DS1307
DS1307N+	-40°C to +85°C	5.0	8 PDIP (300 mils)	DS1307N
DS1307Z+	0°C to +70°C	5.0	8 SO (150 mils)	DS1307
DS1307ZN+	-40°C to +85°C	5.0	8 SO (150 mils)	DS1307N
DS1307Z+T&R	0°C to +70°C	5.0	8 SO (150 mils) Tape and Reel	DS1307
DS1307ZN+T&R	-40°C to +85°C	5.0	8 SO (150 mils) Tape and Reel	DS1307N

+Denotes a lead-free/RoHS-compliant package.

A "" anywhere on the top mark indicates a lead-free package. An "N" anywhere on the top mark indicates an industrial temperature range device.

 **MICROCHIP** **24AA1025/24LC1025/24FC1025**

1024K I²C™ Serial EEPROM

Device Selection Table:

Part Number	Vcc Range	Max. Clock Frequency	Temp. Ranges
24AA1025	1.7-5.5V	400 kHz [†]	I
24LC1025	2.5-5.5V	400 kHz*	I, E
24FC1025	1.8-5.5V	1 MHz [‡]	I

[†]100 kHz for Vcc < 2.5V

*100 kHz for Vcc < 4.5V, E-temp

[‡]400 kHz for Vcc < 2.5V

Features:

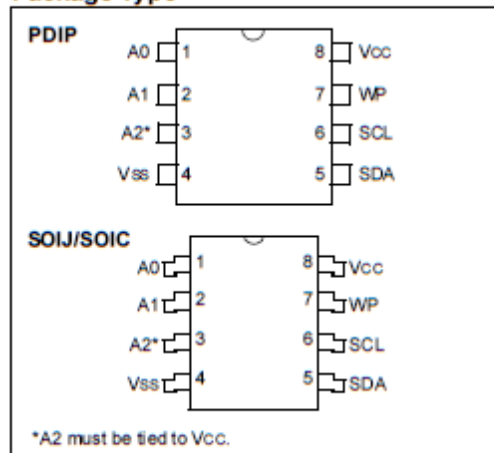
- Low-Power CMOS Technology:
 - Read current 450 µA, maximum
 - Standby current 5 µA, maximum
- 2-Wire Serial Interface, I²C™ Compatible
- Cascadable up to Four Devices
- Schmitt Trigger Inputs for Noise Suppression
- Output Slope Control to Eliminate Ground Bounce
- 100 kHz and 400 kHz Clock Compatibility
- 1 MHz Clock for FC Versions
- Page Write Time 3 ms, typical
- Self-Timed Erase/Write Cycle
- 128-Byte Page Write Buffer
- Hardware Write-Protect
- ESD Protection >400V
- More than 1 Million Erase/Write Cycles
- Data Retention >200 Years
- Factory Programming Available
- Packages include 8-lead PDIP, SOIJ and SOIC
- Pb-Free and RoHS Compliant
- Temperature Ranges:
 - Industrial (I): -40°C to +85°C
 - Automotive (E): -40°C to +125°C

Description:

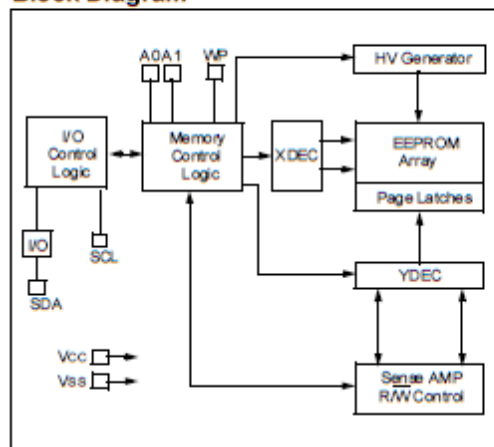
The Microchip Technology Inc. 24AA1025/24LC1025/24FC1025 (24XX1025*) is a 128K x 8 (1024K bit) Serial Electrically Erasable PROM, capable of operation across a broad voltage range (1.7V to 5.5V). It has been developed for advanced, low-power applications such as personal communications or data acquisition. This device has both byte write and page write capability of up to 128 bytes of data.

This device is capable of both random and sequential reads. Reads may be sequential within address boundaries 0000h to FFFFh and 10000h to 1FFFFh. Functional address lines allow up to four devices on the same data bus. This allows for up to 4 Mbits total system EEPROM memory. This device is available in the standard 8-pin PDIP, SOIC and SOIJ packages.

Package Type



Block Diagram



*24XX1025 is used in this document as a generic part number for the 24AA1025/24LC1025/24FC1025 devices.



PIC16F882/883/884/886/887

28/40/44-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with nanoWatt Technology

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 instructions to learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating speed:
 - DC – 20 MHz oscillator/clock input
 - DC – 200 ns instruction cycle
- Interrupt capability
- 8-level deep hardware stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes

Special Microcontroller Features:

- Precision Internal Oscillator:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$
 - Software selectable frequency range of 8 MHz to 31 kHz
 - Software tunable
 - Two-Speed Start-up mode
 - Crystal fail detect for critical applications
 - Clock mode switching during operation for power savings
- Power-Saving Sleep mode
- Wide operating voltage range (2.0V-5.5V)
- Industrial and Extended Temperature range
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Brown-out Reset (BOR) with software control option
- Enhanced low-current Watchdog Timer (WDT) with on-chip oscillator (software selectable nominal 268 seconds with full prescaler) with software enable
- Multiplexed Master Clear with pull-up/input pin
- Programmable code protection
- High Endurance Flash/EEPROM cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM retention: > 40 years
- Program memory Read/Write during run time
- In-Circuit Debugger (on board)

Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 50 nA @ 2.0V, typical
- Operating Current:
 - 11 μ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
 - 220 μ A @ 4 MHz, 2.0V, typical
- Watchdog Timer Current:
 - 1 μ A @ 2.0V, typical

Peripheral Features:

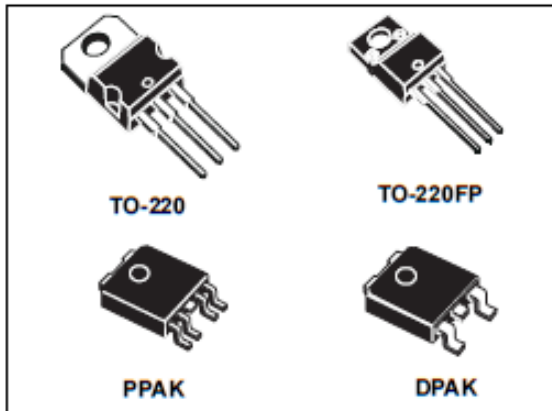
- 24/35 I/O pins with individual direction control:
 - High current source/sink for direct LED drive
 - Interrupt-on-Change pin
 - Individually programmable weak pull-ups
 - Ultra Low-Power Wake-up (ULPWU)
- Analog Comparator module with:
 - Two analog comparators
 - Programmable on-chip voltage reference (CVREF) module (% of VDD)
 - Fixed voltage reference (0.6V)
 - Comparator inputs and outputs externally accessible
 - SR Latch mode
 - External Timer1 Gate (count enable)
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and 11/14 channels
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler
- Enhanced Timer1:
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Gate Input mode
 - Dedicated low-power 32 kHz oscillator
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Enhanced Capture, Compare, PWM+ module:
 - 16-bit Capture, max. resolution 12.5 ns
 - Compare, max. resolution 200 ns
 - 10-bit PWM with 1, 2 or 4 output channels, programmable "dead time", max. frequency 20 kHz
 - PWM output steering control
- Capture, Compare, PWM module:
 - 16-bit Capture, max. resolution 12.5 ns
 - 16-bit Compare, max. resolution 200 ns
 - 10-bit PWM, max. frequency 20 kHz
- Enhanced USART module:
 - Supports RS-485, RS-232, and LIN 2.0
 - Auto-Baud Detect
 - Auto-Wake-Up on Start bit
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave Modes with I²C address mask



LFXX

Very low drop voltage regulator with inhibit function

Datasheet - production data



Description

The LFXX is a very low drop regulator available in TO-220, TO-220FP, DPAK and PPAK packages and in a wide range of output voltages. The low drop voltage (0.45 V) and low quiescent current make it particularly suitable for low-noise, low-power applications and especially in battery-powered systems. In the 5 pin configuration (PPAK) a shutdown logic control function is available (pin 2, TTL compatible). This means that when the device is used as a local regulator, a part of the board can be put in standby, decreasing the total power consumption. In the three terminal configuration, the device has the same electrical performance, but it is fixed in ON state. It requires a capacitor of only 2.2 μF for stability, saving board space and costs. The LFXX is available as automotive grade in DPAK and PPAK packages, for the options of output voltages whose commercial part numbers are shown in the order codes. These devices are qualified according to the specification AEC-Q100 of the automotive market, in the temperature range -40 °C to 125 °C, and the statistical tests PAT, SYL, SBL are performed.

Features

- Very low-dropout voltage (0.45 V)
- Very low quiescent current (typ. 50 μA in OFF mode, 500 μA in ON mode)
- Output current up to 500 mA
- Logic-controlled electronic shutdown
- Output voltages of 1.5; 1.8; 2.5; 3.3; 4.7; 5; 6; 8; 8.5; 9; 12 V
- Automotive grade product: 1.8 V, 2.5 V, 3.3 V, 5.0 V, 8.0 V, 8.5 V V_{OUT} in DPAK and PPAK packages
- Internal current and thermal limit
- Only 2.2 μF for stability
- Available in $\pm 1\%$ (AB) or $\pm 2\%$ (C) selection at 25 °C
- Supply voltage rejection: 80 db (typ.)
- Temperature range: from -40 to 125 °C



MAX232, MAX232I

SLLS047M – FEBRUARY 1989 – REVISED NOVEMBER 2014

MAX232x Dual EIA-232 Drivers/Receivers

1 Features

- Meets or Exceeds TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operates From a Single 5-V Power Supply With 1.0- μ F Charge-Pump Capacitors
- Operates up to 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- \pm 30-V Input Levels
- Low Supply Current: 8 mA Typical
- ESD Protection Exceeds JESD 22
 - 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Upgrade With Improved ESD (15-kV HBM) and 0.1- μ F Charge-Pump Capacitors is Available With the MAX202 Device

3 Description

The MAX232 device is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply TIA/EIA-232-F voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts TIA/EIA-232-F inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V, a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept \pm 30-V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into TIA/EIA-232-F levels.

Device Information⁽¹⁾

ORDER NUMBER	PACKAGE (PIN)	BODY SIZE
MAX232x	SOIC (16)	9.90 mm X 3.91 mm
	SOIC (16)	10.30 mm X 7.50 mm
	PDIP (16)	19.30 mm X 6.35 mm
	SOP (16)	10.3 mm X 5.30 mm



MAX232, MAX232I

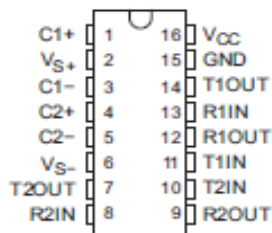
www.ti.com

SLLS047M – FEBRUARY 1989 – REVISED NOVEMBER 2014

6 Pin Configuration and Functions

Top View

MAX232...D, DW, N, OR NS PACKAGE
MAX232I...D, DW, OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



Pin Functions


PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
C1+	1	—	Positive lead of C1 capacitor
VS+	2	O	Positive charge pump output for storage capacitor only
C1-	3	—	Negative lead of C1 capacitor
C2+	4	—	Positive lead of C2 capacitor
C2-	5	—	Negative lead of C2 capacitor
VS-	6	O	Negative charge pump output for storage capacitor only
T2OUT, T1OUT	7, 14	O	RS232 line data output (to remote RS232 system)
R2IN, R1IN	8, 13	I	RS232 line data input (from remote RS232 system)
R2OUT, R1OUT	9, 12	O	Logic data output (to UART)
T2IN, T1IN	10, 11	I	Logic data input (from UART)
GND	15	—	Ground
V _{CC}	16	—	Supply Voltage, Connect to external 5V power supply

APÉNDICE B
MANUAL DE USUARIO.

En primer lugar se recomienda instalar los controladores del convertidor USB-SERIAL que se pretenda utilizar y verificar en que COM se encuentra ubicado. El número de COM se modifica de acuerdo al puerto USB en el cual se encuentra conectado.


Posteriormente instalar el software de análisis y verificar si el programa reconoce a la interfaz electrónica como lo indica el primer punto de este manual.

I. COMUNICACIÓN CON LA INTERFAZ ELECTRÓNICA.

1. Realizar las conexiones como se muestra en la figura 2.20 (consultar las notas **IMPORTANTES** al final del manual de usuario).
2. En la pestaña *SELECCIÓN DE COM* elegir el número donde se encuentra conectada la tarjeta.
3. Seleccionar la opción *VERIFICAR CONEXIÓN* de la pestaña *ACCIONES* y dar clic en el botón .
4. Si existe comunicación con la interfaz, en la parte inferior del menú aparecerá la palabra *LISTO*. En caso contrario el programa lanzará un mensaje de error y se deben repetir todos los pasos anteriores.


II. INGRESAR UN NUEVO PACIENTE A LA BASE DE DATOS.

No es necesario que se tenga conectada la tarjeta, sin embargo, el programa muestra un mensaje de advertencia avisando que no se encuentra conectada la interfaz en el puerto. Cuando esto suceda omitir el mensaje, cierre la ventana o de clic en aceptar.

1. En la pestaña *ACCIONES* dar clic para desplegar todas las opciones y seleccionar *INGRESAR PACIENTE* y dar clic en el botón  que se encuentra del lado derecho.
2. Se encenderá un indicador de color verde en la zona marcada como *INGRESAR NUEVO PACIENTE* y llenar los campos correspondientes. El nombre e ID son campos obligatorios, el ID debe ser un número que identifique al paciente sin existir duplicados, por ejemplo: el número de seguro social.
3. Para guardar los datos dar clic en el botón **ACEPTAR**.



III. NUEVO ESTUDIO.

Al igual que en el punto anterior no es necesario tener conectada la tarjeta.

1. En la pestaña *ACCIONES* dar clic para desplegar todas las opciones y seleccionar *NUEVO ESTUDIO* y dar clic en el botón  que se encuentra del lado derecho.
2. Aparecerá una ventana con el mensaje *CARPETA PARA NUEVO ESTUDIO*.
3. Buscar en el disco local C la carpeta llamada "ACTÍGRAFO".
4. Dentro de la carpeta buscar el número ID del paciente.
5. Con la carpeta abierta del ID dar un nombre al estudio, se recomienda poner un nombre de fácil identificación, por ejemplo: la fecha en que se programa el estudio (25_DIC_2016, 14-ABRIL-15). Procurar utilizar un solo formato para evitar confusiones.



IV. GRABAR CONDICIONES INICIALES.

A continuación se describe el procedimiento para grabar las condiciones iniciales en el dispositivo para dar inicio a un estudio de Actigrafía.



1. Realizar los pasos del apartado I.
2. Borrar memoria (apartado VIII).
3. Para inicializar el Actígrafo es necesario tener al paciente en la base de datos como se expone en el apartado II.
4. En la parte de *CONDICIONES INICIALES* ingresar los datos correspondientes a la fecha y hora de inicio/fin de los wake up. Puede utilizarse el icono  para desplegar un calendario que facilita el llenado de este campo. Para el caso del número de wake up y épocas desplegar el menú para ver las opciones.
5. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar *CARGAR CONDICIONES INICIALES* Y dar clic en el botón  para ejecutar la acción. El indicador ubicado a un costado del letrero *CONDICIONES INICIALES* se encenderá en color verde y se mostrará un mensaje avisando que se cargaron las condiciones correctamente.

V. EXTRAER INFORMACIÓN.


No es necesario que todos los wake up se ejecuten por completo para conectar el Actígrafo, es posible descargar la información en cualquier momento sin afectar la información de la memoria.

1. Realizar los pasos del apartado I.
2. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar la opción *EXTRAER DATOS* y a continuación dar clic en el botón .
3. Se encenderá el indicador de color verde ubicado en la sección *EXTRAER DATOS*.
4. Seleccionar la ruta de descarga de los registros utilizando los cursores  hasta encontrar al paciente y estudio correspondiente.
5. Dar clic en el botón **ACEPTAR** para comenzar la descarga. En la parte inferior se muestra una barra que indica el avance de la descarga.


VI. TRAZAR GRÁFICA.

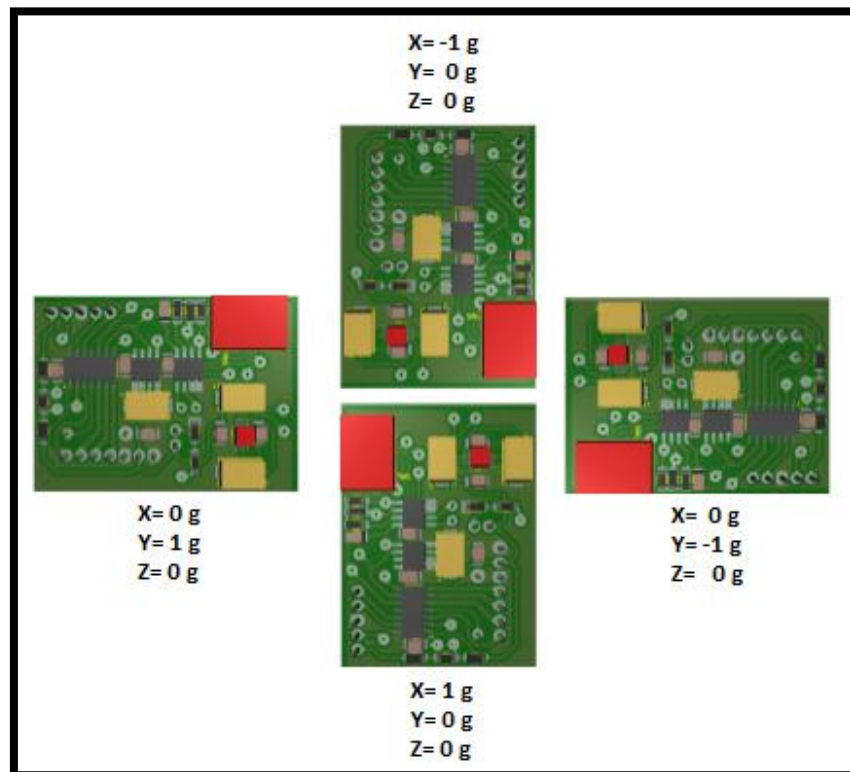
1. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar la opción *TRAZAR GRÁFICA* y a continuación dar clic en el botón .
2. Se encenderá el indicador de color verde de la sección *TRAZAR GRÁFICA*.
3. Seleccionar la ruta donde se encuentran los registros que se quieren graficar utilizando los cursores  hasta encontrar al paciente y estudio de interés.
4. Dar clic en el botón **ACEPTAR** para graficar. Además de las gráficas se pueden observar las condiciones iniciales y las marcas de tiempo que ocurrieron durante el estudio de Actigrafía.

VII. HORA EN ACTÍGRAFO.

1. Realizar los pasos del apartado I.
2. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar *HORA DEL ACTÍGRAFO* dar clic en el botón  para ejecutar la acción. El indicador ubicado a un costado del letrero *HORA DEL ACTÍGRAFO* se encenderá en color verde y veremos la hora con la que cuenta el Actígrafo la cual debe ser igual a la hora del sistema. Si la hora en el reloj es "01 01 00 00 00 80" (dd/mm/aa hh/mm/ss) es indicativo de que no se programó la hora en el reloj correctamente o no se colocó la batería en el momento adecuado.


VIII. ESTADO DEL ACELERÓMETRO.

1. Realizar los pasos del apartado I.
2. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar *ESTADO DEL ACELERÓMETRO* dar clic en el botón  para ejecutar la acción. El indicador ubicado a un costado del letrero *ESTADO DEL ACELERÓMETRO* se encenderá en color verde y se observará la variación de la aceleración en X, Y, Z en tres indicadores.
3. Para observar un correcto funcionamiento observar que se cumplan los valores para las siguientes posiciones.



IX. BORRAR MEMORIA.

Esta tarea debe ejecutarse antes de programar las condiciones iniciales en el Actígrafo para eliminar información que pueda causar algún tipo de error en la interpretación de los datos.

1. Realizar los pasos del apartado I.
2. En la pestaña *ACCIONES* seleccionar *BORRAR DATOS* dar clic en el botón  para ejecutar la acción. El LED rojo que se encuentra en la interfaz electrónica se encenderá indicando que se encuentra en proceso de borrado y al finalizar este proceso se apagará y a su vez encenderá el LED amarillo.

En las rutinas que implican comunicación con el Actígrafo se recomienda no desconectar las tarjetas de la PC hasta que finalice el proceso. El LED amarillo indica que no existe tráfico de datos hacia el dispositivo biomédico, mientras que el LED rojo señala el flujo de información.

IMPORTANTE.

- a) Antes de abrir el software crear una carpeta llamada "ACTIGRAFO" (sin acento) en el disco local C.
- b) Antes, durante o después de programar la hora en el Actígrafo conectar la batería, si desconecta sin haber colocado la hora en el dispositivo se perderá y tendrá que programar de nuevo el reloj.
- c) Antes de conectar la interfaz electrónica verificar que se encuentran bien conectados los puertos USB como se ve en la figura 2.20. Un puerto está dedicado a la alimentación y otro para la transmisión de datos hacia el Actígrafo. No existe riesgo de daño en alguna de las dos partes en caso de una incorrecta conexión. El puerto USB para la alimentación es el que se encuentra acompañado del LED verde y los puertos correspondientes al envío y recepción de información están colocados estratégicamente en la misma zona de la tarjeta (DB9 hembra y USB hembra).