

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la

Producción

**"Diseño e implementación de un sistema
de control de una silla de ruedas
eléctrica mediante sensores
mioeléctricos EOG/EMG"**

TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN

Materia Integradora

Previo la obtención del Título de:

INGENIERO MECÁNICO

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

Presentado por:

OSCAR DANIEL VELOZ SEGARRA

MIGUEL ÁNGEL FORNELL SÁNCHEZ

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2015

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Dios primero por permitirnos demostrar lo aprendido y llegar a ser profesionales, así como a nuestros padres por su apoyo incondicional durante esta etapa estudiantil. También a Adán Sánchez, a Raúl Rodríguez, a Leonor Sánchez y a Heriberto Navarrete, por su valiosa contribución para la consecución de este proyecto y que a futuro tenga el servicio social para el cual fue ideado.

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido desarrollado en la presente propuesta de la materia integradora corresponde exclusivamente al equipo conformado por:

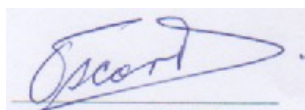
Autor 1: Oscar Veloz S.

Autor 2: Miguel Fornell S.

Director: Dr. Jorge Hurel E.

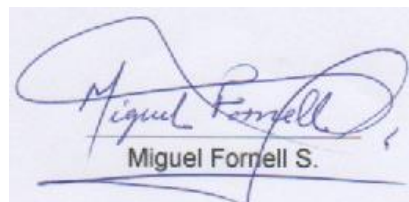
el patrimonio intelectual del mismo a la Facultad de Ingeniería Mecánica y Ciencias de la Producción (FIMCP) de la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”.

Estamos también de acuerdo que el vídeo de la presentación oral es de plena propiedad de la FIMCP.




Oscar Veloz S.

Oscar Veloz S.



Miguel Fornell S.

Miguel Fornell S.



Dr. Jorge Hurel E.

Dr. Jorge Hurel E.

RESUMEN

En este proyecto se diseñó e implementó un sistema de control de sillas de ruedas eléctricas para personas que no puedan usar sus propias manos en el manejo del joystick de la silla. El sistema de control trabaja mediante sensores mioeléctricos, con el objetivo de que el usuario pueda accionar la silla con el movimiento de los músculos de su cabeza.

El sistema de control recibe las señales mioeléctricas provenientes de los músculos faciales alrededor de los ojos, que se activan con la mirada, mediante electrodos EOG/EMG/ECG. Luego las señales fueron acondicionadas mediante una electrónica analógica, donde se las amplificó y filtró del ruido ambiental inherente. Posteriormente, las señales pasaron a ser digitalizadas e interpretadas con un microcontrolador programado en base a un algoritmo de control que acciona dos servomotores que desplazan vertical y horizontalmente el joystick, con lo que se consigue realizar los movimientos: avanzar, retroceder, girar a la izquierda, girar a la derecha y parar.

Además se implementó una bornera en el controlador piloto para tener acceso electrónico a encender y apagar la silla así como variar su velocidad mediante las señales mioeléctricas. Adicionalmente se implementó un monitoreo inalámbrico de las señales mioeléctricas para visualizarlas en una computadora remota.

Palabras Clave:

Arduino, comunicación inalámbrica, electrodo, EMG, EOG, joystick, microcontrolador, sensor, señal mioeléctrica, silla de ruedas eléctrica, sistema de control, XBee.

ABSTRACT

In this project was designed and implemented a control system of electric wheelchairs for people who can not use their own hands in managing the joystick on the chair. The control system works by myoelectric sensors, in order to allow the user to operate the chair with the movement of the head muscles.

The control system receives signals from myoelectric facial muscles around the eyes, which are activated with the look, using electrodes EOG/EMG/ECG. Then the signals were conditioned by an analog electronics, where they were amplified and filtered from the inherent environmental noise. Subsequently, the signals were digitized and interpreted with a programmed microcontroller on the basis of a control algorithm that drives two servomotors that move the joystick vertically and horizontally. With this, it is possible to achieve the motions: forward, backward, turn left, turn right and stop.

In addition, a terminal block is implemented in the pilot controller to gain electronic access to on and off the chair and change its speed by myoelectric signals. Additionally, it was implemented a wireless monitoring of the myoelectric signals for viewing on a remote computer.

Keywords:

Arduino, wireless communication, electrode, EMG, EOG, joystick, microcontroller, sensor, myoelectric signal, electric wheelchair, control system, XBee.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	II
ABSTRACT	III
ÍNDICE GENERAL	IV
ABREVIATURAS.....	VI
SIMBOLOGÍA	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
ÍNDICE DE PLANOS.....	XI
ÍNDICE DE APÉNDICES.....	XI
CAPITULO 1.....	1
1. IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Planteamiento del problema.....	1
1.3 Objetivo general	1
1.4 Objetivos específicos	1
1.5 Alcance del proyecto	2
1.6 Marco teórico	2
1.6.1 Señales mioeléctricas	2
1.6.2 Electrodo y sus características.....	3
1.6.3 Amplificación Diferencial (Amplificador de Instrumentación)	3
1.6.4 Microcontrolador dsPIC 30F3014	6
1.6.5 Sensor ultrasónico HC-SR04.....	7
CAPITULO 2.....	9
2. METODOLOGÍA DEL PROYECTO	9
2.1 Parámetros a considerar para la formulación de alternativas	10
2.2 Planteamiento de alternativas de solución	12
2.3 Matriz de decisión y funcionamiento de la solución electa.....	14
2.4 Caja negra.....	15
2.5 Caja transparente.....	16
2.6 Esquema general del sistema a diseñar	16
2.7 Acondicionamiento de la señal.....	17
2.7.1 Preamplificación diferencial	20

2.7.2	Filtro Pasa Altos.....	21
2.7.3	Filtro Pasa Bajos	23
2.7.4	Filtro Notch	25
2.7.1	Circuito Postamplificador y de Ajuste del Offset	28
2.8	Controlador digital	29
2.8.1	Circuito electrónico digital de control y monitoreo.....	29
2.8.2	Algoritmo de control del Arduino	31
2.9	Algoritmo de transmisión serial del dsPIC 30F3014.....	33
2.10	Comunicación inalámbrica con los módulos XBee	34
2.11	Aplicación en LabVIEW para monitoreo de las señales mioeléctricas.....	37
CAPITULO 3.....		39
3.	RESULTADOS	39
3.1	Simulaciones.....	39
3.2	Análisis de las señales adquiridas	40
3.3	Prototipo.....	41
3.3.1	Diseño electrónico	41
3.3.2	Bornera adaptada al control piloto	44
3.3.3	Montaje del prototipo en la silla.....	45
3.4	Servomecanismo	52
3.5	Costos de implementación	52
CAPITULO 4.....		55
4.	CONCLUSIONES	55
4.1	Conclusión de resultados.....	55
4.2	Trabajos futuros	56
4.3	Recomendaciones	56
BIBLIOGRAFÍA.....		58
APÉNDICES.....		60

ABREVIATURAS

CMRR	Relación de Rechazo en Modo Común.
ECG	Electrocardiografía.
EEG	Electroencefalografía.
EMG	Electrodo de Plata Cloruro de Plata.
EOG	Electrooculografía.
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral.
FTDI	Dispositivos de Tecnología Futura Internacional.
GSR	Respuesta Galvánica de la Piel.
HPF	Filtro Pasa Altos.
IEM/FIR	Interferencia Electromagnética / Frecuencia de Interferencia de Radio.
JRRD	Boletín de Investigación y Desarrollo de Rehabilitación.
LPF	Filtro Pasa Bajos.
PCB	Tarjeta de Circuito Impreso.
PLL	Lazo de Enganche de Fase.
PWM	Modulación por Ancho de Pulso.
RESNA	Sociedad Norteamericana sobre Ingeniería de Rehabilitación y Tecnología de Asistencia.
TTL	Lógica Transistor-Transistor.
USB	Bus Serial Universal.

SIMBOLOGÍA

AgCl	Cloruro de Plata.
ARES	Plataforma del software Proteus para diseño y ruteo del PCB.
baudios	Bits por segundo (bits/s).
CI	Circuito integrado.
dB	Decibelio.
dsPIC	Microcontrolador fabricado por Microchip Technology.
Gnd	Ground. Tierra del circuito electrónico.
Hz	Hertz.
IDE	Ambiente de Desarrollo Integrado
ISIS	Plataforma del software Proteus para dibujar el esquemático de circuitos electrónicos.
JET 3	Silla de ruedas eléctrica empleada en el presente proyecto fabricada por Pride Mobility Products Corp.
kb	Kilobits.
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench. Software propiedad de National Instruments para instrumentación virtual.
MPLABX	IDE para compilación, programación del algoritmo y quemado del mismo en el microcontrolador.
MCU	Microcontrolador.
mV	Milivoltio.
OpAmp	Amplificador Operacional.
Proteus	Software de Labcenter Electronics para simulación de circuitos electrónicos.
VI	Aplicación de LabVIEW.
WiFi	Tecnología de red inalámbrica de networking.
XCTU	Software del fabricante Digi para configuración de los módulos inalámbricos XBee.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Forma de onda de distintos tipos de bioseñales del cuerpo humano.....	3
Figura 1-2. Electrodo ECG pediátrico	3
Figura 1-3. Amplificador diferencial	4
Figura 1-4. Esquema general del amplificador de instrumentación	5
Figura 1-5. Comparación entre el AD620 y el equivalente de 3 OpAmps (OP-07)	6
Figura 1-6. Diagrama de pines del dsPIC 30F3014	7
Figura 1-7. Sensor ultrasónico HC-SR04	7
Figura 2-1. Silla de ruedas eléctrica JET 3	9
Figura 2-2. Controlador piloto	10
Figura 2-3. Detalle del controlador piloto	10
Figura 2-4. Alternativas para la movilidad de una silla de ruedas eléctrica: a) EOG, b) EEG, c) webcam	13
Figura 2-5. Caja negra.....	16
Figura 2-6. Caja transparente.....	16
Figura 2-7. Esquema general del sistema de control a diseñar.....	17
Figura 2-8. Esquemático del circuito de acondicionamiento.....	18
Figura 2-9. Etapas del circuito de acondicionamiento	19
Figura 2-10. Integrado AD620 (Amplificador de Instrumentación).....	20
Figura 2-11. Circuito equivalente del integrado AD620	20
Figura 2-12. Circuito implementado Preamplificador con AD620	21
Figura 2-13. Filtro Pasa Altos implementado.....	22
Figura 2-14. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Pasa Altos	23
Figura 2-15. Filtro Pasa Bajos implementado.....	23
Figura 2-16. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Pasa Bajos	25
Figura 2-17. Filtro Notch implementado	25
Figura 2-18. Parámetros del Filtro Notch	26
Figura 2-19. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Notch	27
Figura 2-20. Circuito implementado Postamplificador y de Ajuste del Offset	28
Figura 2-21. Sumador no inversor	29
Figura 2-22. Esquemático de la electrónica digital de control y monitoreo	30
Figura 2-23. Flujoograma del algoritmo de control en el Arduino	32

Figura 2-24. Código en el dsPIC 30F3014	33
Figura 2-25. Flujograma del algoritmo de transmisión serial en el dsPIC 30F3014.....	34
Figura 2-26. Módulo XBee y diagrama de pines	34
Figura 2-27. Topología de red de comunicación	34
Figura 2-28. Módulo XBEE-USB I&T y el módulo XBee Explorer Regulated de Sparkfun	35
Figura 2-29. Software XCTU de Digi para configuración de los XBee.....	35
Figura 2-30. Configuración inicial de un nuevo dispositivo remoto en XCTU	36
Figura 2-31. Configuración del XBee transmisor como COORDINADOR en XCTU	36
Figura 2-32. Configuración del XBee receptor como NODO en XCTU	37
Figura 2-33. Programación gráfica del VI en LabVIEW	38
Figura 2-34. Gráfica de las señales mioeléctricas en LabVIEW	38
Figura 3-1. Simulación de las Ondas mioeléctricas en ISIS de Proteus	39
Figura 3-2. Ondas mioeléctricas afectadas por el ruido de 60Hz y de alta frecuencia ..	40
Figura 3-3. Ondas mioeléctricas acondicionadas observadas en LabVIEW en un intervalo de tiempo de 3s	40
Figura 3-4. Diagrama de ruteo de la tarjeta de acondicionamiento en ARES de PROTEUS	42
Figura 3-5. Vista en 3D de la tarjeta de acondicionamiento en ARES de PROTEUS...	42
Figura 3-6. PCB del circuito de acondicionamiento y elementos a soldar	43
Figura 3-7 PCB del circuito de acondicionamiento soldado	43
Figura 3-8. Controlador piloto por dentro.....	44
Figura 3-9. Bornera adaptada en una cara lateral del controlador piloto.....	44
Figura 3-10. Vista frontal de la silla antes y después de instalar el nuevo sistema de control.....	45
Figura 3-11. Vista posterior de la silla con el nuevo sistema de control instalado en fase de pruebas.....	46
Figura 3-12. Placas electrónicas montadas detrás de la silla	47
Figura 3-13 Conexiones entre las placas electrónicas montadas detrás de la silla.....	48
Figura 3-14. Placa de acondicionamiento montada en la caja metálica detrás de la silla	49
Figura 3-15. Instalación de caja metálica como tierra del circuito	49
Figura 3-16. Placa electrónica del dsPIC 30F3014	50

Figura 3-17. Sensor ultrasónico frontal bajo el apoyabrazo izquierdo	50
Figura 3-18. Servomecanismo montado sobre el controlador piloto.....	51
Figura 3-19. Prueba del servomecanismo, movimiento hacia la izquierda	51
Figura 3-20. Uso del nuevo sistema de control terminado.....	52
Figura B-1. Cable del controlador piloto	64
Figura B-2. Caja eléctrica de conexiones	65
Figura B-3. Conexión de las baterías	65
Figura B-4. Base Mecánica del Jet 3 (guardera de carrocería removida)	66

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Comparación entre el AD620 y el equivalente de 3 OpAmps (LM324)	4
Tabla 2. Requerimientos de usuario.....	11
Tabla 3. Funcionalidades	11
Tabla 4. Especificaciones técnicas.....	12
Tabla 5. Restricciones o limitaciones de diseño	12
Tabla 6. Matriz de decisión.....	14
Tabla 7. Valores requeridos de los resistores de ganancia RG	21
Tabla 8. Combinación de miradas a realizar para los movimientos de la silla.....	33
Tabla 9. Lista de elementos de la tarjeta de acondicionamiento	41
Tabla 10. Desglose de costos	52
Tabla 11. Especificaciones de la Batería del Jet 3	66
Tabla 12. Cronograma de proyecto	67

ÍNDICE DE PLANOS

Plano 1. Vista isométrica del servomecanismo	61
Plano 2. Vista isométrica del servomecanismo acotado.....	61
Plano 3. Vista superior del servomecanismo acotado	62
Plano 4. Cotas alrededor del micro servomotor de movimiento vertical del joystick.....	63
Plano 5. Cotas alrededor del micro servomotor de movimiento horizontal del joystick .	63

ÍNDICE DE APÉNDICES

APÉNDICE A.....	61
Planos del servomecanismo.....	61
APÉNDICE B.....	64
Detalles técnicos adicionales de la silla Jet 3	64
APÉNDICE C.....	67
Cronograma del proyecto	67
APÉNDICE D.....	68
Código en lenguaje C del algoritmo embebido en la placa Arduino	68
APÉNDICE E: Esquemático de la placa de acondicionamiento	71

CAPITULO 1

1. IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 Antecedentes

Las enfermedades y limitaciones físicas han azotado la humanidad desde siempre, ya sea por accidentes o causas naturales, pero no fue hasta finales de siglo VI que se fabricó la primera silla de ruedas oficial con el fin de poder ayudar a las personas que padecían problemas de movilidad, antes de este siglo se habían hecho otros prototipos que asistían también el problema pero bajo otro concepto, como camas con ruedas, carretillas entre otros.

En los años 50 y 60 del siglo pasado se pudieron motorizar las primeras sillas de ruedas, a partir de ahí surgieron una serie de diseños cada vez más innovadores en el mercado, pero con el denominador común hasta nuestros días, su alto precio. En los tiempos actuales existen sillas de ruedas eléctricas con una revolución total del diseño, rangos o distancias de viaje, suspensión, maniobrabilidad etc., en lo que a control se trata se ha mantenido el esquema estandarizado de los últimos cincuenta años donde hay un camino libre para innovar y adecuar según la necesidad de la discapacidad.

1.2 Planteamiento del problema

Una silla de rueda eléctrica puede ser usada por un parapléjico, quien es una persona privado de la movilidad desde la cintura para abajo, sin embargo no resulta útil para personas tetrapléjicas, o con esclerosis múltiple, o con síndrome de Parkinson, o que por cualquier otra circunstancia se les imposibilite manejar adecuadamente con sus propias manos puesto que estas sillas se accionan mediante un controlador piloto (el cual posee una palanca de mando o joystick) que procesa las órdenes del usuario a traducirse en movimiento de los motores que impulsan las ruedas.

1.3 Objetivo general

- ✓ Adaptar un sistema de control alternativo al original para accionar la silla mediante los impulsos de señales mioeléctricas (EMG).

1.4 Objetivos específicos

- ✓ Adquirir las señales mioeléctricas.
- ✓ Filtrar las señales mioeléctricas adecuadamente para atenuar el ruido ambiental.

- ✓ Interpretar las señales mioeléctricas como orden de mando para accionar el motores de la silla de ruedas eléctrica.
- ✓ Diseñar una interfaz gráfica para el monitoreo en tiempo real y análisis de las señales mioeléctricas.

1.5 Alcance del proyecto

El sistema a diseñar permitirá sensar señales mioeléctricas y con las mismas controlar los movimientos de una silla de ruedas eléctrica: avanzar, retroceder, giro a la derecha, giro a la izquierda, poder cambiar de velocidad y frenar.

1.6 Marco teórico

1.6.1 Señales mioeléctricas

Las señales mioeléctricas se caracterizan por su muy bajo voltaje y frecuencia, es por eso que la adquisición de las mismas depende directamente de cuánto incrementemos su amplitud, es decir darle cierta ganancia y qué tanto atenuemos el ruido a su alrededor con el fin de aislarlas por completo.

Según estudios realizados a este tipo de señales se sabe que tienen un rango de operación que varía entre 0V – 10mV ¹ en amplitud dependiendo del músculo que se esté monitoreando. Como ya se dijo, estas señales están superpuestas junto a otras señales que hay en el ambiente, razón por la cual la etapa de filtrado debe de canalizar las señales en una ventana específica de frecuencias, la misma que deberá estar comprendida entre 0.2Hz y 40Hz.

En la Figura 1-1 se muestran las formas de onda de cuatro distintos tipos de señales bioeléctricas humanas, de arriba hacia abajo: EEG, ECG, EOG.

¹ Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1), 11-35.

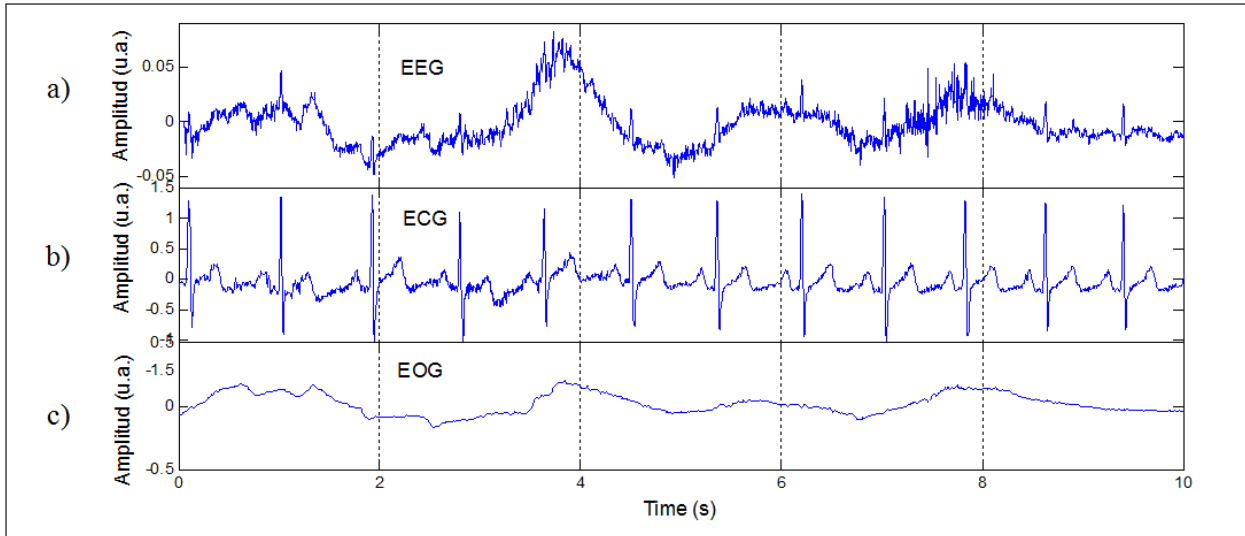


Figura 1-1. Forma de onda de distintos tipos de bioseñales del cuerpo humano²

1.6.2 Electrodo y sus características

Existen dos tipos de electrodos, los invasivos y no invasivos; estos últimos son los más usados y normalmente están hechos de Cloruro de Plata (AgCl). En la Figura 1-2 se muestra un electrodo ECG, el cual fue usado en el presente proyecto para sensar señales mioeléctricas debido a su disponibilidad en las distribuidoras farmacéuticas del medio, que eran muy pocas. Es conveniente que sean de tipo pediátrico (tamaño pequeño), para que no se invada demasiado la piel del usuario si se usan varios.

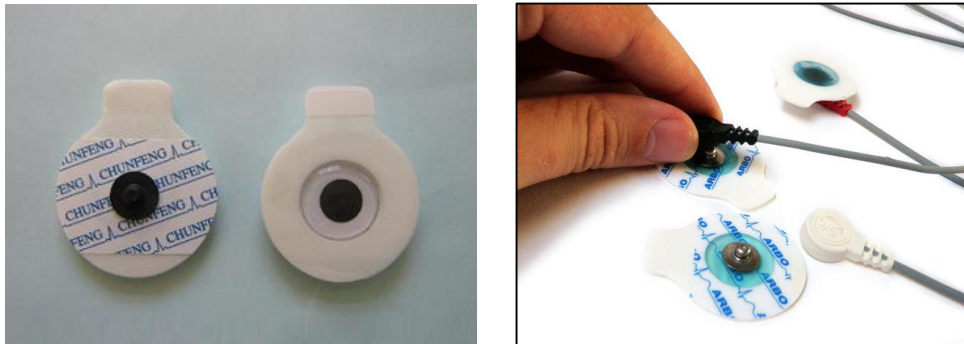


Figura 1-2. Electrodo ECG pediátrico ³

1.6.3 Amplificación Diferencial (Amplificador de Instrumentación)

Las señales débiles que son susceptibles al ruido suelen ser adquiridas por una técnica llamada de amplificación diferencial, que consiste en multiplicar una diferencia de señales por un factor constante, al restarse las señales se elimina el ruido referencial que se asume igual para las dos señales, por lo que una leve diferencia entre las dos

² Extraído de: <http://www.intechopen.com/books/adaptive-filtering-applications/noise-removal-from-eeq-signals-in-polisomnographic-records-applying-adaptive-filters-in-cascade>

³ Extraído de: <http://saintycn.com/ProductShow.asp?ID=382> y de: <http://www.instructables.com/id/EMG-Biofeedback/step13/Connect-electrodes/>

señales se maximizará y entonces restará el ruido. A esta propiedad de rechazar el ruido se lo conoce como CMRR, que es un parámetro que indica qué tanto un amplificador diferencial rechaza las señales en modo común; está representado en dB por ser una relación de ganancias y lo ideal es que sea lo más alto posible; para el presente proyecto esas señales en modo común son el ruido referencial.

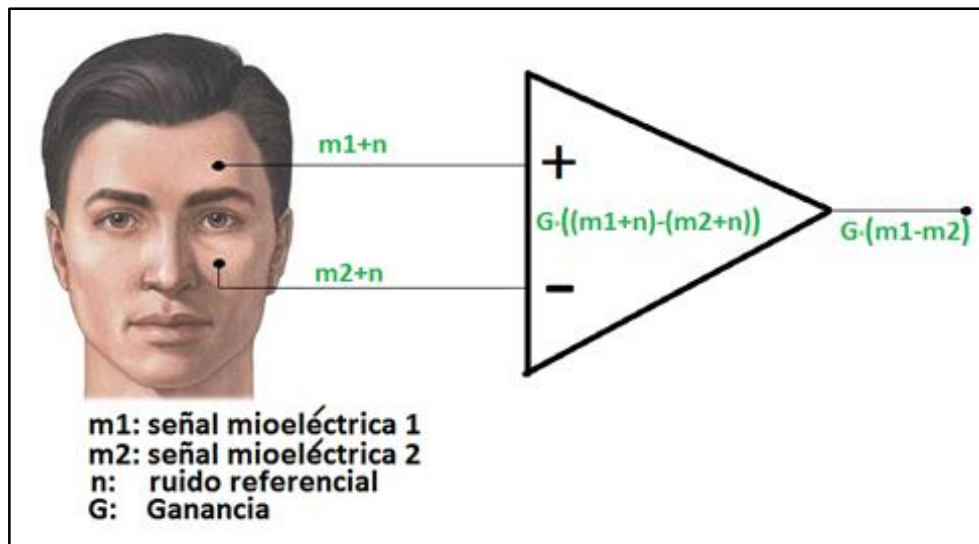


Figura 1-3. Amplificador diferencial

A continuación se exponen las ventajas de usar el integrado AD620 sobre el circuito equivalente mostrado en la Figura 1-4 de tres OpAmps (basado en el integrado LM324). En la Tabla 1-1 se presentan las características técnicas más relevantes junto al costo local. Con esta información se puede decidir si se justifica emplear del integrado AD620.

Tabla 1. Comparación entre el AD620 y el equivalente de 3 OpAmps (LM324) ⁴

	POLARIZACION	CMRR	IMPEDANCIA DE ENTRADA	CONSUMO DE CORRIENTE	CORRIENTE DE BIAS	ANCHO DE BANDA	COSTO LOCAL
AD620	±18V	110 dB	2 GΩ	1.3mA	1nA	120 KHz	\$ 5,00
TRES OPAMPS (LM324)	±16V	100 dB	1 GΩ	50mA	45nA	1 MHz	\$ 0,60

⁴ Cortesía de Analog Devices y de Texas Instruments. Información tomada de las hojas técnicas del AD620 y del LM324.

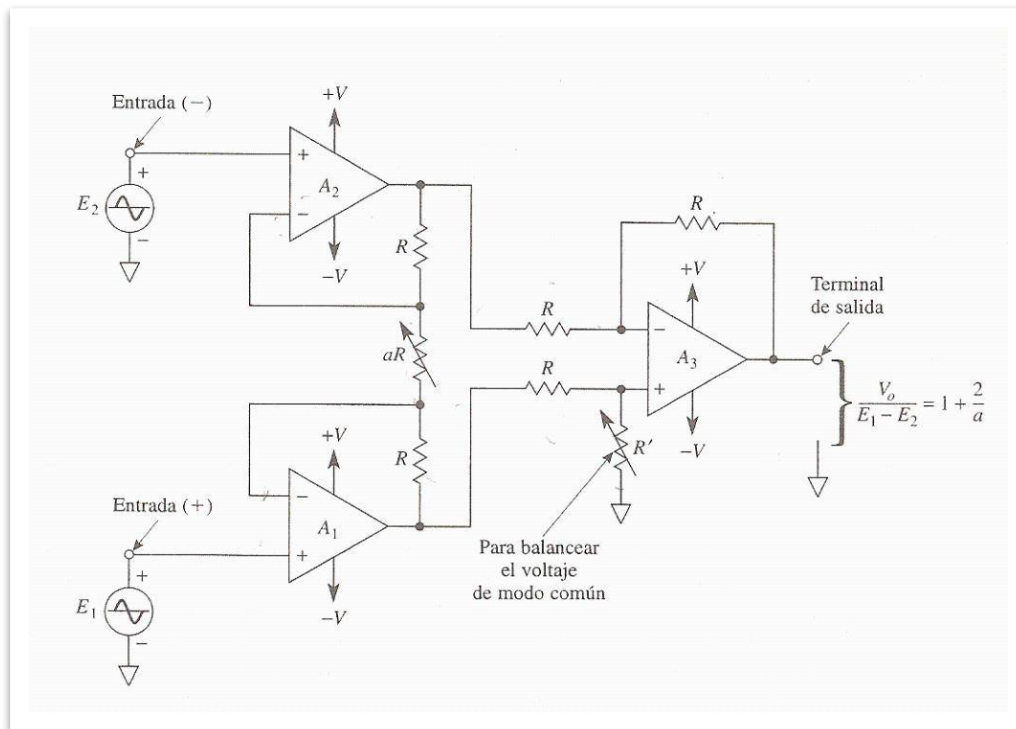


Figura 1-4. Esquema general del amplificador de instrumentación ⁵

A continuación se exponen otras características que revelan ventajas notables al usar el AD620 sobre el circuito equivalente de tres OpAmps (basado ahora en el integrado OP-07). Si bien el esquema equivalente es más barato, tiene un mayor consumo de energía y un menor CMRR comparado con el AD620. El ancho de banda en el AD620 es mucho menor pero para nuestra aplicación es aceptable ya que las señales a medir no superan los 100 Hz, cabe destacar que la impedancia de entrada es mucho mayor en el AD620.

El fabricante indica que al comparar el AD620 con el equivalente de tres OpAmps OP-07 el error total es mucho menor en partes por millón, así como también el consumo de corriente. Ver Figura 1-5.

La mejor alternativa del mercado es el AD620 ya que fue diseñado exclusivamente para este tipo de aplicaciones de acondicionamiento de señales muy pequeñas como lo son las ECG/EMG/EOG, por su precisión y su alto CMRR.

⁵ Extraído de: <http://acondicionadores.obolog.es/linealidad-circuito-electronico-74981>

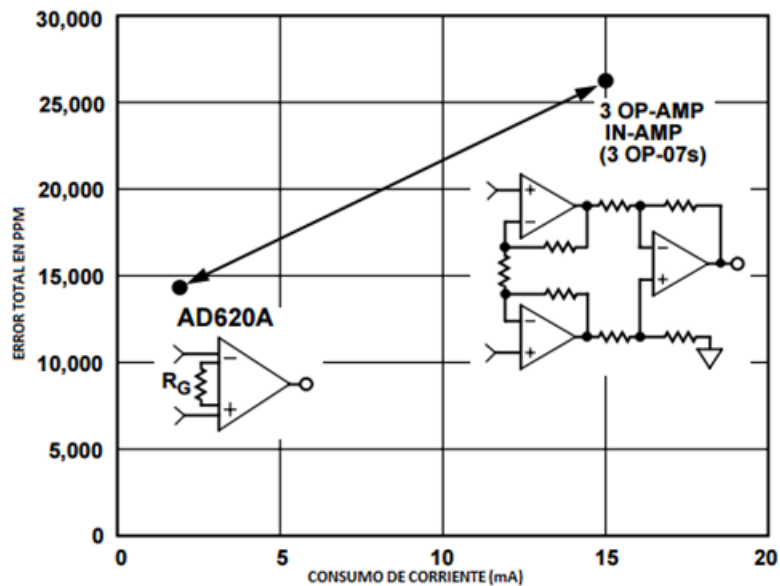


Figura 1-5. Comparación entre el AD620 y el equivalente de 3 OpAmps (OP-07) ⁶

1.6.4 Microcontrolador dsPIC 30F3014 ⁷

Existe una amplia gama de microcontroladores, entre sus fabricantes tenemos a Atmel, Microchip y AVR como las más reconocidas, quienes diseñan sus microcontroladores con una arquitectura propia, siendo RISC la más usada; y además los tienen divididos por gamas: baja, media y alta.

El microcontrolador empleado en este proyecto fue el dsPIC 30F3014 de Microchip, un integrado de 40 pines que pertenece a la familia de gama alta por sus grandes capacidades tanto en frecuencia de oscilación y tiempo de instrucción, pudiendo alcanzar los 120 MHz en frecuencia y demorar 33.3 nanosegundos por cada instrucción, lo que le permite ejecutar rápidamente las 84 instrucciones básicas que posee entre las que se destacan el procesamiento de las 4 operaciones fundamentales matemáticas a 16 bits por palabra en cada instrucción.

La gran velocidad que puede alcanzar este microcontrolador es gracias a un módulo PLL interno que multiplica hasta por 16 la frecuencia de oscilación, por esta razón el diseño contempla el uso de un cristal externo de 7.37 MHz. Alcanza una velocidad de muestro de señales analógicas a digitales superior a 100 ksp/s (cien mil muestras por segundo), con lo que consigue digitalizar señales analógicas de hasta 50 KHz teóricamente. Es óptimo para ser programado en lenguaje C bajo IDEs como MPLABX / XC8, MikroC PRO DSPIC. Para cargar el firmware puede usarse módulos antiguos como el PICKIT2 de Microchip y superiores.

⁶ Cortesía de Analog Devices. Información tomada de la hoja técnica del AD620.

⁷ Cortesía de Microchip. Información tomada de la hoja técnica del dsPIC 30F3014.

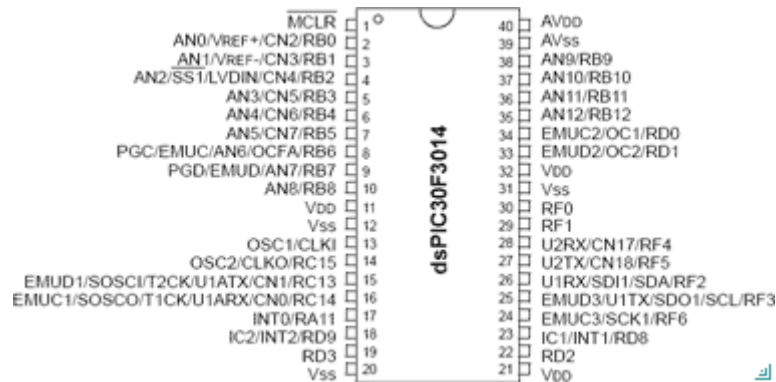


Figura 1-6. Diagrama de pines del dsPIC 30F3014 ⁸

Este microcontrolador puede operar en una ventana de voltaje de 2.5 V - 5.5 V, tiene un bajo consumo de corriente en modo dormido, y soporta hasta 24 kb en memoria de programa por lo que permite escribir códigos extensos inclusive en alto nivel. Sus dos puertos UART le permiten una versatilidad a la hora de comunicarse con otros periféricos que también usen comunicación serial o para trabajar como una interfaz terminal para monitorear el código a diseñar en tiempo real.

1.6.5 Sensor ultrasónico HC-SR04

Los sensores de ultrasonido por lo general transforman el eco recibido en señales eléctricas con la finalidad de medir la distancia que hay desde el sensor hasta el primer objeto que se encuentre en frente de él, razón por la cual genera una onda acústica en un frecuencia específica y la emite al ambiente, esta onda rebota y el sensor mide el tiempo en que ésta demora en retornar, para ello debe ayudarse de un microcontrolador ya que todo lo maneja por tiempos en que un potencial eléctrico (5 V si se maneja en el rango TTL) está presente.



Figura 1-7. Sensor ultrasónico HC-SR04 ⁹

⁸ Cortesía de Microchip. Hoja técnica del dsPIC 30F3014.

⁹ Extraído de: http://www.ezsb.com/index.php/products/hc-sr04-ultrasonic-distance-sensor.html#.VgLF_ct_NBc

En la Figura 1-7 se muestra el sensor ultrasónico a emplear que es el HC-SR04, el mismo que posee 4 pines: dos para polarización de 5 V y tierra, un pin de salida (Echo) para generar la onda acústica a emitirse, y otro pin (Trigger) para recibir el pulso generado que ocurre cuando ha detectado el eco (o retorno de la onda acústica).

El sensor ultrasónico es de fácil uso. En lenguaje C existen librerías que ya abstraen y miden el tiempo de manera muy sencilla. Tiene la capacidad de medir distancia que van desde 2 centímetros hasta un máximo de 4 metros, con la desventaja de que siempre debe estar apuntando hacia su objetivo a medir, bajo una tolerancia de 30 grados de apertura que está en función del modelo de propagación del sonido.

CAPITULO 2

2. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

Como se trató en el capítulo 1, la definición del problema consiste en adaptarle a una silla de ruedas eléctrica un sistema de control basado en sensores bioeléctricos que sean una alternativa para no usar el joystick de mando con que vienen estas sillas porque el usuario será una persona impedida de la maniobrabilidad de sus manos.

Para resolver este problema se inicia estudiando las características de la silla. En el presente proyecto se tuvo a disposición trabajar con la silla de ruedas eléctrica modelo JET 3 Ultra del fabricante "Pride Mobility Products Corp." que se muestra en la Figura 2-1, donde se detallan sus partes principales. En el Apéndice B se dan más detalles técnicos de la silla.

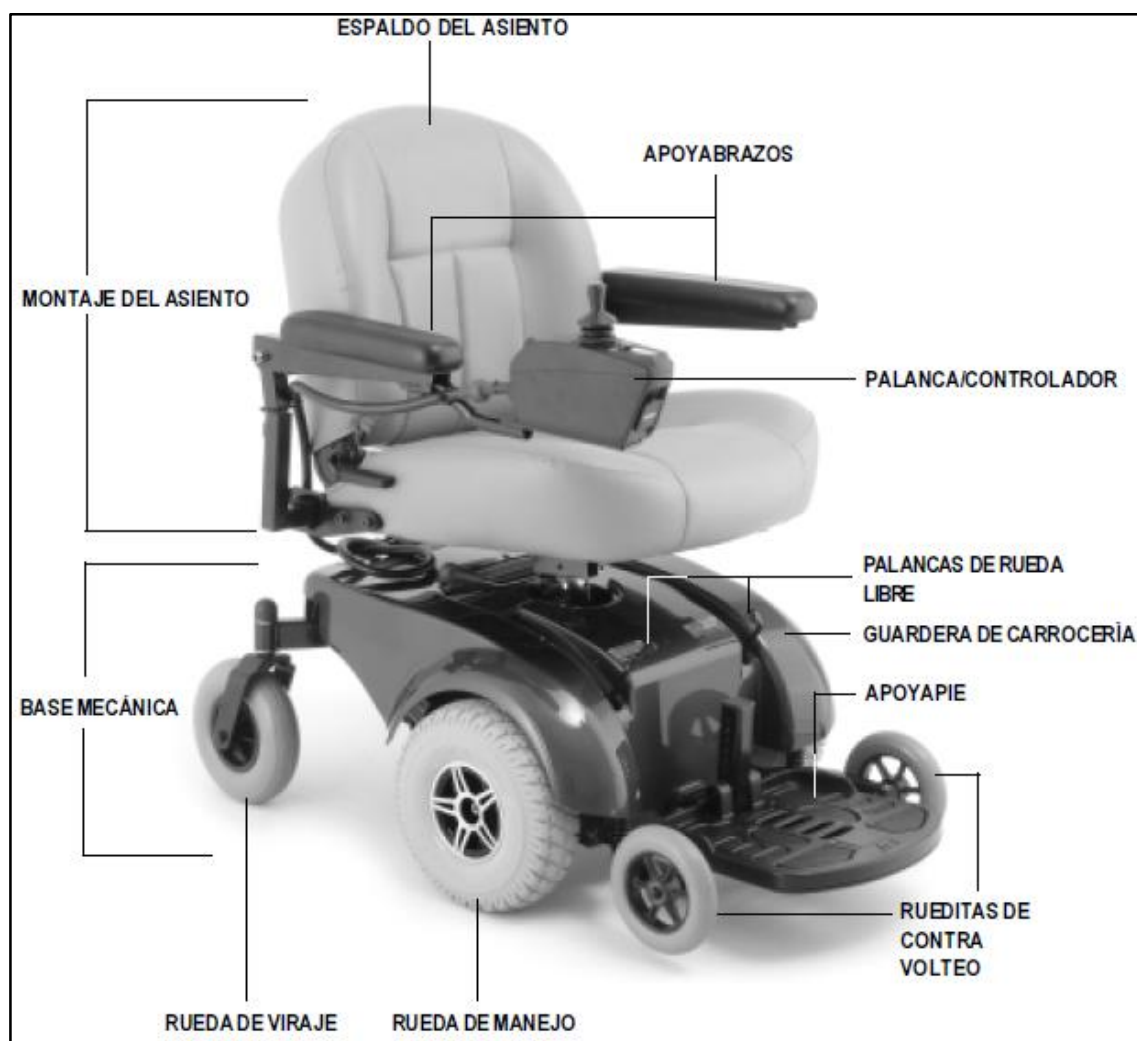


Figura 2-1. Silla de ruedas eléctrica JET 3 ¹⁰

¹⁰ Cortesía de *Pride Mobility Products Corp.* Extraído del Manual de Instrucciones de la JET 3.

Piloto es el controlador estándar u original de la silla. En la Figura 2-3 se observan las partes que lo constituyen. Normalmente el controlador piloto está montado en el apoyabrazo izquierdo (se lo puede cambiar) y se conecta a los motores, baterías y al cargador a bordo en la bandeja electrónica.



Figura 2-2. Controlador piloto

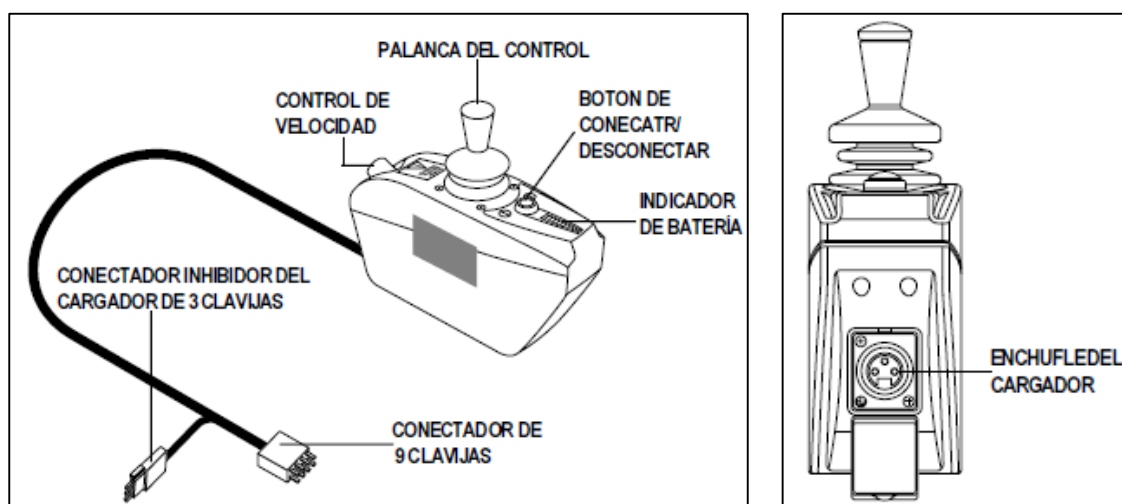


Figura 2-3. Detalle del controlador piloto ¹¹

2.1 Parámetros a considerar para la formulación de alternativas

Ahora, luego de haber planteado el problema, se hará consideración de algunos aspectos importantes para la formulación de alternativas válidas que resuelvan el problema.

¹¹ Cortesía de *Pride Mobility Products Corp.* Extraído del Manual de Usuario de la JET 3.

Para este fin se debe de estudiar cuáles son las necesidades de los usuarios potenciales, que son personas que tan sólo pueden mover la cabeza. En la Tabla 2 se presentan los requerimientos de usuario, o sea lo que finalmente se espera que satisfaga la silla (con el nuevo sistema de control adaptado). Entre estos requerimientos podemos apreciar que la seguridad que ofrezca al usuario es lo más importante. Adicionalmente se espera que exista una retroalimentación al usuario de las órdenes dadas, para que él se dé cuenta de que el sistema de control ha captado la orden o no.

Tabla 2. Requerimientos de usuario

Seguridad al operarlo
Aviso o retroalimentación de órdenes dadas
Rápida respuesta de mando
Rápida respuesta contra obstáculos
Facilidad de aprendizaje del manejo
Facilidad y comodidad al operarlo

Lo siguiente que se debe dejar planteado es qué funciones específicamente se espera que la silla finalmente cumpla. La silla actualmente se manipula en su controlador piloto, donde normalmente se ha venido maniobrando su joystick, girando su perilla para regular velocidad y pulsando un botón para encendido o apagado de la silla; pero ahora todas estas maniobras deben ser realizadas por el usuario potencial sin el uso de las manos, por lo que en la Tabla 3 se numeran todas las funciones que deberá cumplir el nuevo sistema de control en la silla.

Tabla 3. Funcionalidades

1. On-Off del controlador piloto de la silla
2. Uso alternativo manual del joystick (bypass del uso original)
3. Sonido o pitido para retroceso y de aviso al usuario para otros comandos
4. Movimiento hacia adelante, retroceso y giro hacia derecha e izquierda
5. Detección de obstáculos por delante y detrás de la silla
6. Frenado
7. Cambio de velocidad

Una vez que se ha comprendido qué es lo que concretamente desea el potencial usuario, se puede entonces estimar a priori ciertas características técnicas que deberá tener como mínimo el nuevo sistema de control. En la Tabla 4 se detallan algunas estas especificaciones técnicas.

Tabla 4. Especificaciones técnicas

Especificación técnica:	valor o nivel:
blindaje contra ruido eléctrico	alto (Filtro Pasa Bajos a 40Hz y Notch a 60 Hz)
forma del sistema de control	tarjeta electrónica rectangular
resolución y precisión de movimiento	alta: digitalización de 10 bits con Microcontrolador de Arduino
rapidez en la transmisión de datos u órdenes	alta: 19200 bits/s
nivel sonoro del pitido	30 dB con diferentes tonos

Para el diseño es menester establecer las restricciones que limiten el mismo. Estas restricciones nacen de los requerimientos del potencial usuario, como por ejemplo comodidad. En la Tabla 5 se presentan las restricciones o limitaciones del diseño.

Tabla 5. Restricciones o limitaciones de diseño

Restricciones o limitaciones de diseño:	valor:
tamaño máximo de la tarjeta electrónica	30x20 cm ² o 50% del área del espaldar
peso máximo de la tarjeta electrónica	500 gramos
peso máximo del sistema de sensores sobre la cabeza del usuario	200 gramos
nivel máximo de parálisis facial del usuario	moderado: al menos que pueda mover los ojos lateralmente y pestañear con fuerza

2.2 Planteamiento de alternativas de solución

Existen varias alternativas para la movilidad de una silla de ruedas eléctrica. Se plantearán estas tres: a) usando electrodos en la cara y sensando las señales mioeléctricas, b) usando electrodos en el cráneo para sensar las señales producidas por el cerebro y c) usando una webcam para rastrear el movimiento de la pupila ocular y procesar digitalmente la imagen.

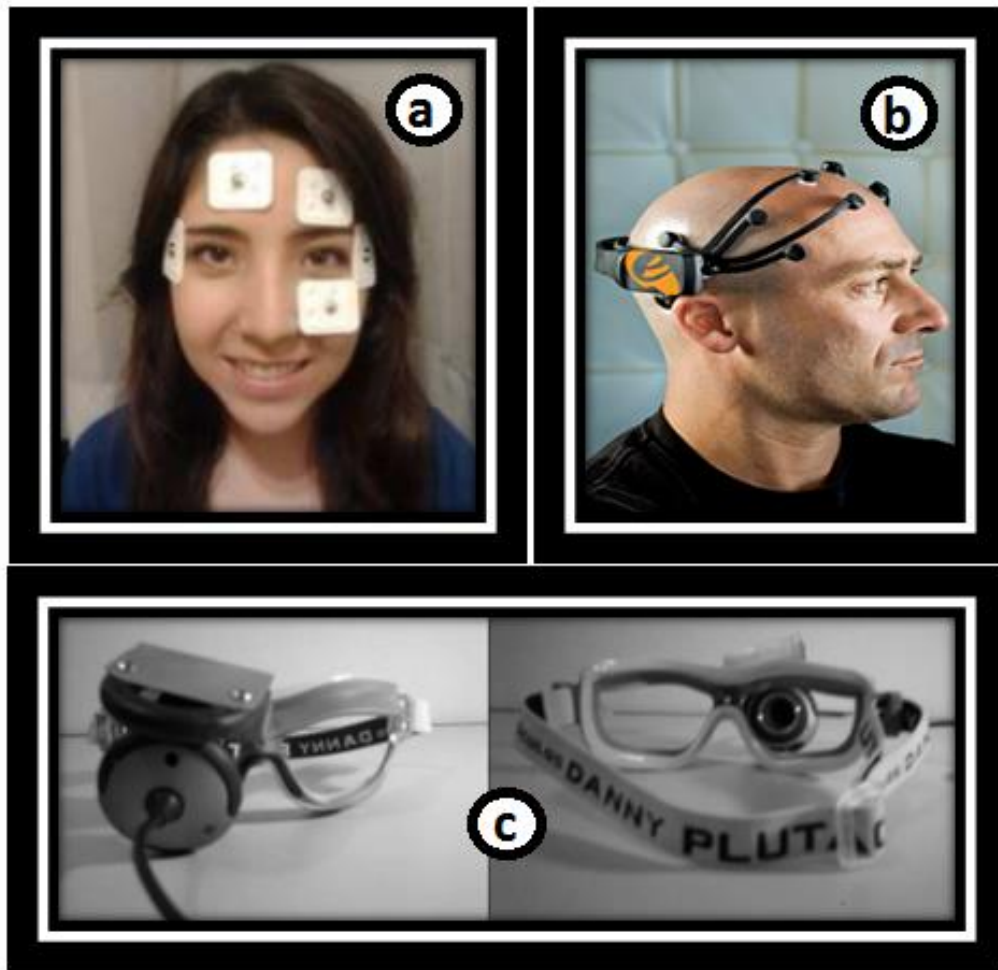


Figura 2-4. Alternativas para la movilidad de una silla de ruedas eléctrica: a) EOG, b) EEG, c) webcam ¹²

Opción a) Señales EMG/EOG

Como se muestra en la Figura 2-4-a, consiste en cinco electrodos que miden las señales mioeléctricas de los músculos alrededor de los ojos, dos para sensar el movimiento vertical de los ojos, es decir mirar hacia arriba y hacia abajo o pestañear, dos más para sensar la mirada hacia la izquierda y derecha, es decir el movimiento horizontal, y una última para referenciar las señales mioeléctricas que va conectada a la tierra de un circuito electrónico para procesar dichas señales analógicas.

Opción b) Señales EEG

Como se puede apreciar en la Figura 2-4-b, se trata de un arreglo de sensores sobre el cráneo con el fin de capturar las señales cerebrales de diferentes frecuencias; usa el mismo principio de instrumentación de la opción a, pero su procesamiento es más complejo, sin mencionar que su amplitud y su frecuencia varían de manera significativa

¹² Extraído de : <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/19459.pdf> y de: http://www.academia.edu/9780626/Capacidades_de_un_Eye-Tracking_de_Bajo_Costo_Utilizando_un_Sistema_de_EOG

en relación a las señales EMG/EOG. Este tipo de soluciones requieren un mayor tiempo de diseño por su grado de complejidad.

Opción c) Webcam

Esta solución es más orientada a software, pero que satisface las necesidades de movimiento. Como desventaja se puede apreciar en la Figura 2-4-c que el dispositivo limita la visión del ojo derecho.

2.3 Matriz de decisión y funcionamiento de la solución electa

En la Tabla 6 se presenta la matriz de decisión que contiene las valoraciones asignadas a cada alternativa para cada criterio correspondiente:

Tabla 6. Matriz de decisión

Criterio de selección:	valor	OPCION 1: EMG	OPCION 2: EEG	OPCION 3: webcam
Ergonomía y comodidad del usuario al portar los sensores y al manejar la silla	15	8	15	7
Facilidad del diseño ingenieril del sistema (incluida programación)	14	13	4	8
Facilidad de manejo y adaptación del usuario al sistema de control	13	9	7	9
Facilidad de colocación y quitado de sensores al usuario	11	5	6	10
Seguridad	10	8	8	8
Estética	8	5	4	7
Construirla en el menor tiempo posible	7	7	3	4
Facilidad de reprogramación del microprocesador y calibración	7	6	4	6
Costo económico de adquisición para que todos puedan comprarlo	3	2	1	3
Vida útil del producto	3	3	3	3
Durabilidad	2	2	2	2
Confiabilidad	2	2	1	1
Que consuma poca energía para que la batería dure mucho	2	2	2	1
Construido con materiales reciclables	2	0	0	0
Facilidad de mantenimiento y reparación	1	1	0	1
TOTAL	100	73	60	70

Se ha electo como solución emplear las señales EOG/EMG que consiste en sensar los movimientos que realiza la mirada, como pestañeos o cualquier movimiento muscular que esté ligado a la visión, para así convertirlo en órdenes y ejecutar movimientos de la silla.

Se contempla diseñar la solución viendo el problema desde un esquema Sensor-Controlador-Actuador, es decir que una parte del proyecto estará enfocada a sensar las señales del cuerpo, mientras la otra parte se enfoca en el movimiento de los motores de una manera determinada, y como los motores se accionan mediante la palanca de mando, entonces el joystick representa el actuador del sistema que se debe comandar mediante las órdenes sensoriales.

Tanto el sensor como el actuador están vinculados mediante un controlador; aquí se propone usar un microcontrolador, el cual a través de un algoritmo específico gestiona tanto las señales a sensar como las señales de ejecución o también llamadas señales de mando que recibe el actuador o joystick.

Una vez definida una abstracción de la solución, lo que queda es enfocarse en cada una de las partes mencionadas para así darle una forma detallada a la solución y poder generar un esquema funcional.

Para poder sensar una señal de baja intensidad como lo son las mioeléctricas, se recomienda primero acondicionarla, por esto la señal de interés será sometida a algunas etapas como son: amplificación diferencial, filtrado, amplificación posterior y digitalización; pudiendo cada una de estas etapas resolverse de distintas maneras e inclusive agregarse más etapas, como son una pre amplificación antes del filtrado.

El controlador, una vez que ha sensado la señal, debe gestionar las señales de ejecución partiendo de una secuencia de reglas definidas o algoritmo. Tanto para el controlador como para el algoritmo se tiene una variada gama de opciones que podrían resolver el problema. Elegir un tipo de controlador u otro variaría el costo final del proyecto y diseñar un algoritmo apropiado optimizará el diseño.

2.4 Caja negra

En la Figura 2-5 se muestra la caja negra del sistema a diseñar. En ella sólo se ven las entradas y las salidas. Como entrada hay dos señales mioeléctricas diferenciales (movimiento vertical de ojos y horizontal), es decir (5 señales contando la última como neutro o tierra). Las salidas son las dos señales PWM de mando al servomecanismo que desplazará el joystick.

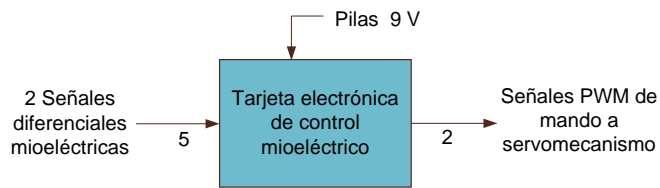


Figura 2-5. Caja negra

2.5 Caja transparente

En la Figura 2-5 se muestra la caja transparente del diseño, donde sin mayor detalle se muestran las partes más relevantes que lo constituyen. En la Figura 2-6 se muestra un esquema equivalente a la caja transparente detallado más ampliamente.

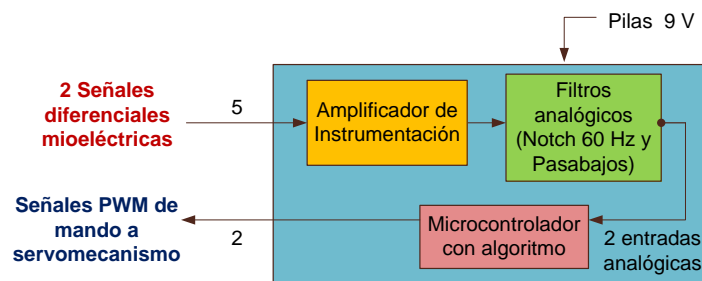


Figura 2-6. Caja transparente

2.6 Esquema general del sistema a diseñar

El esquema que se detalla en la Figura 2-7 contempla la solución del proyecto partiendo de cinco señales mioeléctricas donde las naranjas representan el movimiento horizontal del usuario, las verdes representan el movimiento vertical y la azul la tierra, que debe estar conectada al circuito para que se establezca un nivel de referencia.

Luego cada par de señales pasan por una etapa de filtrado empezando con el A.I. (amplificador de instrumentación), luego un filtro pasa alto, un filtro pasa bajo y finalmente un filtro rechazo de banda o Notch para las señales de 60 Hz (de la red eléctrica convencional), y a partir de aquí se tienen señales tanto negativas como positivas por lo que se agrega un offset DC a las señales, en vista de que los filtros son activos y agregan una ganancia a cada señal.

Posteriormente se procesan paralelamente las señales, para esto se colocó seguidores unitarios para desacoplar las impedancias. Por un lado una tarjeta electrónica Arduino, interpreta las señales para comandar el movimiento de un servomecanismo que impulsa el joystick. Desde esta tarjeta Arduino también se genera una señal digital que da una retroalimentación sonora al usuario para que él caiga en cuenta de que el sistema captó un pestañeo o mirada. Mientras tanto, independientemente del Arduino, el dsPIC recibe las señales filtradas y las envía de manera inalámbrica a una computadora remota para monitorearlas mediante una aplicación en LabVIEW.

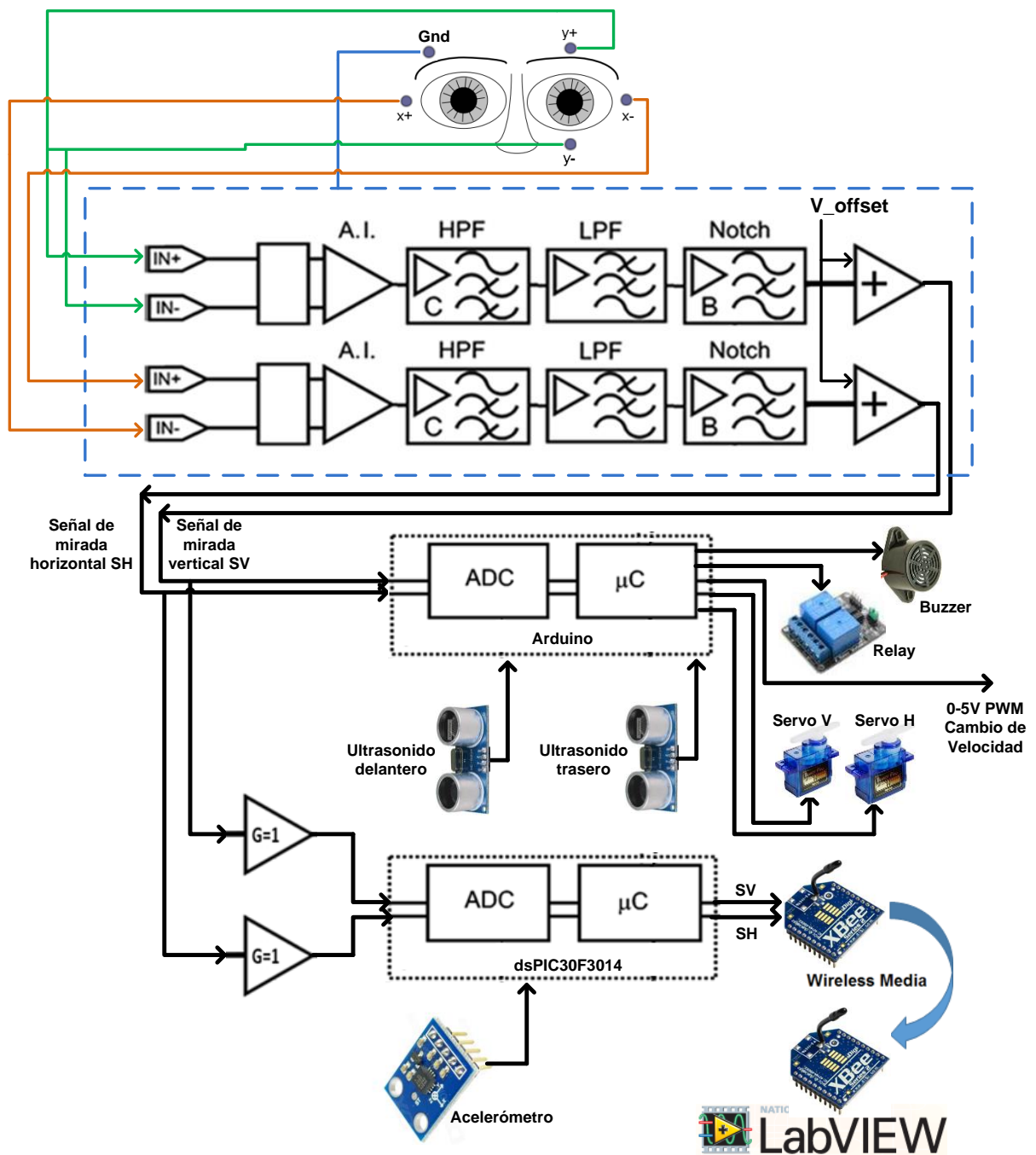


Figura 2-7. Esquema general del sistema de control a diseñar

2.7 Acondicionamiento de la señal

En la figura 2-8 y en el Apéndice E se puede apreciar el esquemático del circuito de acondicionamiento de la mioseñal.

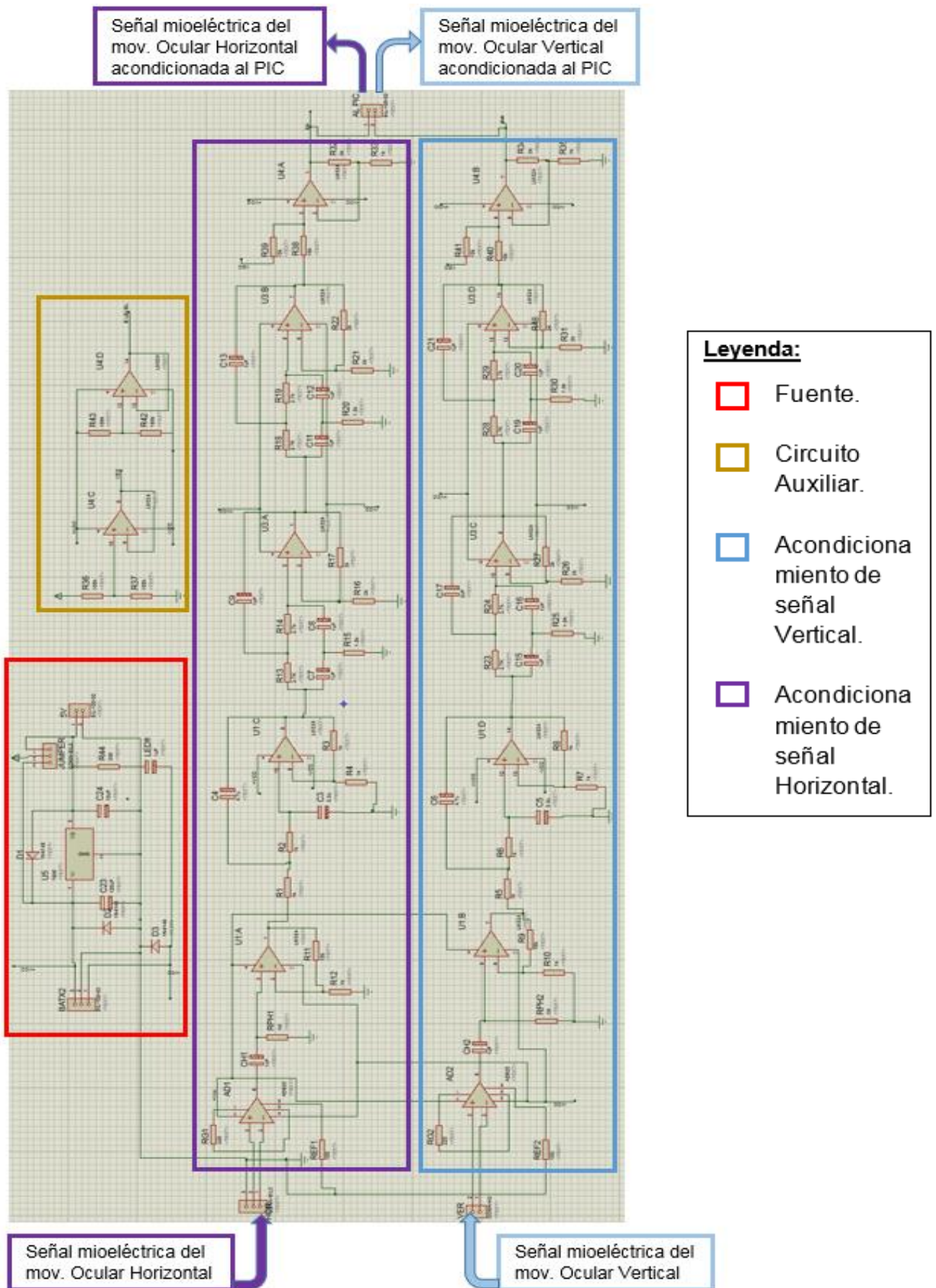


Figura 2-8. Esquemático del circuito de acondicionamiento

Las señales serán directamente leídas por los electrodos a través del contacto con la piel y deben ser conectados a unos cables apantallados (ver Figura 1-2). Los extremos de los cables deben ir atornillados a unas borneras sujetas a la placa electrónica para iniciar el proceso de acondicionamiento, cuyo objetivo es convertir la mioseñal hacia un rango de voltaje de 0 a 5V con una frecuencia que oscile entre 0.2Hz y 40Hz, para lo cual deberá pasar por varias etapas (ver Figura 2-9). Luego de este acondicionamiento estarán aptas para ingresar a la etapa de digitalización en las entradas analógicas del Arduino.

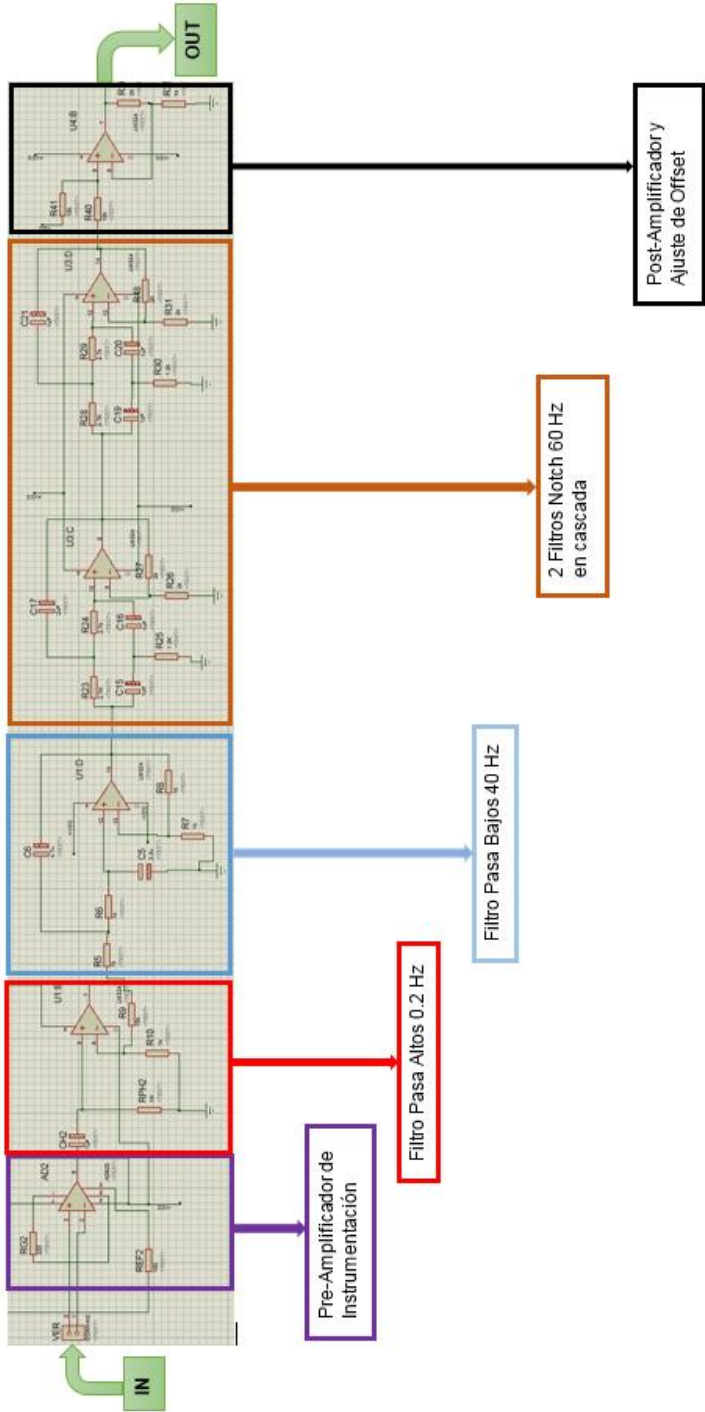


Figura 2-9. Etapas del circuito de acondicionamiento

2.7.1 Preamplicación diferencial

Esta primera etapa se compone de un CI amplificador de instrumentación AD620, Figura 2-10., el cual tiene un alto CMRR (mayor a 118 dB para 60 Hz).

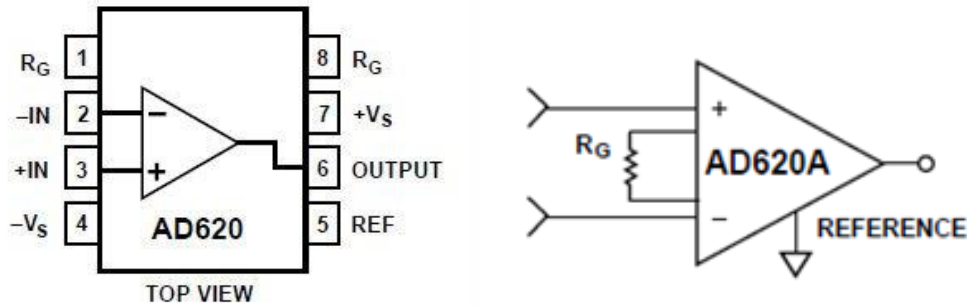


Figura 2-10. Integrado AD620 (Amplificador de Instrumentación)

A continuación en la Figura 2-11 se muestra el circuito equivalente del Amplificador de Instrumentación, en la cual la resistencia R_G es externa y la colocamos en base a la ganancia que deseemos obtener. R_G se dimensiona mediante la fórmula de su datasheet:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad (2.1)$$

Donde G es la ganancia. R_G se la implementó con un trimmer de 1 k Ω para conseguir una ganancia variable de máximo 50.40 según lo predice la Tabla 7 del fabricante del AD620.

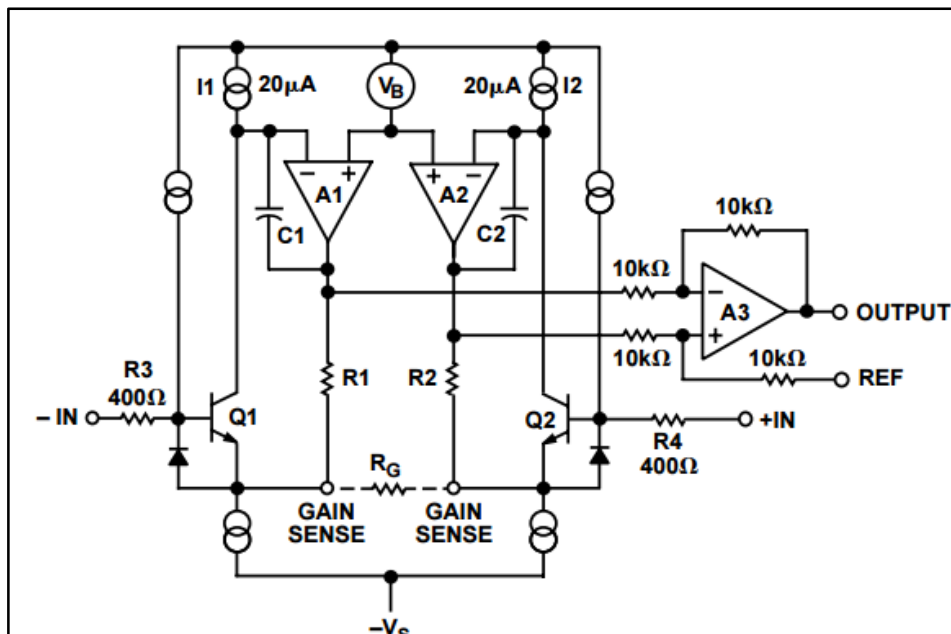


Figura 2-11. Circuito equivalente del integrado AD620 ¹³

¹³ Cortesía de Analog Devices. Hoja técnica del AD620.

Tabla 7. Valores requeridos de los resistores de ganancia R_G ¹⁴

1% Std Table Value of $R_G(\Omega)$	Calculated Gain	0.1% Std Table Value of $R_G(\Omega)$	Calculated Gain
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003.0

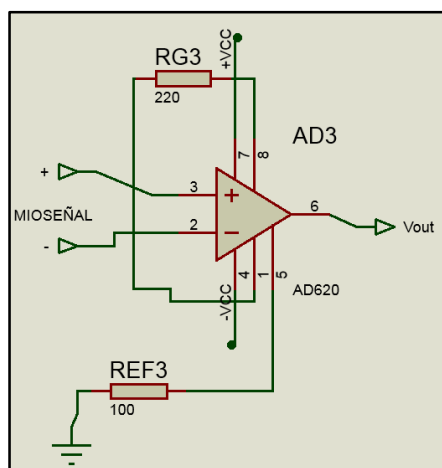


Figura 2-12. Circuito implementado Preamplificador con AD620

2.7.2 Filtro Pasa Altos

Este filtro tiene como objetivo eliminar la componente DC de las señales; esta componente es resultado de la diferencia de potencial entre los electrodos con respecto al de referencia.

Cuando la señal pasa por el amplificador de instrumentación, la componente DC también es amplificada, lo que produciría en las etapas siguientes una saturación de los OpAmps. Para evitar ese problema se diseñará un filtro Pasa Altos con frecuencia de corte menor o igual a 0.2 Hz.

¹⁴ Cortesía de Analog Devices. Hoja técnica del AD620.

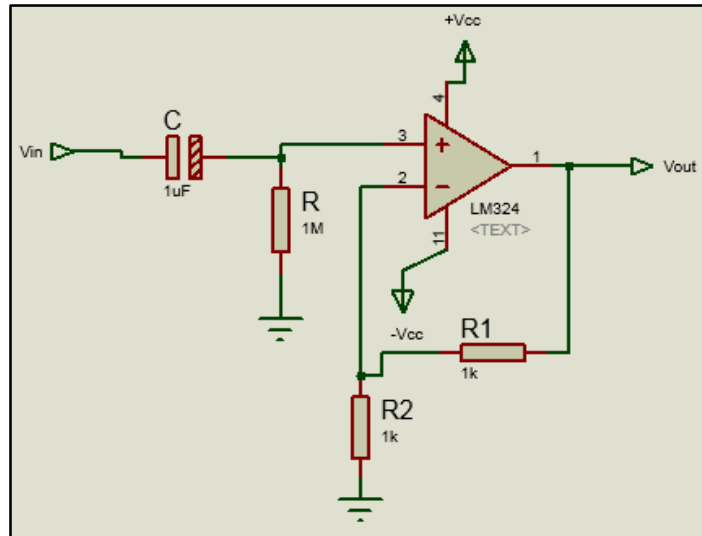


Figura 2-13. Filtro Pasa Altos implementado

El filtro diseñado es un filtro Pasa Altos de primer orden no inversor, cuya función de transferencia es:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{s}{s + \frac{1}{RC}} A_0 \quad (2.2)$$

Donde A_0 es la ganancia del filtro:

$$A_0 = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (2.3)$$

La frecuencia de corte es:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.4)$$

Donde: R y C son la resistencia y capacitancia que conforman el filtro. Ver Figura 2-14.

Al escoger los valores de $R = 1\text{M}\Omega$ y $C = 1\mu\text{F}$ y reemplazarlos en la ec. 2.4 se obtiene la frecuencia de corte deseada:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(1 \times 10^6)(1 \times 10^{-6})} = 0.159 \text{ Hz}$$

Y con $R_1 = R_2 = 1\text{k}\Omega$ se tiene la ganancia:

$$A_0 = 1 + \frac{R_1}{R_2} = 1 + \frac{1\text{k}\Omega}{1\text{k}\Omega} = 2$$

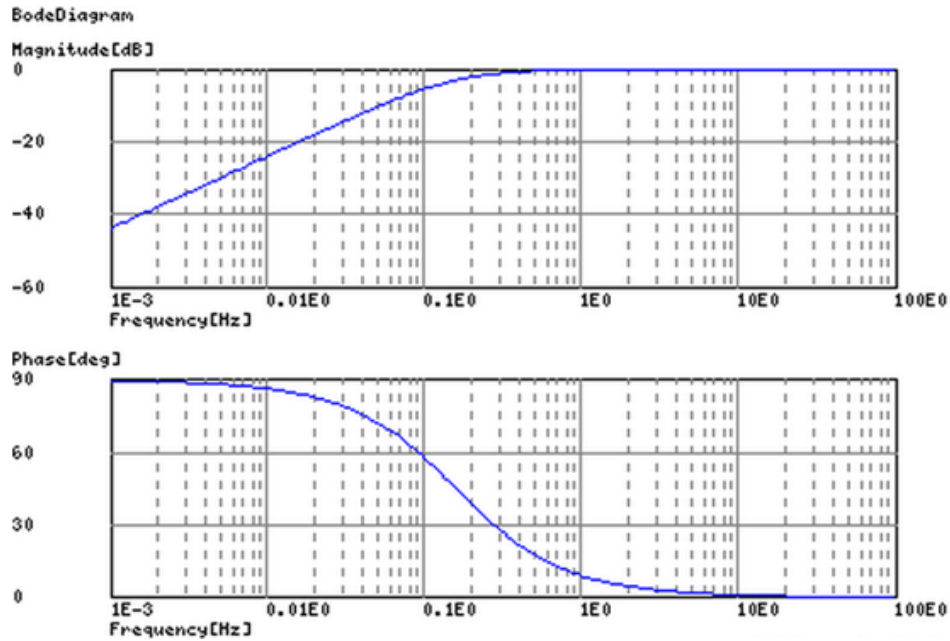


Figura 2-14. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Pasa Altos

2.7.3 Filtro Pasa Bajos ¹⁵

La existencia del ruido ambiental de alta frecuencia en la señal, debida a la inducción electromagnética de radiofrecuencia, internet, etc., demanda necesariamente la implementación de un filtro Pasa Bajos. El filtro diseñado es de segundo orden, del tipo Sallen Key, con una frecuencia de corte de 40Hz.

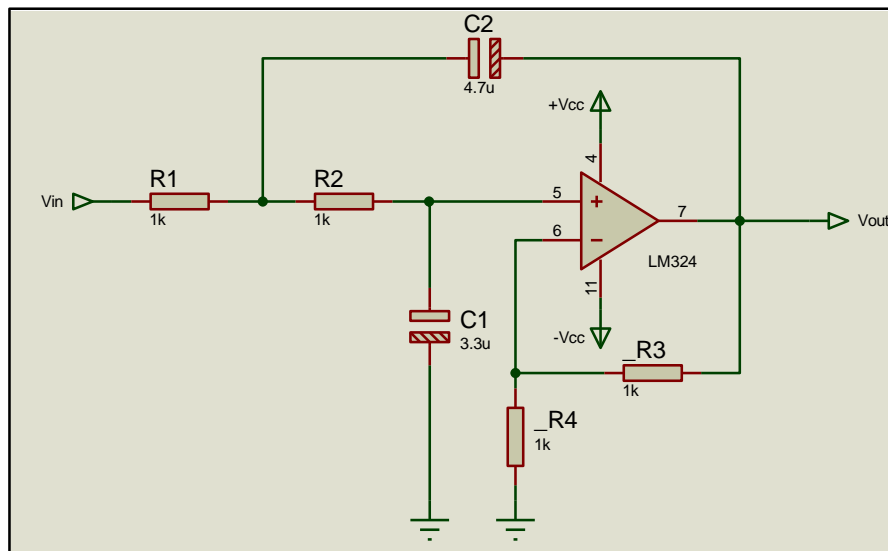


Figura 2-15. Filtro Pasa Bajos implementado

La función de transferencia del filtro está dada por la ec. 2.5:

¹⁵ Las fórmulas aquí descritas se tomaron de: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\frac{A_0}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{s^2 + s \left(\frac{R_2 C_2 + R_1 C_2 + R_1 C_1 (1 - A_0)}{R_1 R_2 C_1 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.5)$$

Donde: $R_1, R_2, R_3, R_4, C_1, C_2$ son las resistencias y capacitancias que conforman el filtro. Ver Figura 2-16. El factor A_0 es la ganancia definida como:

$$A_0 = 1 + \frac{R_3}{R_4} \quad (2.6)$$

Reescribiendo la ec. 2.5 como la forma genérica de una función de transferencia de segundo orden tenemos:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{A_0 \omega_0^2}{s^2 + \alpha \omega_0 s + \omega_0^2} \quad (2.7)$$

Y luego comparando la ec.2.7 con la actual función de transferencia (ec. 2.5) se puede obtener la frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\omega_0} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (2.8)$$

Para obtener la frecuencia deseada se escogen los valores de:

$$R_1 = R_2 = 1k\Omega$$

$$C_1 = 3.3\mu F \text{ y } C_2 = 4.7\mu F$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(1 \times 10^3)(3.3 \times 10^{-6})(1 \times 10^3)(4.7 \times 10^{-6})}} = 40.4 \text{ Hz}$$

La frecuencia de corte teórica que se obtiene es $f_c = 40.41 \text{ Hz}$

Y la ganancia del filtro será $A_0 = 2$.

$$A_0 = 1 + \frac{R_3}{R_4} = 1 + \frac{1k\Omega}{1k\Omega} = 2$$

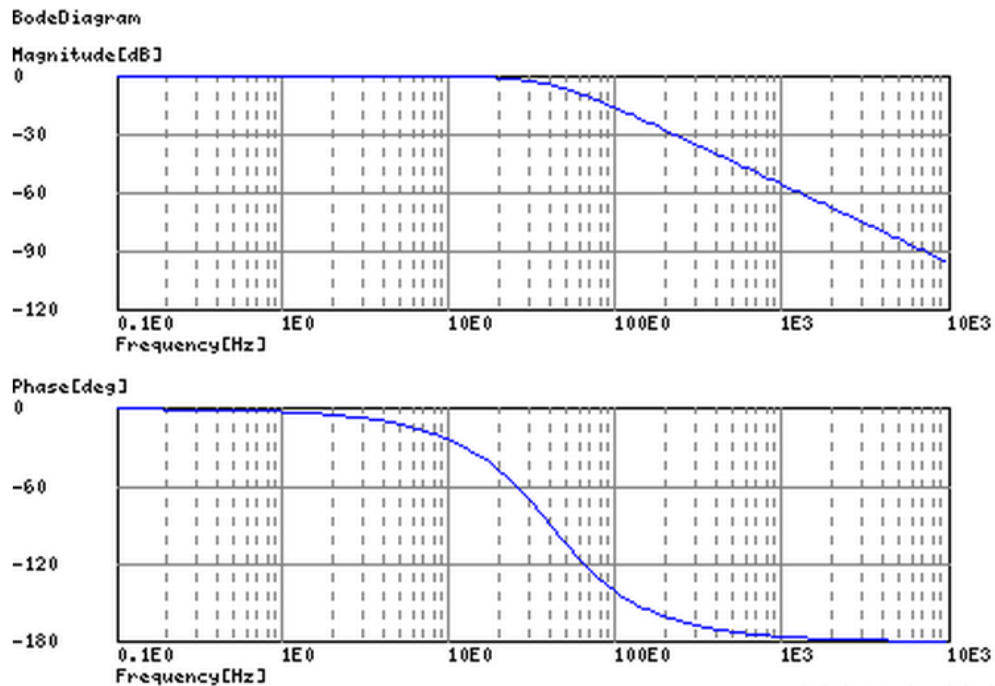


Figura 2-16. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Pasa Bajos

2.7.4 Filtro Notch ¹⁶

La señal obtenida de las etapas anteriores es susceptible a ruidos de 60Hz, los cuales son inducidos por la red eléctrica. Para eliminar este problema se utiliza un filtro Notch o también llamado filtro de rechazo banda; este filtro no permite el paso de las señales con las frecuencias especificadas. Se diseñó un filtro tipo Sallen Key Chebyshev 1dB. La configuración del filtro se muestra en la Figura 2-17.

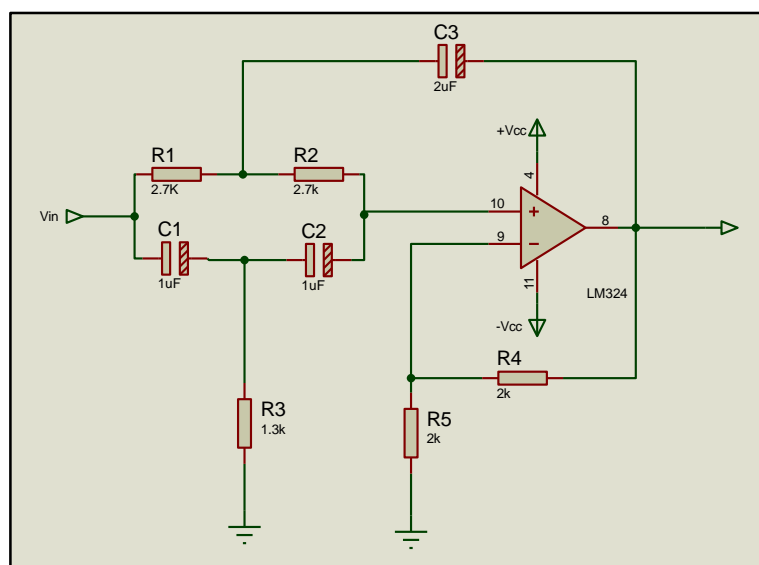


Figura 2-17. Filtro Notch implementado

¹⁶ Las fórmulas aquí descritas se tomaron de: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/TwinTCRkeisan.htm>

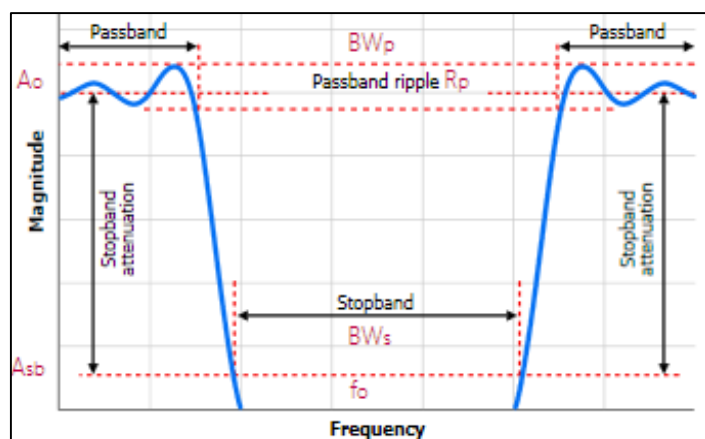


Figura 2-18. Parámetros del Filtro Notch ¹⁷

El diseño se realizó en base a los siguientes requerimientos (cuyo significado se encuentra en la Figura 2-18):

- Ganancia de Pasabanda $A_0 = 2$
- Frecuencia Central $f_o = 60 \text{ Hz}$
- Factor de Calidad $Q = 12$
- Ancho de Pasabanda $BW_p = 5 \text{ Hz}$

Para esta configuración la función de transferencia está dada por:

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{s^3 + s^2 \frac{1}{C_1} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) + s \frac{1}{C_1 R_1 R_2} \left(\frac{1}{C_3} + \frac{1}{C_2} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}}{s^3 + s^2 \left(\frac{1}{C_1 R_1} + \frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{C_2 R_2} + \frac{1}{C_2 R_3} + \frac{1}{C_3 R_2} \right) + s \left(\frac{1}{C_2 R_3 C_1 R_1} + \frac{1}{C_2 R_3 C_1 R_2} + \frac{1}{C_3 C_1 R_1 R_2} + \frac{1}{C_2 C_1 R_1 R_2} + \frac{1}{C_2 C_3 R_3 R_2} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}} \quad (2.9)$$

La ec. 2.10 muestra cómo calcular la frecuencia de corte 1 de este filtro:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}}{C_3 R_1 R_2}} \quad (2.10)$$

La ec. 2.11 muestra cómo calcular la frecuencia de corte 2 de este filtro:

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_1 C_2 R_3 (R_1 + R_2)}} \quad (2.11)$$

Para obtener la frecuencia central deseada de 60 Hz se escogen los valores de:

$$R_1 = R_2 = 2.7k\Omega \text{ y } R_3 = 1.3k\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 1\mu F \text{ y } C_3 = 2\mu F$$

Reemplazando en las ec. 2.10 y 2.11 tenemos las frecuencias de corte:

$$f_{c1} = 58.9 \text{ Hz}$$

¹⁷ Extraído de la web de WEBENCH® Filter Designer:

<http://www.ti.com/lscds/ti/analog/webench/webench-filters.page?DCMP=sva-web-filter-en&HQS=sva-web-filter-filterdesignernativity-en>

$$f_{c2} = 60.1 \text{ Hz}$$

Reemplazando en la ec. 2.9 la función de transferencia, que es de tercer orden, queda:

$$G(s) = \frac{s^3 + 370.37037037s^2 + 137174.211248s + 52759312.0186}{s^3 + 1880.34188034s^2 + 706974.781049s + 52759312.0186} \quad (2.12)$$

La ganancia de este filtro es:

$$A_0 = 1 + \frac{R4}{R5} = 1 + \frac{2k\Omega}{2k\Omega} = 2$$

En la Figura 2-19 se muestra el gráfico de Bode correspondiente al filtro utilizado.

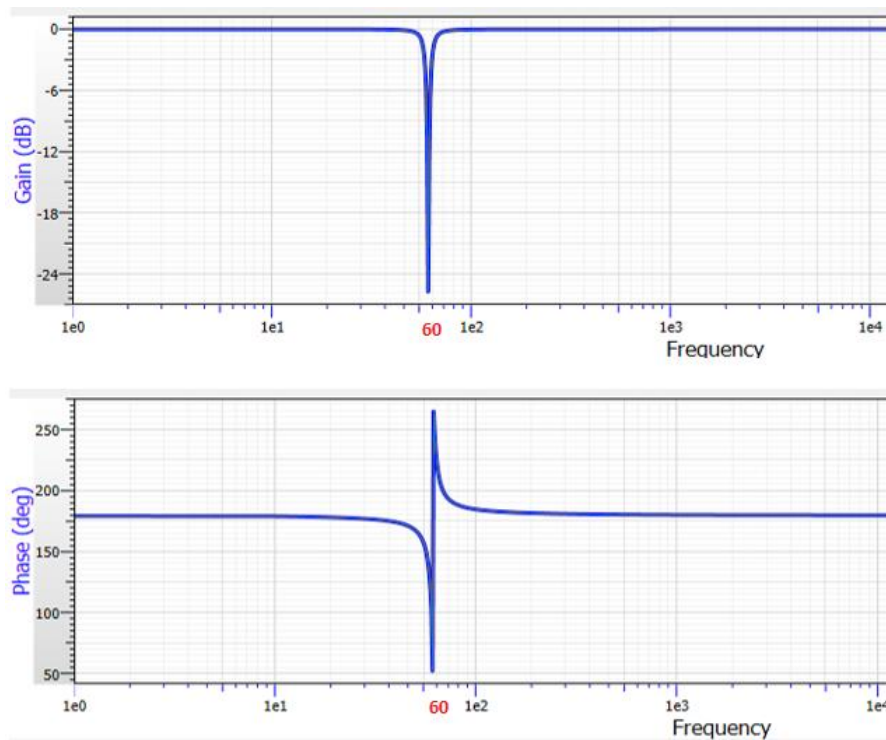


Figura 2-19. Diagrama de Bode de magnitud y fase del Filtro Notch ¹⁸

Como es de esperarse, la señal de 60Hz es atenuada significativamente, y las señales de baja frecuencia no son afectadas por este filtro, dentro de las cuales se encuentran nuestras señales mioeléctricas de interés.

¹⁸ Cortesía de Texas Instruments. Gráfica resultado del diseño del filtro Notch en el software WEBENCH® Filter Designer.

2.7.1 Circuito Postamplificador y de Ajuste del Offset

Es necesario una etapa final que agregue un voltaje de offset a las señales mioeléctricas acondicionadas para mantenerlas dentro del rango de 0-5V, que es el voltaje admisible de las entradas analógicas de la placa Arduino. Con este circuito se intenta mantener un nivel DC de 2.5V aproximadamente en ambas señales acondicionadas. En la Figura 2-20 se muestra la configuración del sumador no inversor que se ha usado para este efecto, en el cual se observa un potenciómetro RV1 con el cual se calibra el offset.

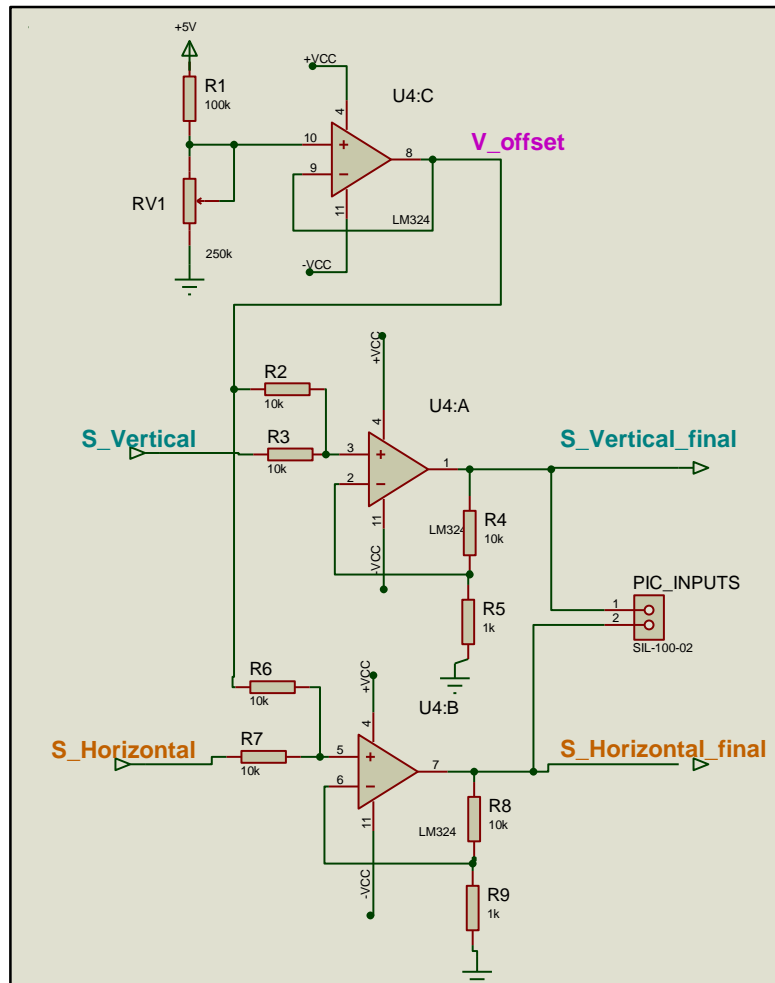


Figura 2-20. Circuito implementado Postamplificador y de Ajuste del Offset

En la Figura 2-21 se tiene uno de los dos sumadores (que son idénticos), y la fórmula de la señal de salida V_o viene dada por:

$$V_o = \left(1 + \frac{R_4}{R_5}\right) \left(\frac{R_3}{R_2} V_{offset} + V_i\right) \quad (2.13)$$

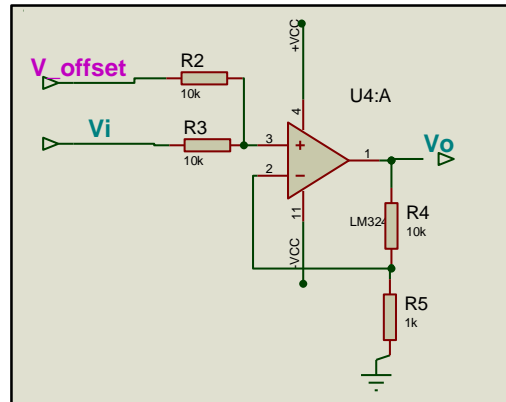


Figura 2-21. Sumador no inversor

Se escogen los valores de: $R_2 = 10k\Omega$, $R_5 = 10k\Omega$, $R_4 = 10k\Omega$, $R_5 = 1k\Omega$

Reemplazando en la ec. 2.13 se tiene:

$$V_o = 11(V_{offset} + V_i) \quad (2.14)$$

Es decir la ganancia de este circuito de Ajuste de Offset es:

$$A_0 = 11$$

2.8 Controlador digital

2.8.1 Circuito electrónico digital de control y monitoreo

Se puede apreciar en la Figura 2-22 el detalle del diagrama esquemático de la circuitería digital, tanto los sensores ultrasónicos como microprocesadores que van a ejecutar la etapa de procesamiento o interpretación, control y retroalimentación. Toda esta etapa va después de la etapa de filtrado o acondicionamiento y se alimenta con un voltaje de +12V provenientes de la fuente propia del controlador piloto de la silla eléctrica, por lo que primero se debe regular el voltaje a +5V por medio de un integrado 7805, entregando hasta 1A de ser necesario para el correcto funcionamiento de todos los demás elementos, ya sean servomotores, sensores de ultrasonido, amplificadores operacionales, buzzer (zumbador), Arduino y dsPIC.

El módulo de radio frecuencia XBee funciona a +3.3V por lo que necesita de un módulo regulador adicional, entonces para este diseño se escogió el módulo “SparkFun XBee Explorer Regulated” que se encarga de cambiar el voltaje TTL de +5V a +3.3V.

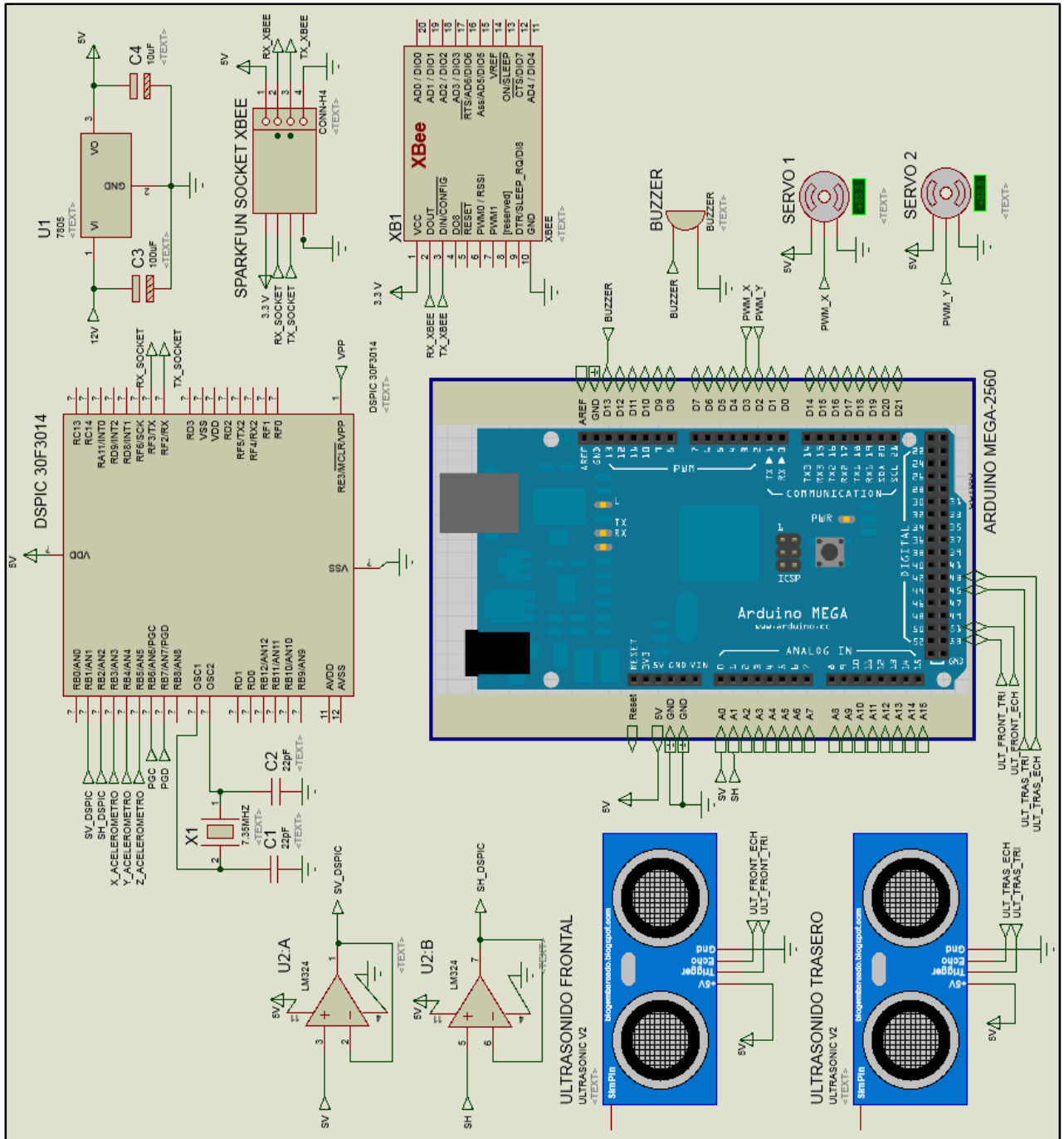


Figura 2-22. Esquemático de la electrónica digital de control y monitoreo

2.8.2 Algoritmo de control del Arduino

Básicamente el algoritmo, que es la lógica de funcionamiento de la silla, está basado en una lista combinación de miradas que se definió desde un principio antes de escribirlo. Esta lista se encuentra en la Tabla 8.

Primeramente el algoritmo recibe los siguientes valores constantes (convertidos de voltaje 0-5V a escala de 0-1024) que representan los umbrales de voltaje que generan las cuatro diferentes miradas que empleará el usuario:

- ✓ Pestañeo fuerte
- ✓ Pestañeo normal
- ✓ Mirada hacia la izquierda
- ✓ Mirada hacia la derecha

También se ingresan como constantes los tres tiempos siguientes en milisegundos:

- ✓ Máxima duración de un pestañeo (mide el máximo tiempo permitido para cerrar y abrir los ojos, más allá del cual no se lo considerará como pestañeo para la combinación de miradas de la Tabla 8).
- ✓ Máxima duración de una mirada horizontal (lo que demora el desplazamiento de la pupila desde el centro, llegada al extremo y hasta que retorna al centro).
- ✓ Máximo intervalo entre pestañeo (mide el máximo tiempo permitido entre pestañeos seguidos, más allá del cual no se los considerará como pestañeos consecutivos para la combinación de miradas de la Tabla 8).

Estas constantes se las puede ver casi al inicio del código del algoritmo que se halla en el Apéndice D. Son las siguientes líneas:

- `#define THRESHOLD_MEDIAN_V 660; // 660 --> 3,2V`
- `#define THRESHOLD_ALTO_V 900; // 900 --> 4,4V`
- `#define THRESHOLD_HOR_IZQ 100; //100*5V/1024 = 2,44V`
- `#define THRESHOLD_HOR_DER 500; //500*5V/1024 = 0,5V`
- `#define MAX_INTERVAL_VER 20; //20 ms`
- `#define MAX_INTERVAL_HOR 100; //100 ms`
- `#define MAX_INTERVAL_ENTREPEST 500; //500 ms`

La orden de parada es la más importante, no sólo por seguridad, sino por ser además la de mayor uso. A los autores del algoritmo les pareció adecuado y espontáneo que el usuario intente parar la silla con un pestañeo fuerte.

La orden de moverse hacia adelante está implementada en el código con tres pestañeos normales (no demasiado suaves) consecutivos. La orden de girar a la izquierda se la realiza pestañeando dos veces consecutivamente y mirando hacia el lado que se quiere girar (llevando la pupila totalmente hasta el extremo lateral). La orden retroceso se implementó con un pestañeo, seguido de una mirada hacia la izquierda y luego a la derecha.

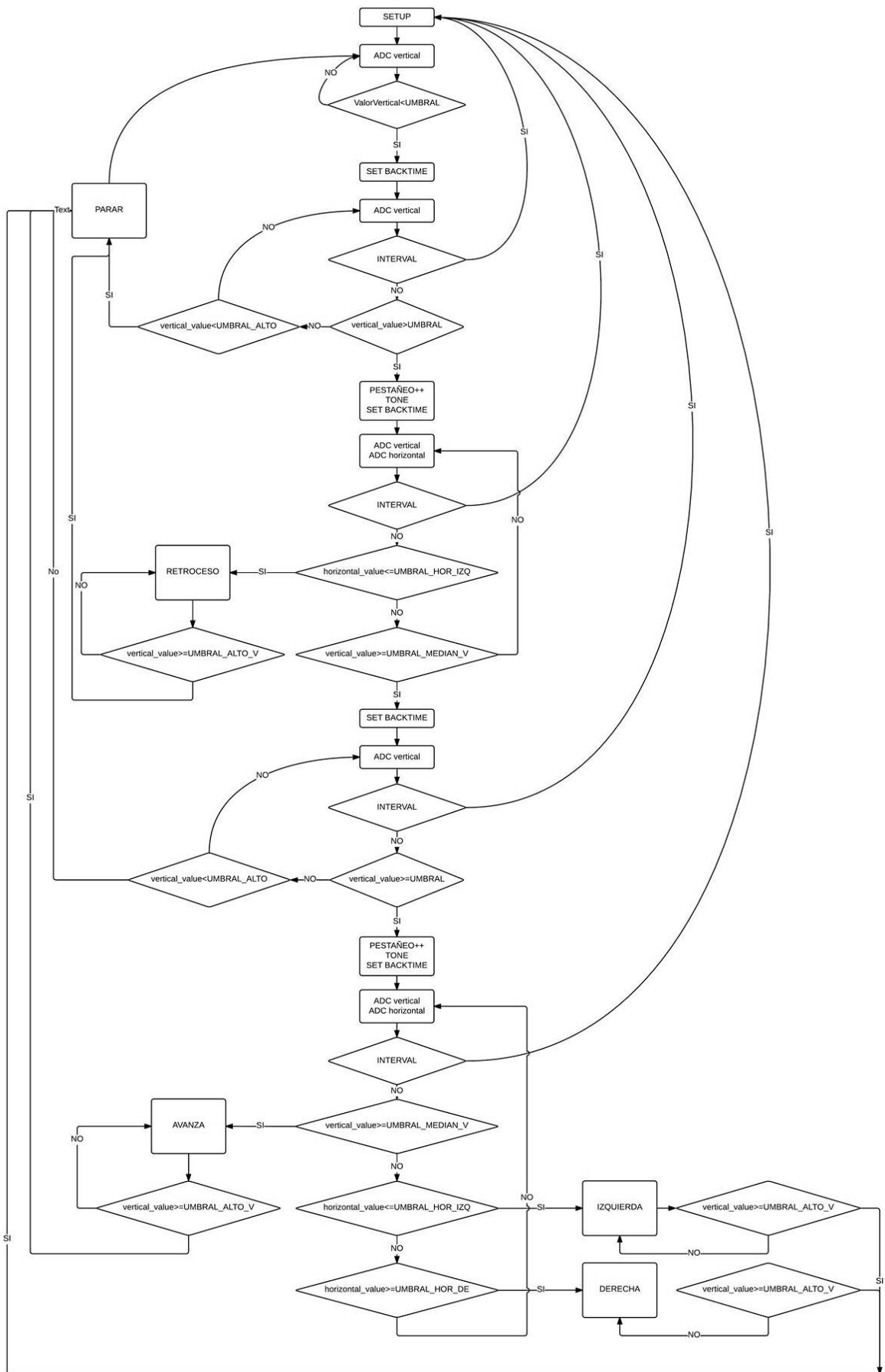


Figura 2-23. Flujograma del algoritmo de control en el Arduino

En la Figura 2-23 se muestra el flujograma del algoritmo de control embebido en la placa Arduino, y en el apéndice D se presenta el código en lenguaje C del mismo.

Tabla 8. Combinación de miradas a realizar para los movimientos de la silla

MOVIMIENTO DE LA SILLA	COMBINACIÓN DE MIRADAS
PARADA	1 PESTAÑEO FUERTE
ADELANTE	3 PESTAÑEOS NORMALES SEGUIDOS
GIRO A LA IZQUIERDA	2 PESTAÑEOS NORMALES SEGUIDOS Y MIRADA A LA IZQUIERDA
GIRO A LA DERECHA	2 PESTAÑEOS NORMALES SEGUIDOS Y MIRADA A LA DERECHA
RETROCESO	1 PESTAÑEO NORMAL, MIRADA A LA IZQUIERDA Y LUEGO MIRADA A LA DERECHA

2.9 Algoritmo de transmisión serial del dsPIC 30F3014

```

2  char txt[6];
3  unsigned adcRes;
4  void main()
5  {
6      PORTB = 0x0000;
7      TRISD = 0;
8      TRISB.F1 = 1;
9      TRISB.F2 = 1;
10     ADC1_Init();
11     UART1_Init(115200);
12     while (1)
13     {
14         adcRes = ADC1_Get_Sample(1);
15         WordToStr(adcRes+10000, txt);
16         UART1_Write_Text(txt);
17         Delay_ms(10);
18         adcRes = ADC1_Get_Sample(2);
19         WordToStr(adcRes+60000, txt);
20         UART1_Write_Text(txt);
21         Delay_ms(10);
22     }
23 }
24

```

Figura 2-24. Código en el dsPIC 30F3014

En la Figura 2-25 se puede apreciar la representación del algoritmo usado en el dsPIC para digitalizar las señales y transmitir las serialmente. Este algoritmo requiere de una codificación de las señales, por lo que cada vez que se hace un ADC, que significa una digitalización a la señal analógica, se agrega o suma un número para canalizar la señal de tal manera que el receptor pueda saber a qué señal se está refiriendo.

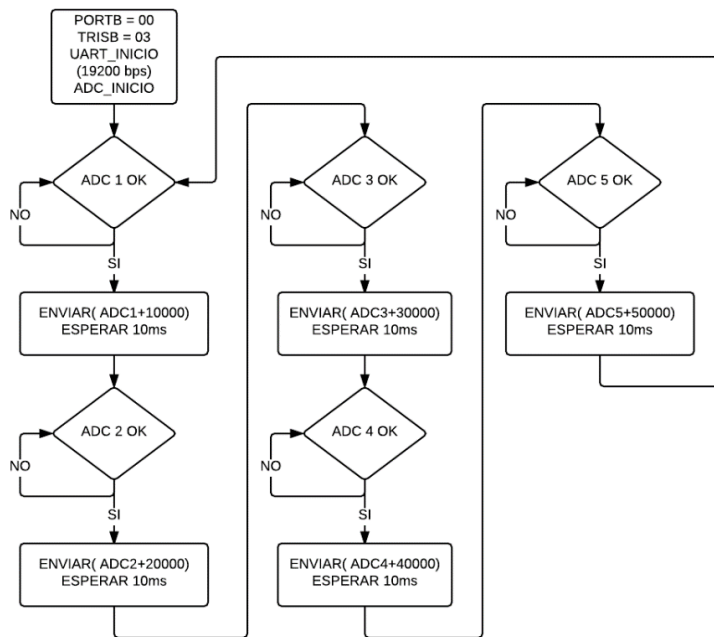


Figura 2-25. Flujograma del algoritmo de transmisión serial en el dsPIC 30F3014

2.10 Comunicación inalámbrica con los módulos XBee

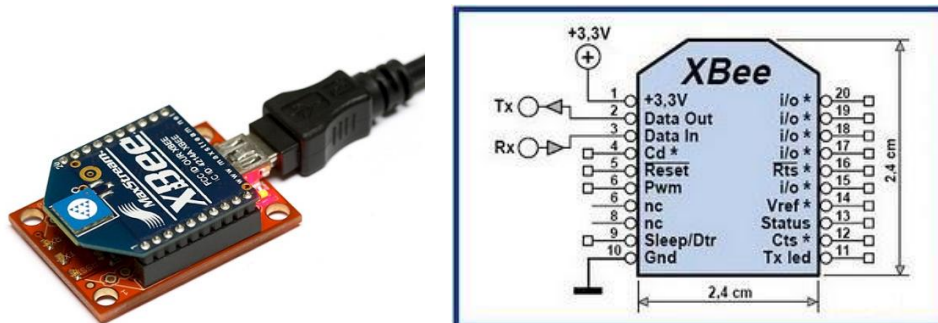


Figura 2-26. Módulo XBee y diagrama de pines ¹⁹

En la Figura 2-26 se observan los módulos XBee usados, que en este proyecto sin mayor particular se emplearon los de serie S2. Se alimentan con +3.3Vdc. Se utilizan los pines 2 y 3 para transmisión (TX) y recepción (RX) respectivamente.

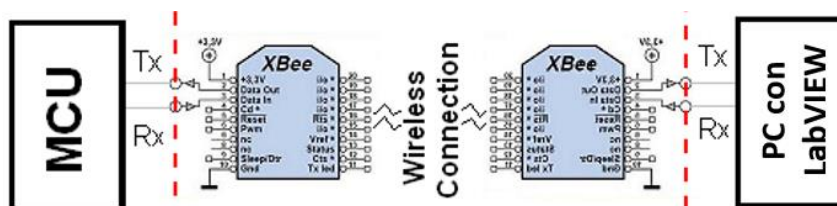


Figura 2-27. Topología de red de comunicación²⁰

¹⁹ Extraído de: <https://alselectro.wordpress.com/tag/xbee-series-1/>

²⁰ Extraído de: http://www.pyroelectro.com/tutorials/xbee_pan_tilt_servo/xbee_theory.html

En la Figura 2-27 se muestra la topología de red a emplear en este proyecto que será la más simple, llamada “punto a punto”. Un XBee será emisor porque estará transmitiendo señales provenientes del microcontrolador; y remotamente otro XBee hará de receptor, el cual estará conectado a una PC con LabVIEW donde se podrán observar las gráficas de las señales mioeléctricas. Los módulos XBee trabajan mediante el protocolo de comunicación ZigBee.

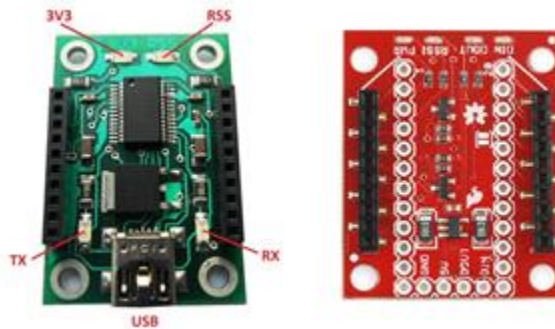


Figura 2-28. Módulo XBEE-USB I&T y el módulo XBee Explorer Regulated de Sparkfun ²¹

En la Figura 2-28 se muestra el módulo XBee Explorer USB que consiste en un socket para colocar el módulo XBee de cualquier serie y alimentarlo a su vez porque cuenta con un regulador para convertir el voltaje TTL +5V (que entran por el terminal USB) en +3.3V. Con este módulo Explorer se logra tener acceso directo a los pines de programación de la unidad XBee.

En el lado remoto, el que se conecta a la computadora, se tiene un módulo “XBEE-USB I&T” que además de poseer un regulador de voltaje a +3.3V, tiene un integrado FTDI que virtualiza un puerto de comunicaciones serial en cualquier puerto USB de la computadora, pudiendo así configurar y establecer una comunicación serial con la computadora desde cualquier consola terminal.



Figura 2-29. Software XCTU de Digi para configuración de los XBee

²¹ Extraído de: <http://www.ideastechnology.com/?q=portfolio-4> y de: <http://ultra-lab.net/tienda/xb-explorer-regulated>

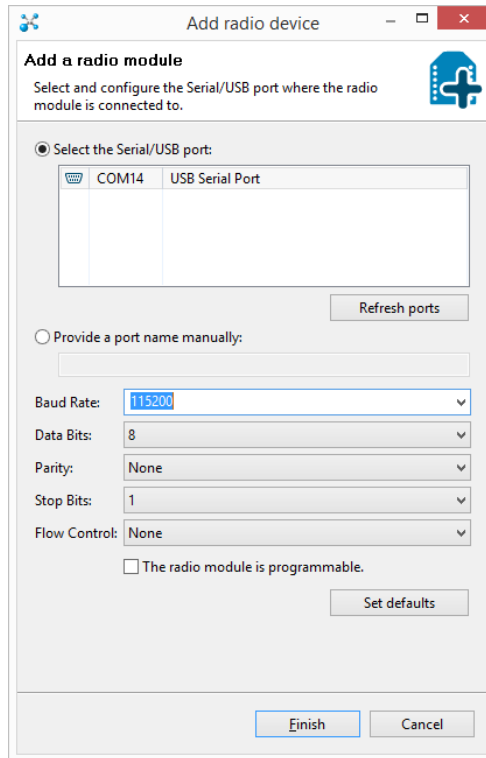


Figura 2-30. Configuración inicial de un nuevo dispositivo remoto en XCTU

En la Figura 2-30 se muestra la ventana de añadir un nuevo dispositivo remoto. En ella se selecciona el puerto Serial o USB al que está conectado el módulo XBee, que en este caso es COM14. Luego se selecciona el Baud Rate, o sea la velocidad de transmisión de datos, a 115200 bits/s. Los demás campos relevantes son: 8 bits de datos, sin bit de paridad y un bit de parada.

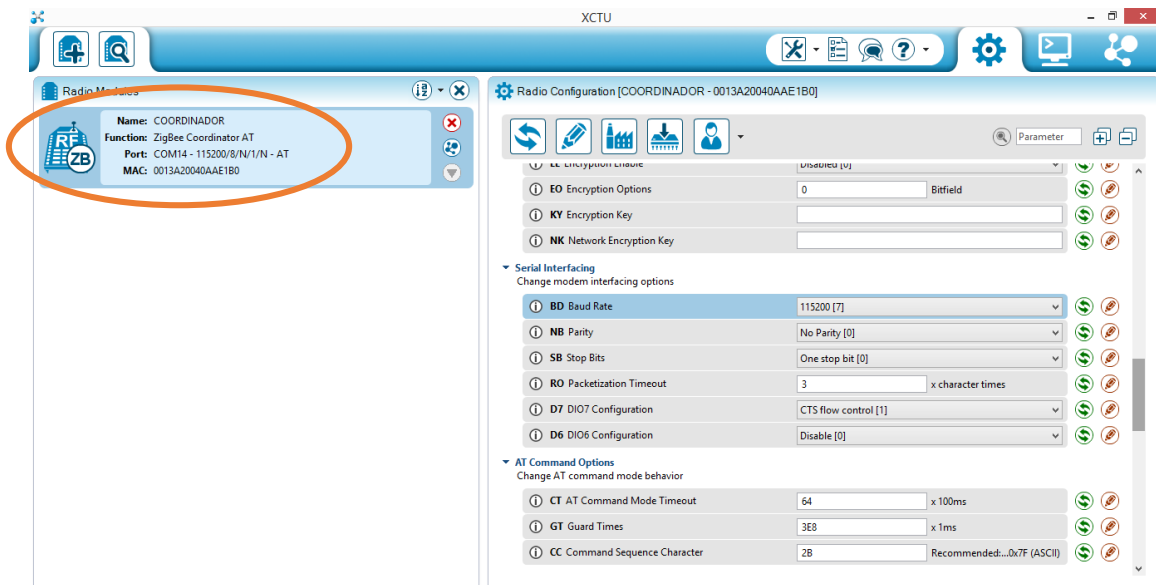


Figura 2-31. Configuración del XBee transmisor como COORDINADOR en XCTU

En la Figura 2-31 se muestra la configuración del XBee transmisor en modo COORDINADOR. En la parte superior izquierda aparece el puerto serial al que está conectado y la dirección MAC. En la parte derecha se presentan los campos habilitados a editarse, de los cuales se dejan por default la mayoría y sólo se modifica el PAN ID = 1234 y el Baud Rate = 115200.

En la Figura 2-32 se muestra la configuración del XBee receptor en modo NODO D. Asimismo configuramos el PAN ID y el Baud Rate tal como lo hicimos con el XBee COORDINADOR.

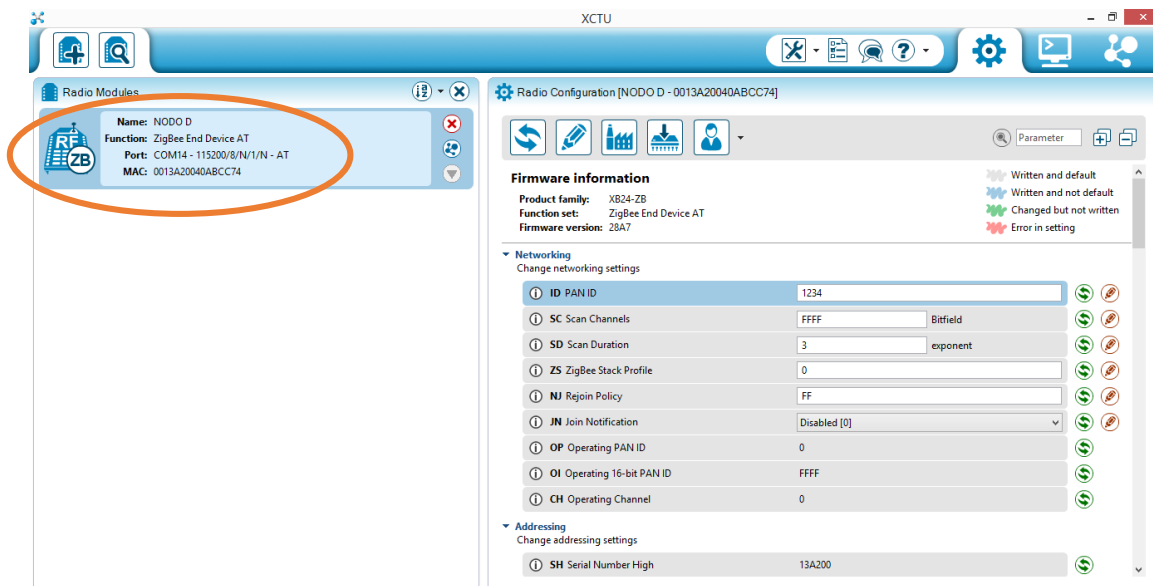


Figura 2-32. Configuración del XBee receptor como NODO en XCTU

2.11 Aplicación en LabVIEW para monitoreo de las señales mioeléctricas

Se ha desarrollado un VI en LabVIEW para el monitoreo o visualización de las ondas mioeléctricas en tiempo real, para cumplir la función de un osciloscopio virtual. En la Figura 2-33 se contempla la programación gráfica del VI que usa la librería NI-VISA para la comunicación serial.

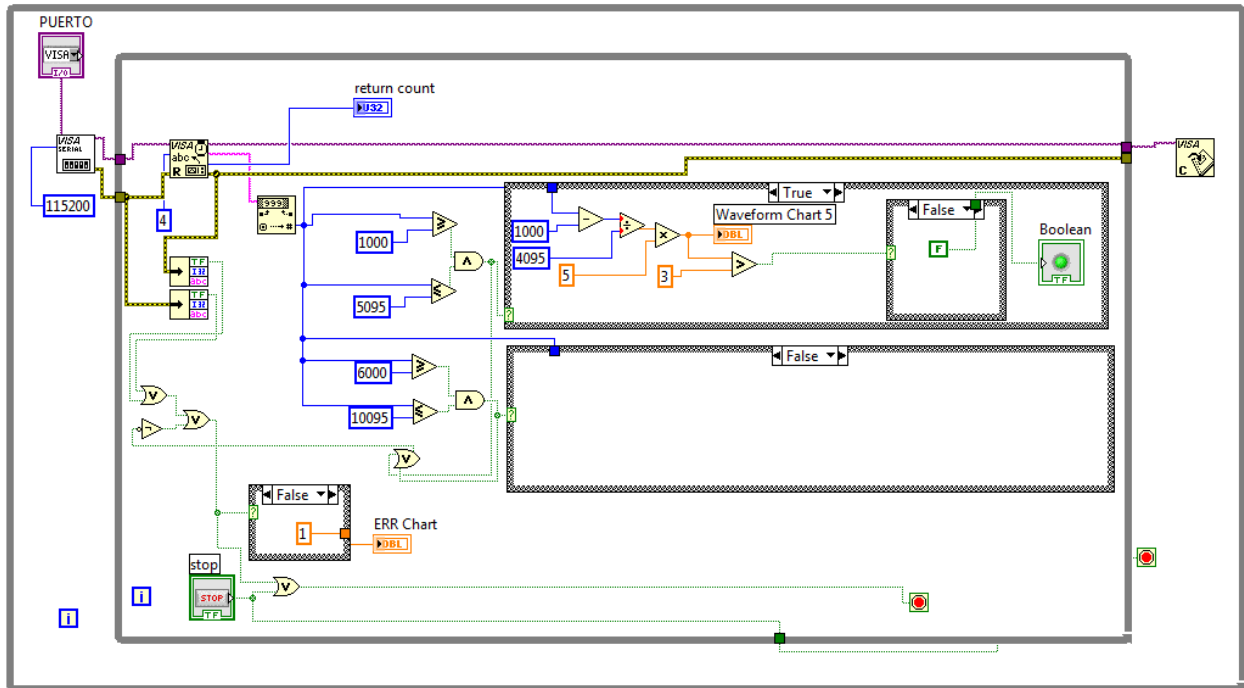


Figura 2-33. Programación gráfica del VI en LabVIEW

En la Figura 2-34 se aprecia la interfaz gráfica del VI donde se muestran las ondas mioeléctricas de movimiento vertical al efectuar varios pestañeos.

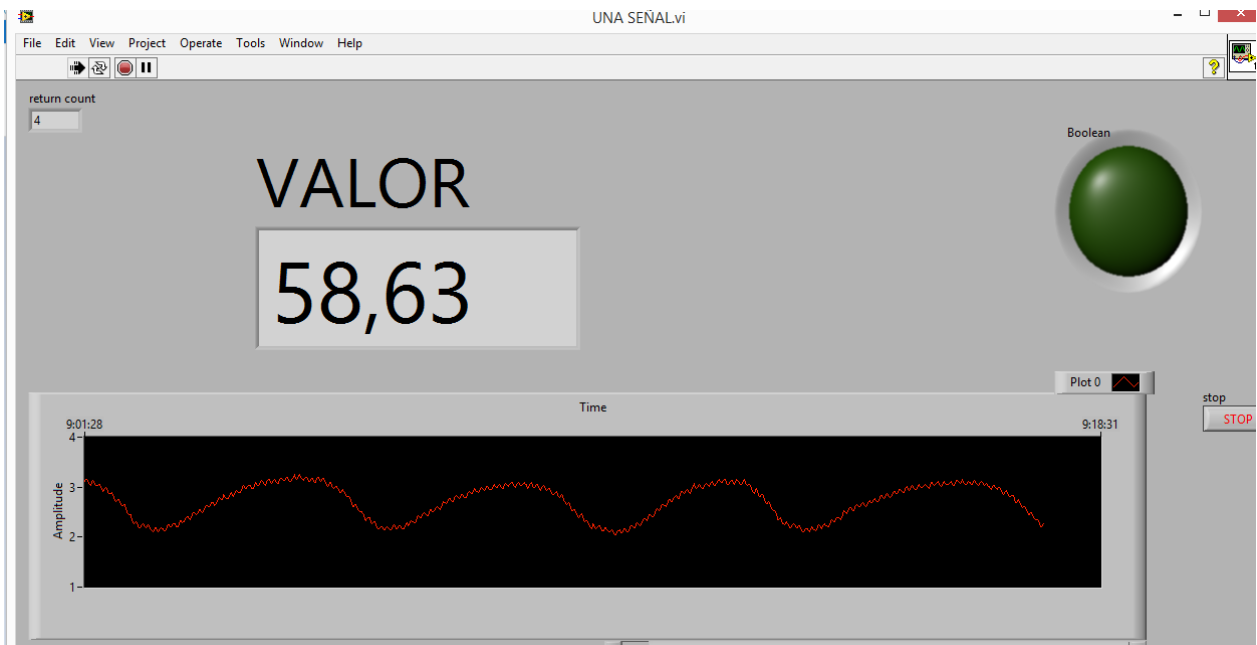


Figura 2-34. Gráfica de las señales mioeléctricas en LabVIEW

CAPITULO 3

3. RESULTADOS

3.1 Simulaciones

Antes de implementar los diseños realizaron simulaciones de ISIS de Proteus. En la Figura 3-1 se observa la simulación de una señal mioeléctrica ya filtrada, la misma sirvió para desarrollar el algoritmo que permita controlar la silla.

La simulación de la Figura 3-1 tiene dos partes, la primera que representa las señales verticales, es decir pestañeos, la cual se procuró que sean de distintos períodos; la segunda señal representa señales digitales, flancos positivo-negativo que indican el momento en que la señal pasó por un umbral de voltaje específico, lo cual sirvió para establecer o parametrizar los umbrales y medir tiempos en los que la señal se encontraba por encima de un umbral y depurar errores que se suscitaban por el ruido en la señal,

A la señal simulada se le sumó una componente pequeña de alta frecuencia que represente el ruido ambiental para tratar de asemejarla más a las señales reales.

Trabajar con una señal simulada permitió realizar trabajos en cualquier parte sin la necesidad de tener las señales reales y sin gastar materiales como electrodos o la ayuda de una persona que esté generando pestañeos con los cables puestos.

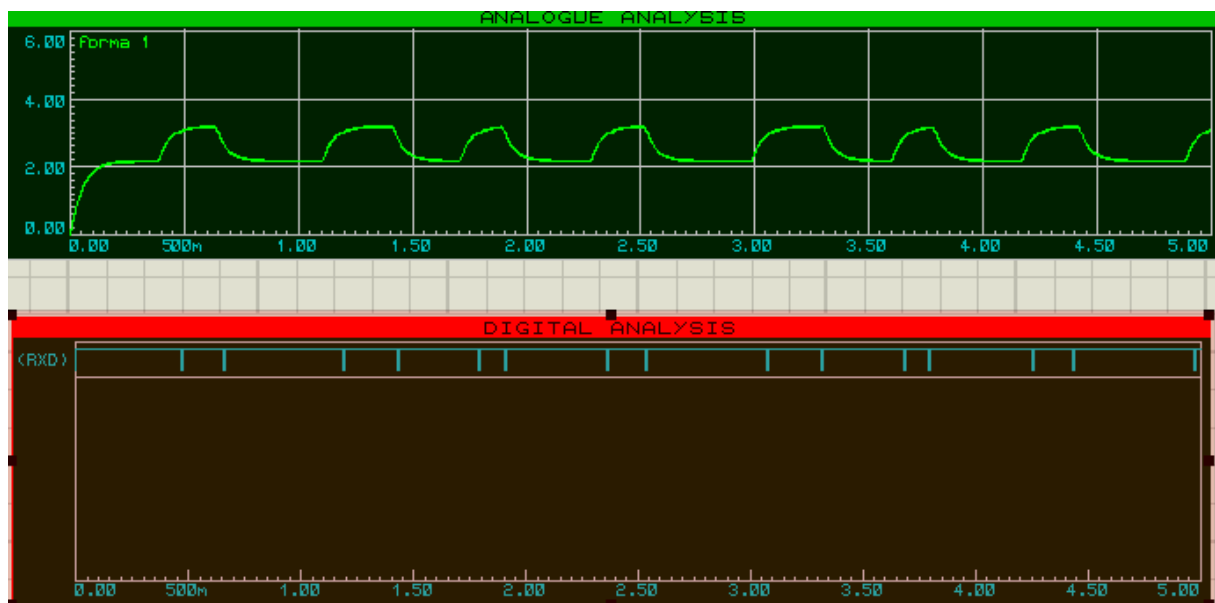


Figura 3-1. Simulación de las Ondas mioeléctricas en ISIS de Proteus

3.2 Análisis de las señales adquiridas

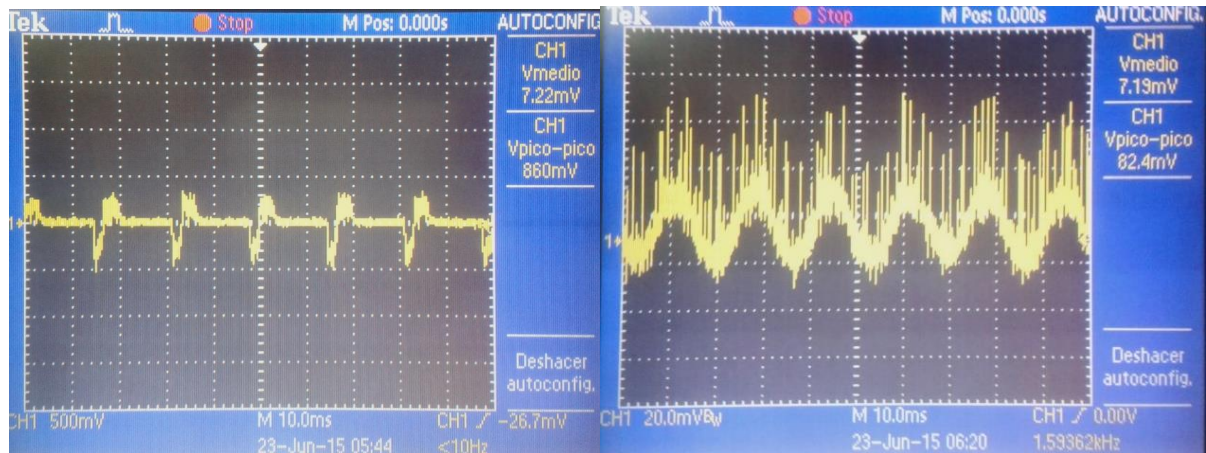


Figura 3-2. Ondas mioeléctricas afectadas por el ruido de 60Hz y de alta frecuencia

En la Figura 3-2, se puede apreciar el ruido ambiental de 60Hz (onda periódica de aproximadamente 16 ms) que se halla presente a pesar de no realizar ningún estímulo con los ojos. Cuando las señales eran estudiadas en la intemperie el ruido influía mucho más, por esta razón se decidió apantallar todo el equipo, desde los cables que adquieren la señal hasta la etapa de acondicionamiento, donde también colocar un filtro Notch o rechazo de banda para atenuar las señales de 60 Hz y encerrar la tarjeta dentro de una jaula de Farady. En la Figura 3-3, se aprecian la señal de pestañeo y movimiento ocular hacia arriba y abajo graficadas por LabVIEW.

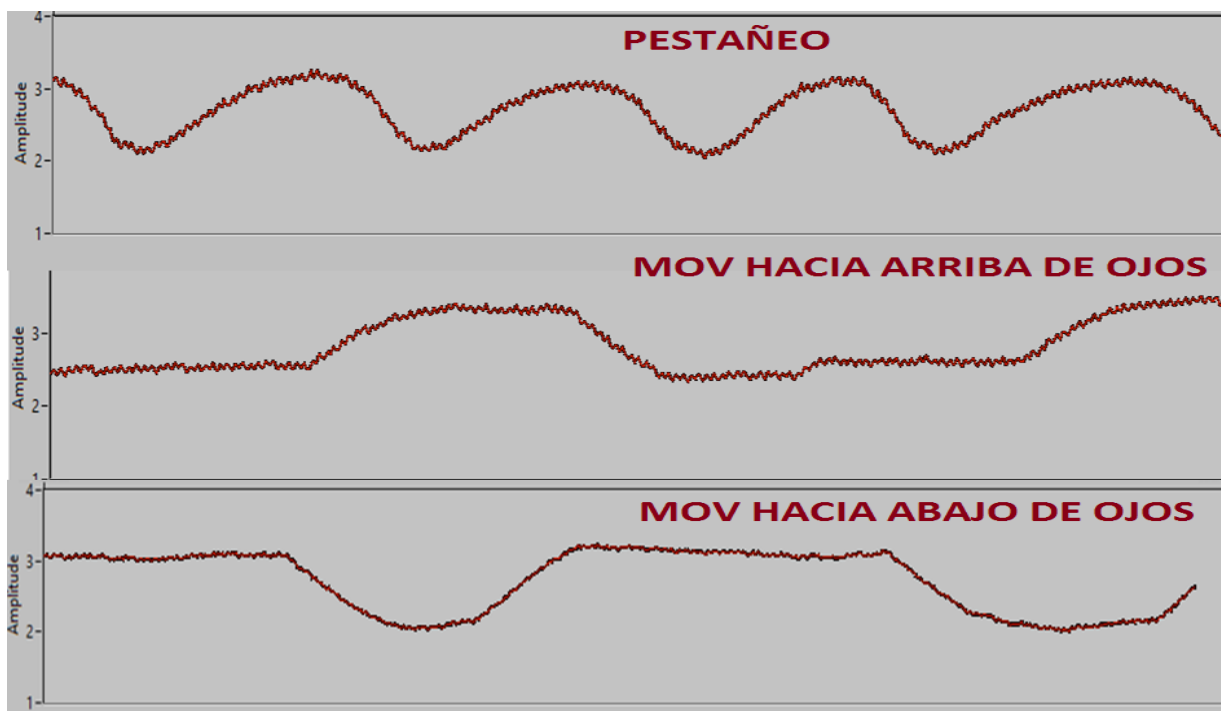


Figura 3-3. Ondas mioeléctricas acondicionadas observadas en LabVIEW en un intervalo de tiempo de 3s

3.3 Prototipo

3.3.1 Diseño electrónico

A continuación en la Tabla 9 se muestra la lista de todos los elementos electrónicos soldados en la tarjeta de acondicionamiento.

Tabla 9. Lista de elementos de la tarjeta de acondicionamiento

18 Capacitors		
Quantity	References	Value
2	C3,C5	3.3u
2	C4,C6	4.7u
11	C7-C9,C11-C13,C15-C16,C19-C21	1uF
1	C17	2uF
1	C23	100uF
1	C24	10uF
49 Resistors		
Quantity	References	Value
14	R1-R8,R10,R12,R33,R35,R51,R53	1k
8	R9,R11,R38-R41,R50,R52	10k
4	R13,R18,R23,R28	2.7K
4	R14,R19,R24,R29	2.7k
3	R15,R20,R30	1.3k
9	R16-R17,R21-R22,R26-R27,R31-R32,R34	2k
1	R25	1.3K
3	R36-R37,R43	100k
1	R42	150k
1	R44	330
1	R48	2K
5 Integrated Circuits		
Quantity	References	Value
4	U1-U4	LM324
1	U5	7805
3 Diodes		
Quantity	References	Value
3	D1-D3	1N4148
29 Miscellaneous		
Quantity	References	Value
2	5V,AL PIC	SIL-100-02
4	AD1-AD4	AD620
1	BATX2	SIL-100-03
5	CH1-CH4,LED!!	1uF
3	HOR,HOR1,JUMPER	CONN-SIL3
4	REF1-REF4	100
4	RG1-RG4	220
4	RPH1-RPH4	1M
2	VER,VER1	CONN-H2

En la Figura 3-4, se muestra el diseño del ruteo de las pistas del PCB de la tarjeta de acondicionamiento. El ruteo se hizo a doble cara, las pistas rojas están de un lado de la

placa y las azules están del otro lado. Y en la Figura 3-5, se puede observar cómo quedaría la placa en una vista 3D.

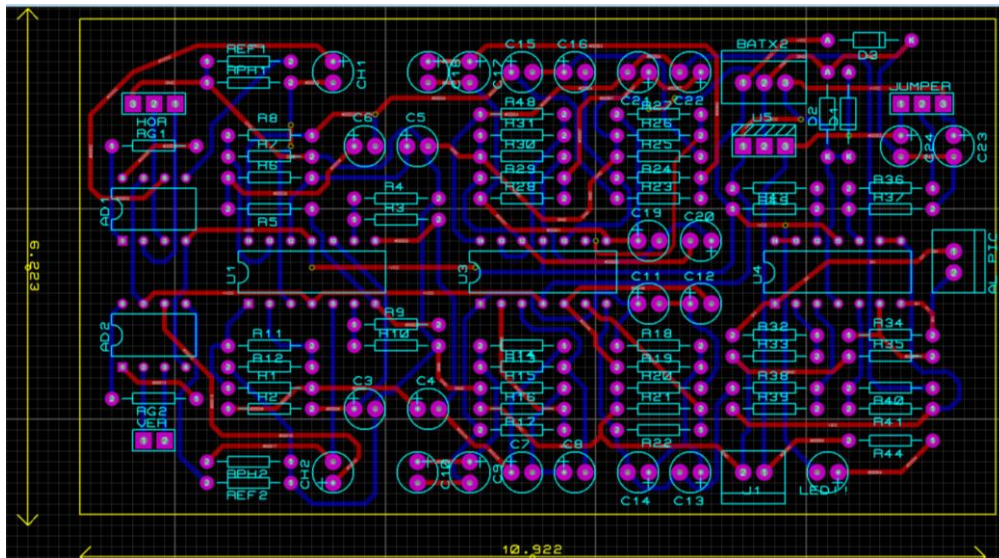


Figura 3-4. Diagrama de ruteo de la tarjeta de acondicionamiento en ARES de PROTEUS

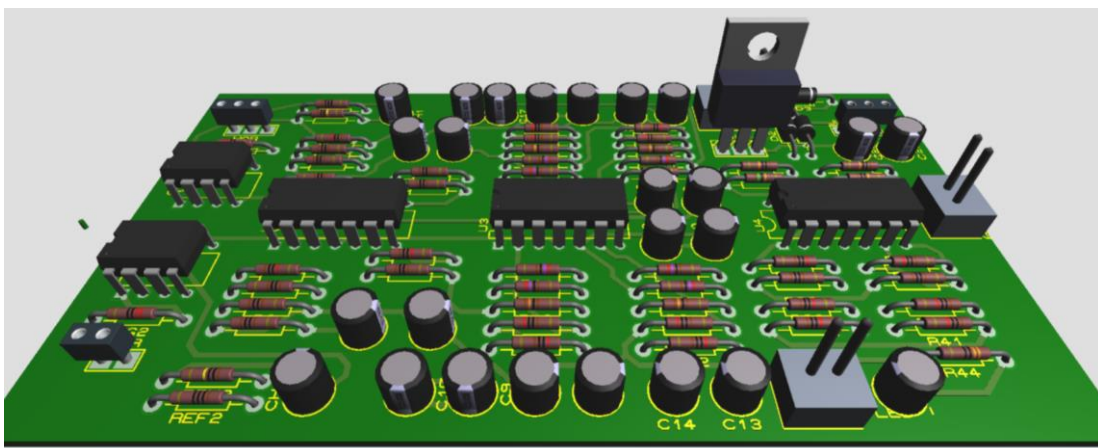


Figura 3-5. Vista en 3D de la tarjeta de acondicionamiento en ARES de PROTEUS

En las Figuras 3-6 y 3-7 se muestra la placa impresa antes y después de soldar los elementos.

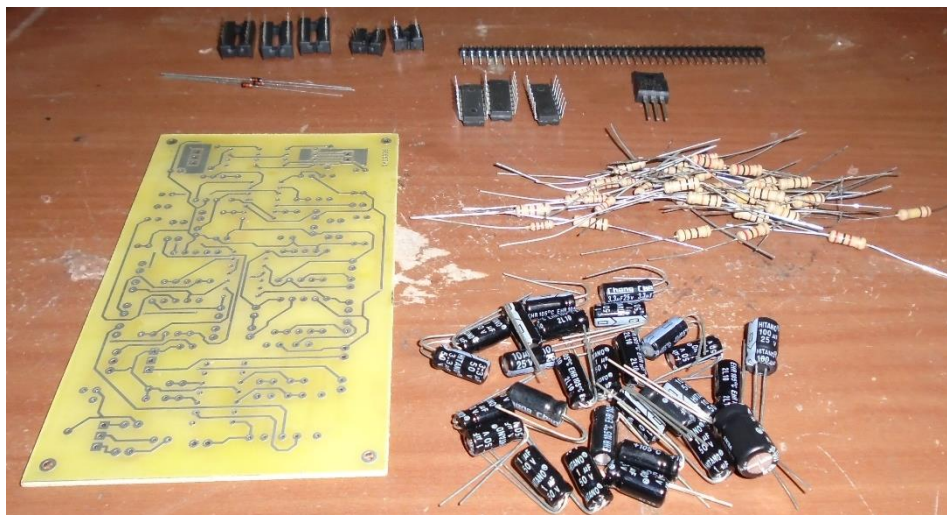


Figura 3-6. PCB del circuito de acondicionamiento y elementos a soldar

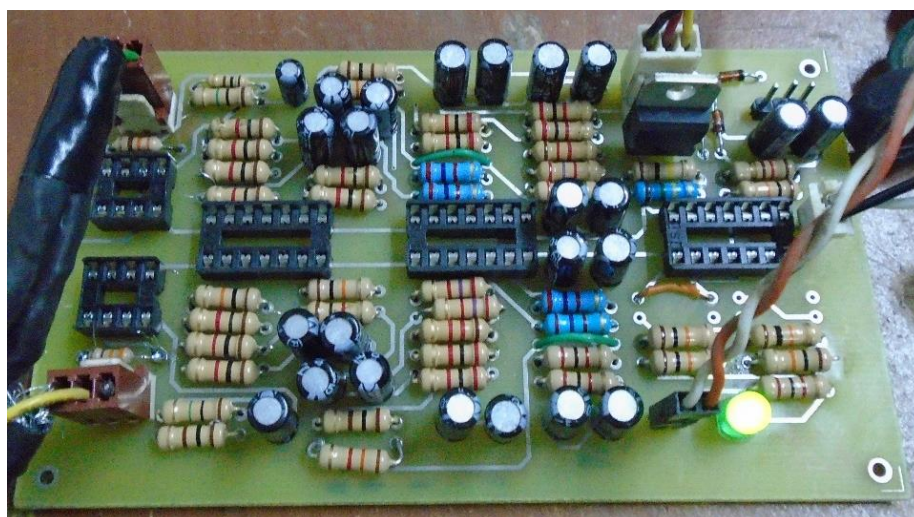


Figura 3-7 PCB del circuito de acondicionamiento soldado

3.3.2 Bornera adaptada al control piloto

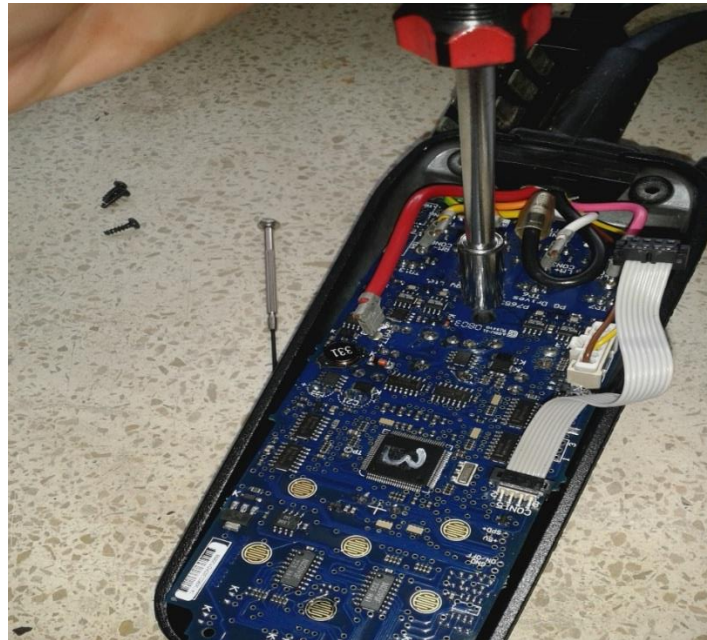


Figura 3-8. Controlador piloto por dentro

En la Figura 3-8, se aprecia cómo es el controlador piloto por dentro, una placa electrónica con una circuitería muy compleja que hubo la necesidad de analizar para determinar las conexiones necesarias y construir una bornera de 9 pines (ver Figura 3-9) donde se pueda manejar externamente otras funcionalidades de la silla además de los movimientos del joystick, como son: la velocidad de los motores (sin usar la perilla), prender y apagar la silla (sin presionar el botón verde) y conseguir acceso a la fuente regulada interna de +12Vdc para alimentar las tarjetas electrónicas unipolares diseñadas en el presente proyecto (ahorrando vida útil a las pilas de +9Vdc que energizan la tarjeta de acondicionamiento bipolar).

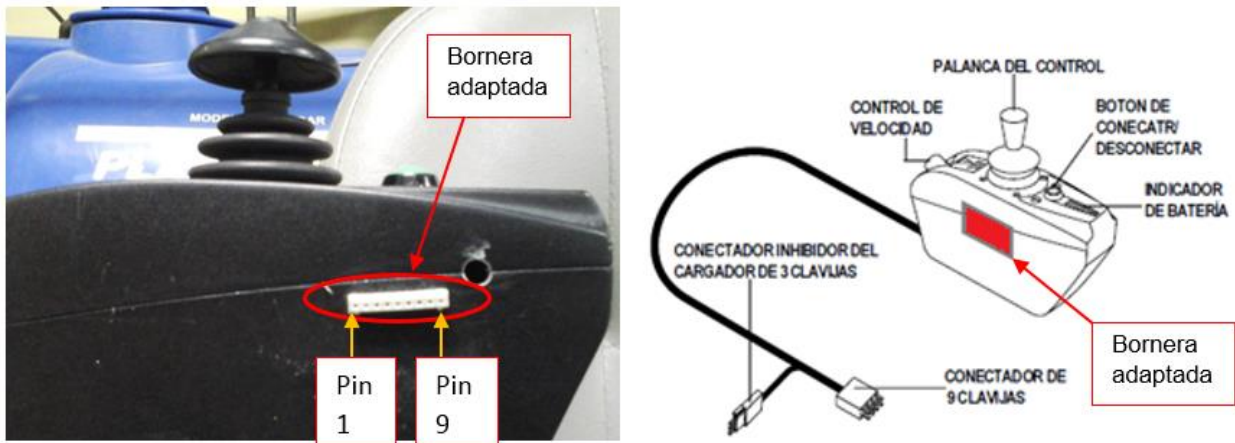


Figura 3-9. Bornera adaptada en una cara lateral del controlador piloto

Los pines que se adaptaron al controlador piloto de la silla, numerados de izquierda a derecha según la Figura 3-9 son los siguientes:

- **PIN 1**) Gnd (del controlador piloto)
- **PIN 2**) Gnd (del controlador piloto)
- **PIN 3**) +12V (disponibles del controlador piloto)
- **PIN 4 y 5**) al puentear estos pines se logra encender o apagar la silla mediante el pulsador verde del controlador piloto. Cuando se opere la silla bajo el control mioeléctrico, los pines 4 y 5 deben conectarse a un relé así: pin 4 conectado a GND y pin 5 a salida digital de 5V.
- **PIN 6 y 7**) al puentear estos pines se logra operar la perilla del controlador piloto para cambio de velocidad. Cuando se opere la silla bajo el control mioeléctrico, el pin 6 queda sin conexión y el pin 7 se debe conectar a la salida PWM del microcontrolador (0-5V).
- **PIN 8 y 9**) no tienen conexión.

Cabe recalcar que todo el sistema electrónico diseñado en el presente proyecto posee una sola tierra común y está puentada al pin 1 de la bornera aquí mencionada.

3.3.3 Montaje del prototipo en la silla

En la Figura 3-10 se presenta la silla en su vista frontal antes y después de montarle el nuevo sistema de control. Se distingue la caja blanca del servomecanismo y el sensor ultrasónico frontal. Y en las Figuras 3-11 y 3-12 se observa la parte posterior de la silla, donde están alojadas las tarjetas de acondicionamiento, control y monitoreo.



Figura 3-10. Vista frontal de la silla antes y después de instalar el nuevo sistema de control



Figura 3-11. Vista posterior de la silla con el nuevo sistema de control instalado en fase de pruebas

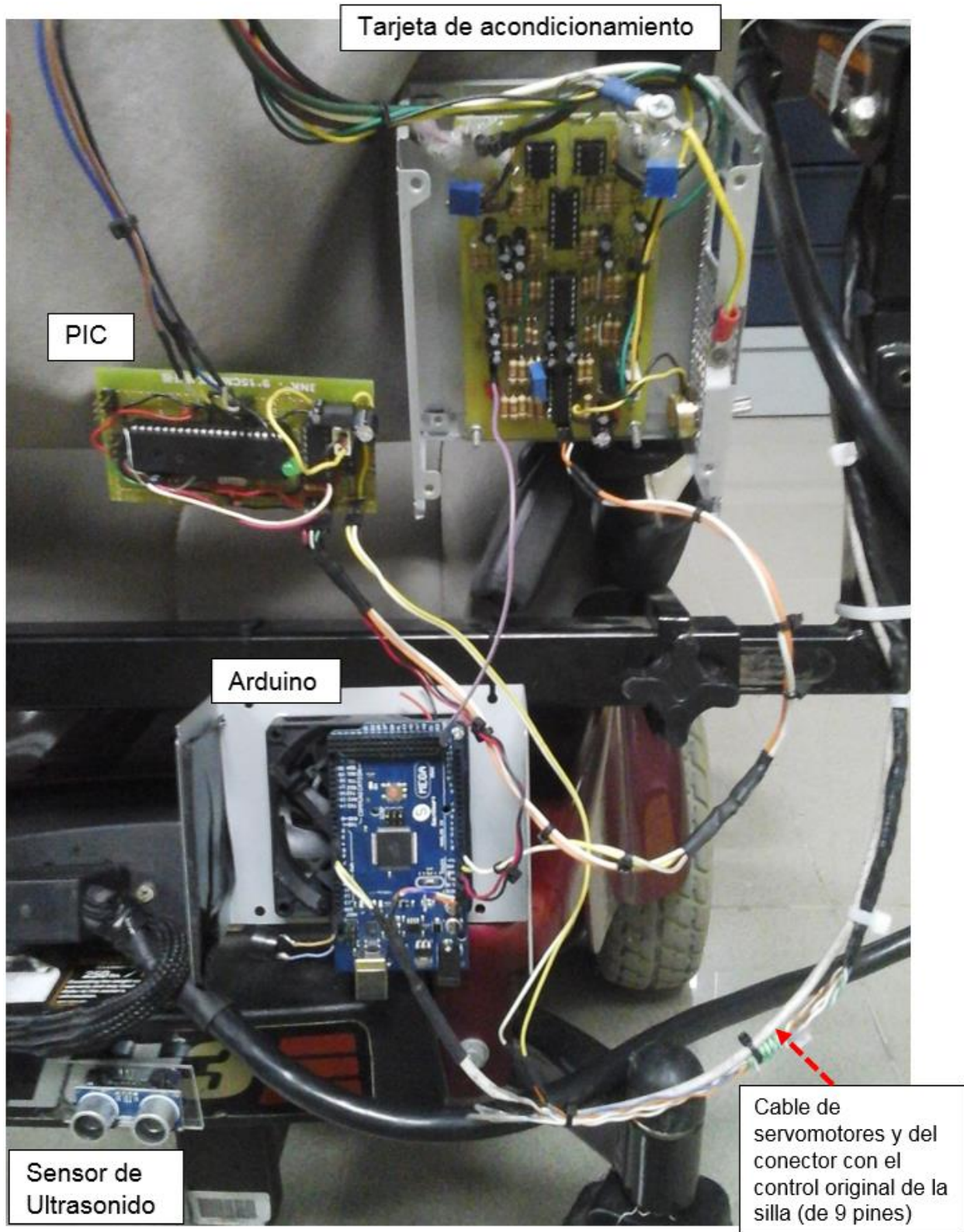


Figura 3-12. Placas electrónicas montadas detrás de la silla

En la Figura 3-13 se muestran las conexiones más importantes entre las tres tarjetas electrónicas: Arduino, dsPIC y la de acondicionamiento. El cable de tierra es común para todo el sistema de control, que se puentea con el Gnd del controlador piloto.

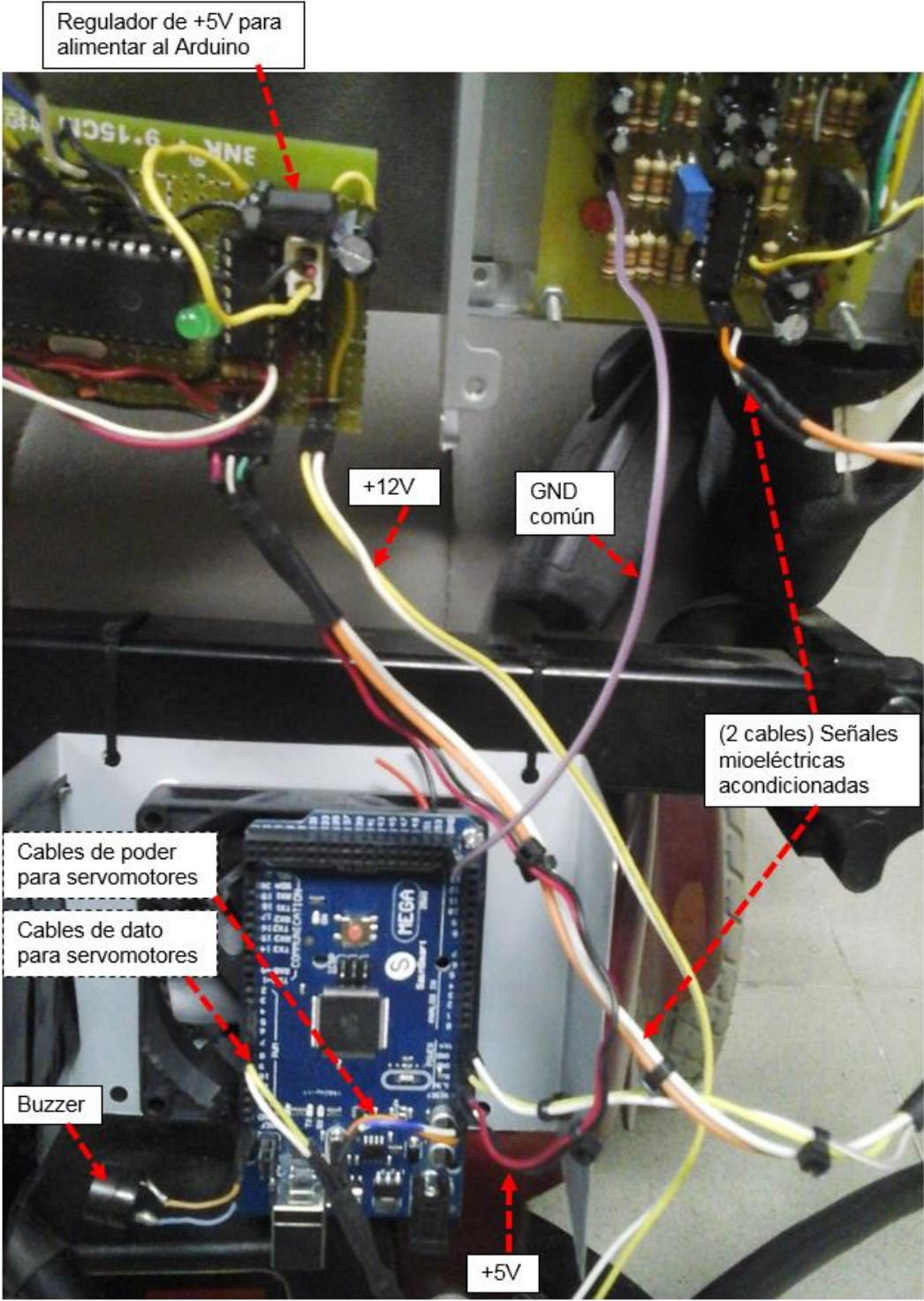


Figura 3-13 Conexiones entre las placas electrónicas montadas detrás de la silla

La Figura 3-14 muestra la tarjeta de acondicionamiento montada sobre la parte posterior de la silla. Se aprecia que a un lado de la caja metálica se ubica el potenciómetro del ajuste del offset. Por arriba de la placa le llegan las señales mioeléctricas, por los 5 cables de electrodos (junto el electrodo de tierra). En la Figura 3-15, se muestra el montaje de la caja metálica que cumplirá la función de jaula de Farady para apantallamiento contra el ruido electromagnético (IEM/FIR), la misma que estará puenteada con la tierra común de todo el sistema de control.

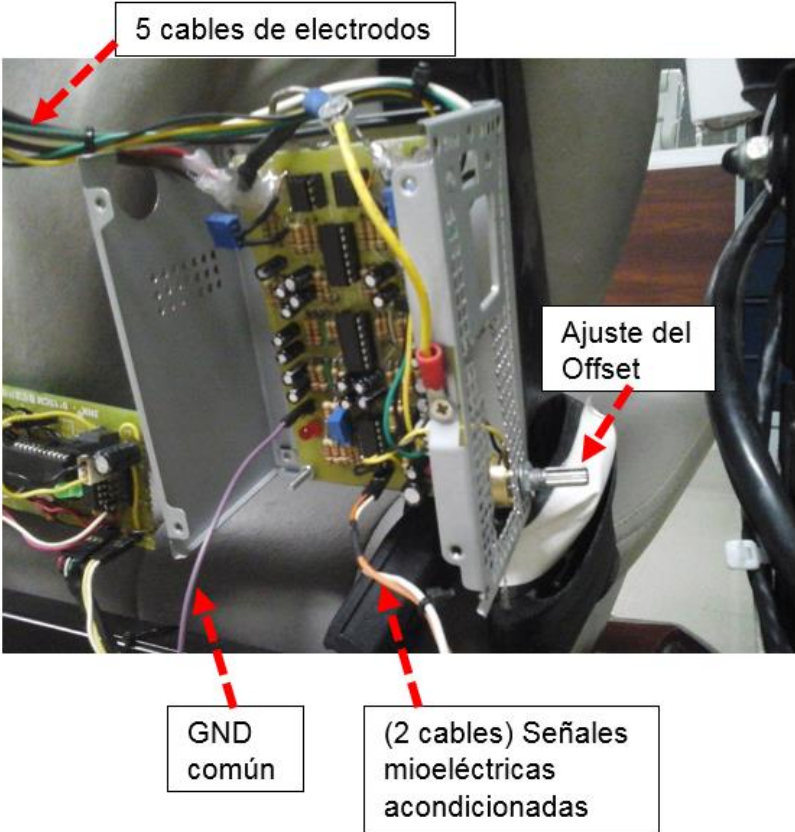


Figura 3-14. Placa de acondicionamiento montada en la caja metálica detrás de la silla



Figura 3-15. Instalación de caja metálica como tierra del circuito

En la Figura 3-16, se muestra la placa electrónica del dsPIC 30F3014 que tiene además un regulador de +5V en base al CI 7805, y un par de seguidores unitarios implementados mediante el CI LM324. En la Figura 3-17 se observa el sensor ultrasónico frontal montado bajo el apoyabrazo izquierdo.

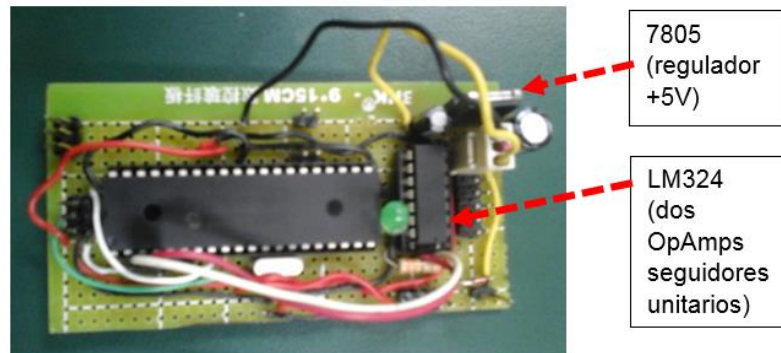


Figura 3-16. Placa electrónica del dsPIC 30F3014



Figura 3-17. Sensor ultrasónico frontal bajo el apoyabrazo izquierdo

En la Figura 3-18, se aprecia la disposición física del servomecanismo, dentro de una caja blanca de plástico (caja de paso eléctrica), la posición de los servomotores que están sujetos a bases metálicas (tubo rectangular metálico de aluminio) y remachadas a la caja blanca. Se puede observar cómo se acoplan al joystick los alambres metálicos agarrados de los brazos de biela de cada servomotor.

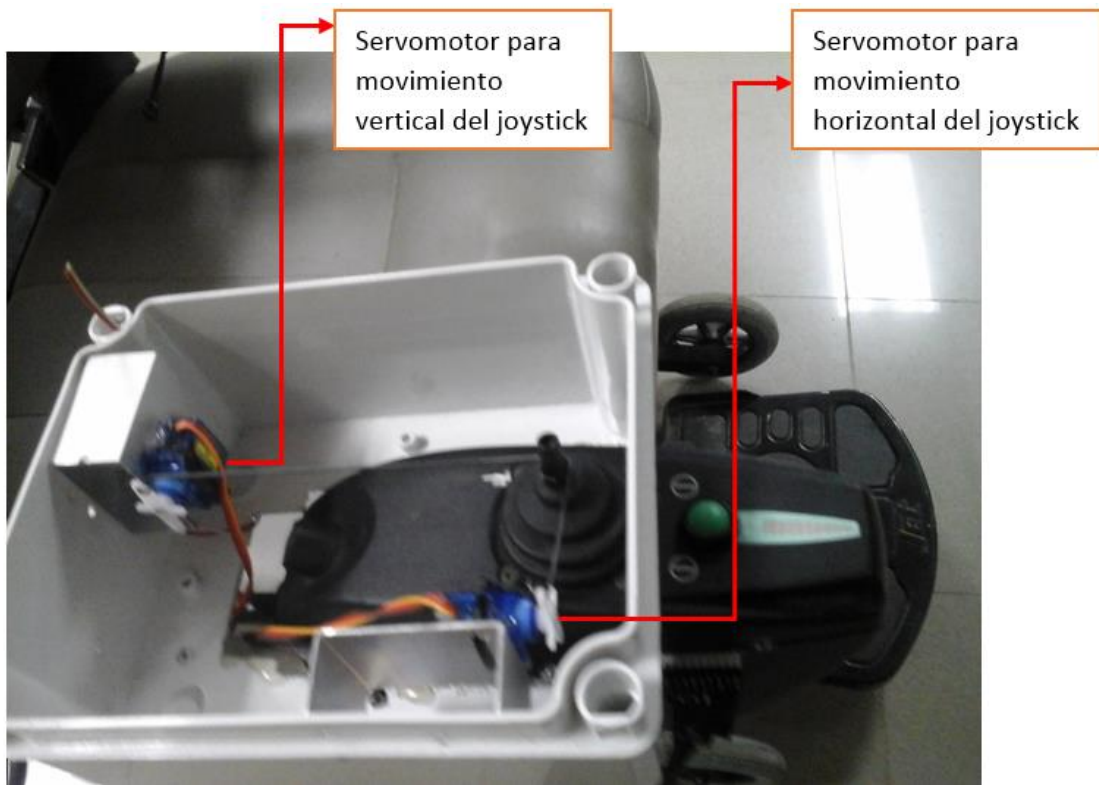


Figura 3-18. Servomecanismo montado sobre el controlador piloto

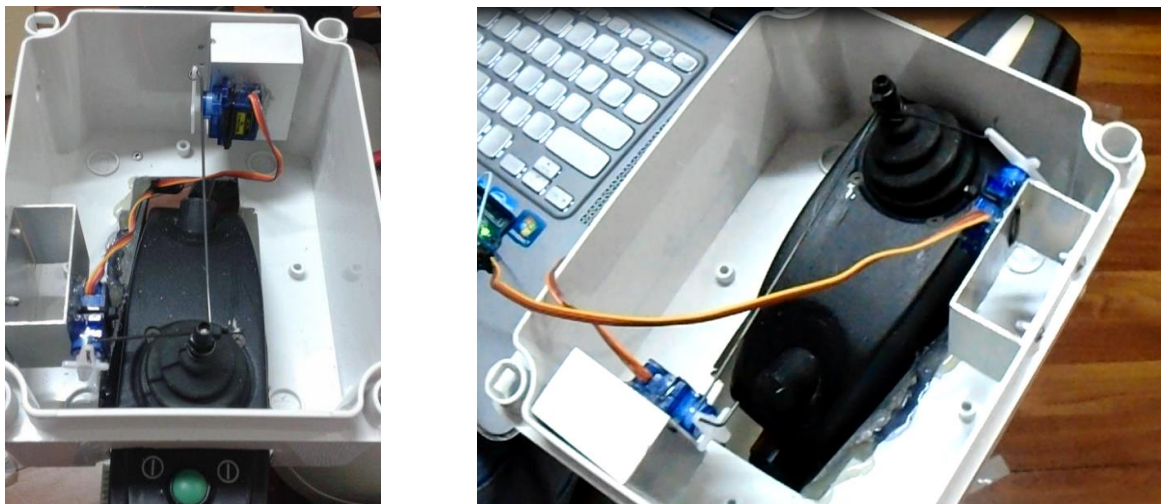


Figura 3-19. Prueba del servomecanismo, movimiento hacia la izquierda



Figura 3-20. Uso del nuevo sistema de control terminado

3.4 Servomecanismo

En el apéndice A se muestran los planos acotados del servomecanismo ensamblado en la caja que lo contiene. Este servomecanismo sólo puede mover el joystick en un sentido a la vez, sea bien horizontal ó vertical; jamás simultáneamente porque se torcerían las manivelas plásticas de los servomotores y terminarían rompiéndose.

3.5 Costos de implementación

A continuación en la Tabla 10 se detallan los costos involucrados en el diseño y manufactura del producto final. Se desglosan los costos de materiales, junto con el costo de mano de obra (diseño de ingeniería) y el transporte de la silla de ruedas en camioneta (debido a su gran peso).

Tabla 10. Desglose de costos

ANALISIS DE COSTOS				
VALOR	MEDIDA	COSTO POR UNIDAD (\$)	CANTIDAD	TOTAL
RESISTENCIAS				
1K	OHM	0,05	16	\$ 0,8
100K	OHM	0,05	2	\$ 0,1
1M	OHM	0,05	3	\$ 0,2

2.7K	OHM	0,05	8	\$ 0,4
1.2K	OHM	0,05	1	\$ 0,1
1.3K	OHM	0,05	4	\$ 0,2
2K	OHM	0,05	8	\$ 0,4
150K	OHM	0,05	1	\$ 0,1
100	OHM	0,05	4	\$ 0,2
10K	OHM	0,05	8	\$ 0,4

CAPACITORES				
1u	FARADIO	0,05	18	\$ 0,9
3.3u	FARADIO	0,05	2	\$ 0,1
4.7u	FARADIO	0,05	2	\$ 0,1
10u	FARADIO	0,05	1	\$ 0,1
100u	FARADIO	0,05	1	\$ 0,1

INTEGRADOS				
LM324	PIEZA COMPLETA	0,5	3	\$ 1,5
AD620	PIEZA COMPLETA	12	2	\$ 24,0

DIODOS				
1N4148	PIEZA COMPLETA	0,1	3	\$ 0,3

REGULADOR				
7805	PIEZA COMPLETA	0,5	1	\$ 0,5

CABLES				
4X24AWG	METRO	0,2	6	\$ 1,2
TERMOCONTRACTIL VARIAS MEDIDAS	METRO	0,25	8	\$ 2
CABLES ECG TIPO LEADS	PIEZA COMPLETA	5	5	\$ 25

TRANSCEIVERS RF				
XBEE S2	PIEZA COMPLETA	35	2	\$ 70,0
ZÓCALO XBEE USB	PIEZA COMPLETA	25	1	\$ 25,0

OTROS				
ELECTRODOS ECG	PIEZA COMPLETA	15	2	\$ 30,0
LED	PIEZA COMPLETA	0,15	2	\$ 0,3

ESPADINES MACHO	PIEZA COMPLETA	0,25	1	\$ 0,3
ZÓCALOS 7 POR LADO	PIEZA COMPLETA	0,2	3	\$ 0,6
ZÓCALOS 4 POR LADO	PIEZA COMPLETA	0,2	2	\$ 0,4
SERVOMOTOR MICRO SG9 TOWER PRO	PIEZA COMPLETA	9	2	\$ 18,0
CAJA DE PASO ELÉCTRICA	PIEZA COMPLETA	15	1	\$ 15,0
SENSOR ULTRASÓNICO HC-SR04	PIEZA COMPLETA	14	1	\$ 14,0
ACELERÓMETRO ADXL335	PIEZA COMPLETA	8	1	\$ 8,0
PILAS 9V	PIEZA COMPLETA	4,5	4	\$ 18,0
KIT ADAPTADOR DE BATERIAS	PIEZA COMPLETA	0,5	2	\$ 1,0
CAJA METALICA	PIEZA COMPLETA	5	1	\$ 5,0
PERNOS M4X2" CON TUERCA Y ARANDELA	PIEZA COMPLETA	0,05	8	\$ 0,4
VELCRO	METRO	0,5	2	\$ 1,0
BARRA DE SILICONA	PIEZA COMPLETA	0,5	3	\$ 1,5
REMACHES	PIEZA COMPLETA	0,1	6	\$ 0,6
TUBO RECTANGULAR DE ALUMINIO	METRO	2,5	1	\$ 2,5
MICRO VARILLAS ACERADAS	METRO	0,5	1	\$ 0,5
ACRILICO	METRO CUADRADO	5	1	\$ 5,0
BAQUELITA PCB	CENTIMETRO CUADRADO	0,6	70	\$ 42,0
DSPIC 30F3014	PIEZA COMPLETA	10,5	1	\$ 10,5
ARDUINO MEGA	PIEZA COMPLETA	33	1	\$ 33,0
SOLDADURA DE ESTAÑO 1MM	METRO	0,25	20	\$ 5,0
PASTA PARA SOLDAR	PIEZA COMPLETA	2,5	1	\$ 2,5

TOTAL COSTO DE MATERIALES				\$ 358,5
----------------------------------	--	--	--	-----------------

COSTO DE DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN	HORA	5	320	\$ 1.600,0
COSTO DE MOVILIZACIÓN POR COMPRA DE MATERIALES Y TRASLADO DE LA SILLA	DIA	2	65	\$ 130,0

Total \$ 2.098,5

CAPITULO 4

4. CONCLUSIONES

4.1 Conclusión de resultados

- Se concluye que bajo un sistema electromecánico cualquier silla de ruedas eléctrica puede adaptarse a las necesidades de un usuario con problemas óseos, parapléjico o tetrapléjico que requiera una movilidad con señales bioeléctricas de su cuerpo, no tan sólo las EOG/EMG sino las EEG o cualquier tipo de señal que únicamente requiera de instrumentación y procesamiento.
- Se concluye que los costos de materiales resultaron accesibles para un mercado socio-económico medio alto, por lo que se debe abaratar costos para que pueda llegar a cualquier estrato social. Para este fin, el diseño debe quedar más simplificado ya que en este prototipo se colocaron algunas funcionalidades que incrementan los costos de materiales. Si bien el costo de diseño e implementación es alto, este sólo se amortiza si el producto es fabricado en masa y adaptado a las necesidades que lo exigen. Se puede comparar que los costos de materiales de \$358 harían relativamente asequible este producto respecto a una silla de ruedas eléctrica, que normalmente cuesta alrededor de \$2000. Dejando claro que este producto es universal, es decir adaptable a cualquier silla de ruedas eléctrica con joystick.
- Se concluye que los potenciales usuarios no están muy interesados en las funcionalidades extras, por lo que para ellos una simple movilidad es suficiente y su principal interés es la seguridad, y como segundo plano la ergonomía de la silla, esto permite abaratar costos en el caso de una fabricación en masa.
- La silla eléctrica controlada por la vista cumple con los cuatro movimientos primarios: adelante, reversa, izquierda y derecha; no obstante puede agregarse un sinnúmero de movimientos o características, patrones de movimiento, seguidor de líneas, con el fin de automatizar órdenes en caso de que un usuario haga movimientos periódicos o repetitivo. Incluso es posible modificar totalmente la filosofía del algoritmo ya que esta parte es pura programación. Entonces se concluye que existe una alta disponibilidad de movimiento y una oportunidad de crear bajo código abierto, rutinas sencillas que permitan lo anterior expuesto.
- Debido a que la seguridad es ante todo una prioridad en sistemas como estos, una característica que no puede pasarse por alto son las señales de ultrasonido que brindan una retroalimentación con el entorno que rodea al usuario. Otro gran

requerimiento es la confiabilidad del producto, o sea que funcione exactamente como se espera (tal como se lo ha programado), para lo cual se necesita una alta atenuación o filtrado del ruido ambiental, ya sea por señales celulares, WiFi, luz eléctrica, etc. que podrían alterar el correcto sensado y procesamiento de las señales mioeléctricas.

- Una de las debilidades de este sistema de control es que el usuario por breves instantes se descuidará de lo que ocurre a su alrededor porque ocupará su vista para movilizar la silla. Eso justifica la gran necesidad de usar un pitido adicional mientras está retrocediendo.
- La mayor de las debilidades de este sistema de control es que para cada usuario que use por vez primera la silla deberán realizarse una calibración previa, para lo cual habrá que observar las señales mioeléctricas en un osciloscopio (puede ser el del VI que aquí se implementó en LabVIEW) para establecer los umbrales de voltaje que genera su cuerpo e ingresarlos al algoritmo de control. Esta es la razón más fuerte por la que creemos que aún no haya sido comercializado en el mundo.

4.2 Trabajos futuros

- ✓ El sistema puede mejorarse en los aspectos de seguridad ampliamente, como un geo-posicionamiento del vehículo, monitoreo instantáneo de alarmas y atasco, protección ante la humedad y lluvia.
- ✓ Se debe mejorar el servomecanismo para que este pueda permitir movimientos bidimensionales, es decir combinar el desplazamiento analógico vertical con el horizontal, tal como funciona originalmente el joystick.

4.3 Recomendaciones

- En el diseño de la etapa del filtrado, se recomienda colocar dos trimmers de offset (vertical y horizontal) para ajustar el nivel de las señales de manera independiente. Actualmente posee un solo trimmer que involucra a las dos señales, por lo que el ajuste de una señal compromete también a la otra.
- Se recomienda colocar un par de seguidores unitarios para proteger al Arduino como se hizo en el dsPIC, lo cual se logra mediante el desacople de impedancias. Al hacer esto el seguidor debe de estar limitado por un voltaje de polarización V_{cc} de 5V. También se puede colocar un limitador de voltaje para evitar que el Arduino reciba voltajes superiores a los tolerados en las señales analógicas de entrada.
- Es menester agregar un disipador de calor para el integrado 7805 regulador de voltaje de la placa del dsPIC porque sin él se ha verificado que calienta mucho

debido a que él se encarga de regular la potencia que se suministra tanto a la placa del dsPIC como del Arduino.

- Se recomienda colocar todas las placas electrónicas, y de manera imperativa a la placa de acondicionamiento, bajo una jaula de Faraday para evitar la interferencia IEM/FIR del celular del usuario y de las personas cercanas (quizá sea necesario apagar el celular mientras maneja).
- Se recomienda realizar un monitoreo periódico del nivel de pilas de 9V que alimentan la tarjeta de acondicionamiento, por lo que se prefiere que sean recargables. O en lugar de estar usando pilas, de los 12V disponibles de la fuente propia del controlador piloto se podría implementar una fuente dual mediante un convertidor DC-DC.
- El usuario debe respetar las siguientes condiciones de uso de la silla (con el nuevo sistema de control):
 - Piel seca, el usuario no debe estar sudado.
 - El usuario no debe ser sordo ni ciego, requiere del sentido de equilibrio.
 - El usuario no debe tener discapacidades mentales. Aptitudes completas de agilidad y reflejos, así como equilibrio psicológico.
 - No usar en ambiente demasiado húmedo o peor bajo lluvia.
 - El usuario no debe portar marcapasos ni ningún dispositivo eléctrico en su cuerpo que pueda interferir o inducir electromagnéticamente las señales mioeléctricas.
 - No es recomendable que el usuario esté mentalmente cansado (estresado).

BIBLIOGRAFÍA

- Posada L., Cabrera M. (2015). *Control del movimiento de un vehículo a control remoto a través de señales EOG*. ESPOL.
- Colleen N. (2014). *Robotic Wheelchair Using Eye Blink Sensors and Accelerometer Provided with Home Appliance Control*. IJERA. ISSN: 2248-9622, Vol. 4, Issue 5 (Version 7), pp.129-134.
- Raez, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*. Biological Procedures Online, 8, 11–35. <http://doi.org/10.1251/bpo115>
- Arai, K., & Mardiyanto, R. (2011). *Eyes based electric wheel chair control system*. (IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications, 2(12).
- Bulling, A., Ward, J., Gellersen, H., & Tröster, G. (2011). *Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography*. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 33(4), 741-753.
- De la Rosa, R., Alonso, A., Carrera, A., Durán, R., & Fernández, P. (2010). *Man-machine interface system for neuromuscular training and evaluation based on EMG and MMG signals*. Sensors, 10(12), 11100-11125. http://www.mdpi.com/1424-8220/10/12/11100/htm#fig_body_display_f1-sensors-10-11100.
- González, I. A. C. (2010). *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*. Mérida Yucatán Septiembre.
- Brandão, A. S., Felix, L. B., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2011). *Controlling devices using biological signals*. Int J Adv Robotic Sy, 8(3), 22-33.
- Jose, J. (2013). *Development of EOG Based Human Machine Interface Control System for Motorized Wheelchair* (Doctoral dissertation, National Institute Of Technology Rourkela).

Souza, A. E., Pearlman, J. L., Cooper, R., Kelleher, A., Gebrosky, B., & Cooper, R. A. (2013). *Evaluation of scooters using ANSI/RESNA standards*. Journal of rehabilitation research and development, 50(7), 1017-1034.

Freixes, O., Fernández, S. A., Gatti, M. A., Crespo, M. J., Olmos, L. E., & Rubel, I. F. (2010). *Wheelchair axle position effect on start-up propulsion performance of persons with tetraplegia*. J Rehabil Res Dev, 47(7), 661-8.

Engineering Design Utilities.

<http://sim.okawa-denshi.jp/en>

Texas Instruments. Software WEBENCH® Filter Designer.

<http://www.ti.com/lscds/ti/analog/webench/webench-filters.page?DCMP=sva-web-filter-en&HQS=sva-web-filter-filterdesignervanity-en>

Analog Devices.

Datasheet del AD620 (amplificador de instrumentación)

<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

Atmel.

Datasheet del ATmega 2560 (procesador del Arduino Mega)

http://www.atmel.com/Images/Atmel-2549-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega640-1280-1281-2560-2561_datasheet.pdf

Microchip.

Datasheet del dsPIC30F3014

<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70138G.pdf>

Pride Mobility Products Corp.

Manual de Usuario de la JET 3

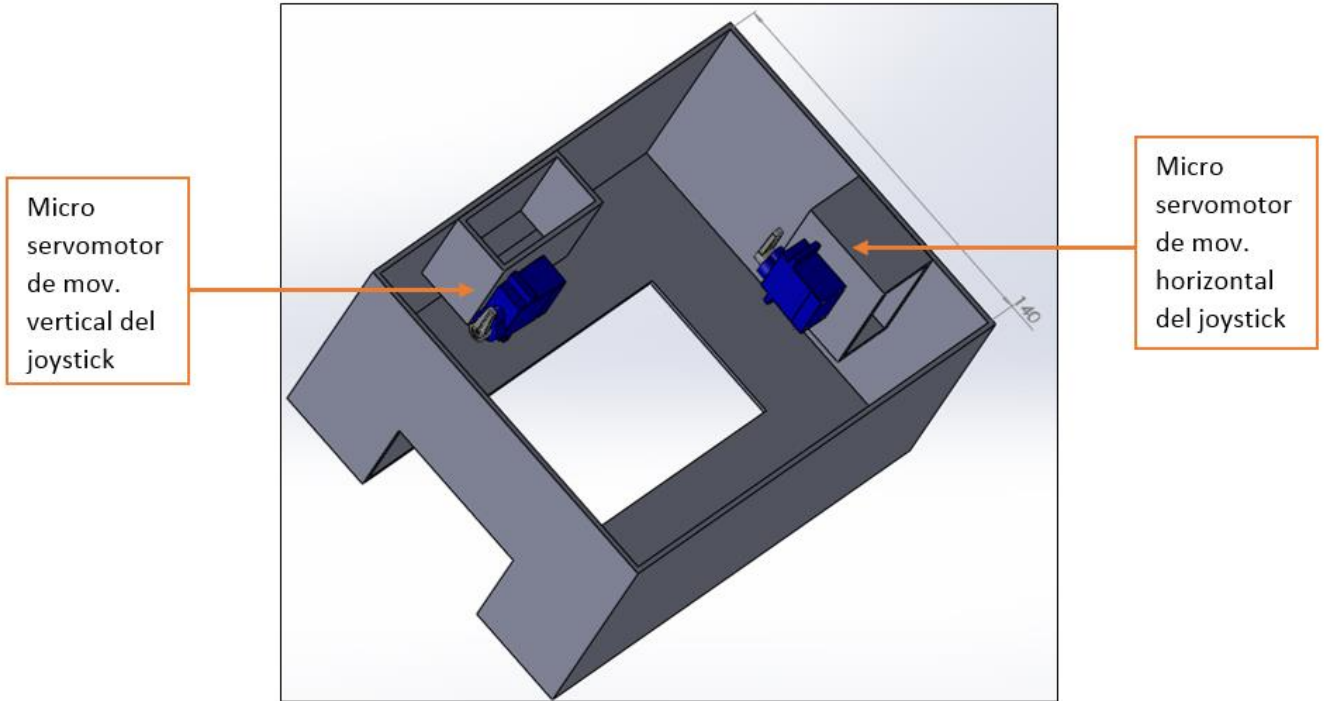
Manual de Instrucciones de la JET 3

<http://www.scootaround.com/images/pdf/manuals/pridemobility/Pride%20Jet%203%20Owner's%20Manual.pdf>

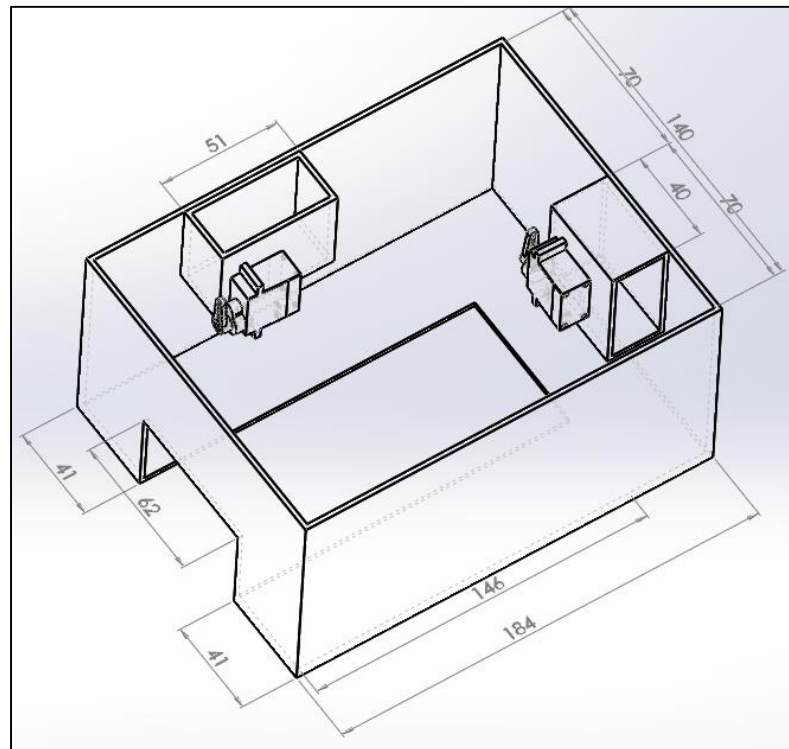
APÉNDICES

APÉNDICE A

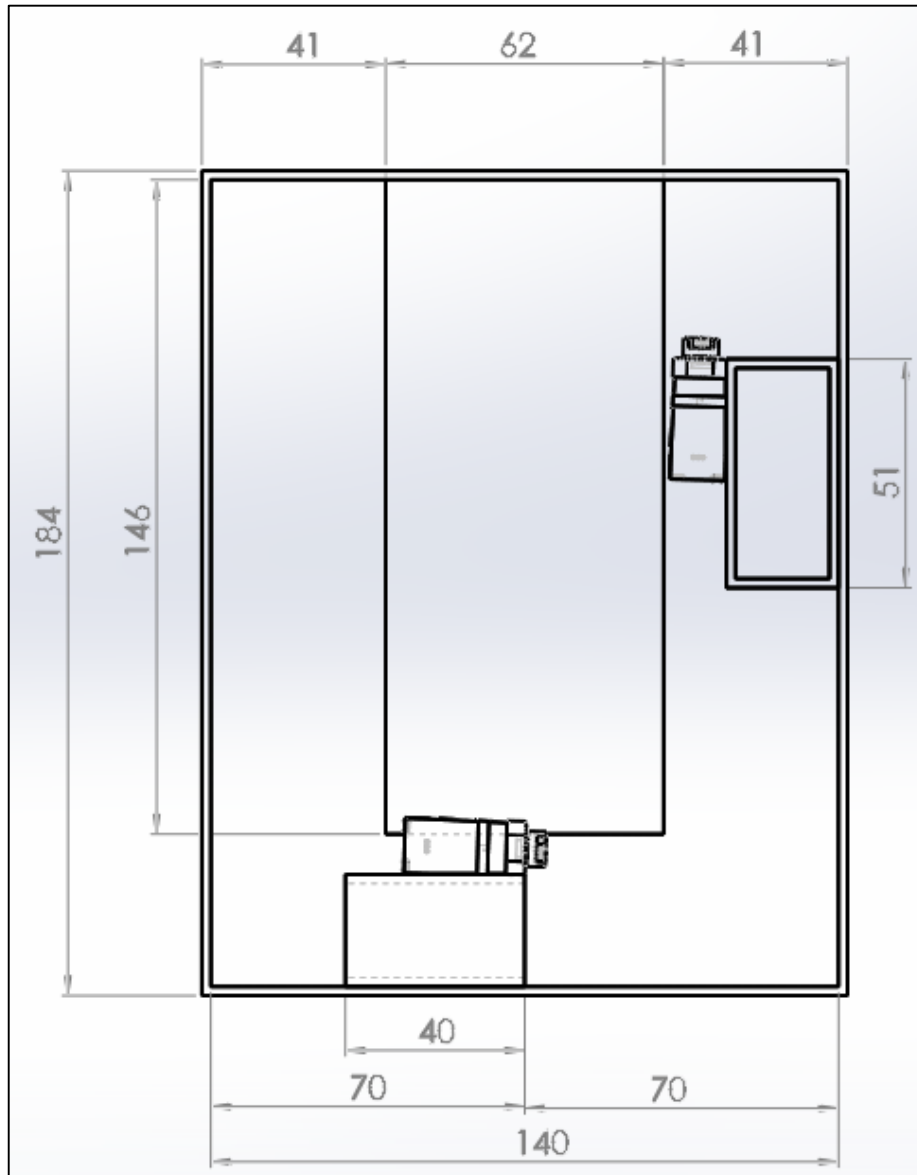
Planos del servomecanismo



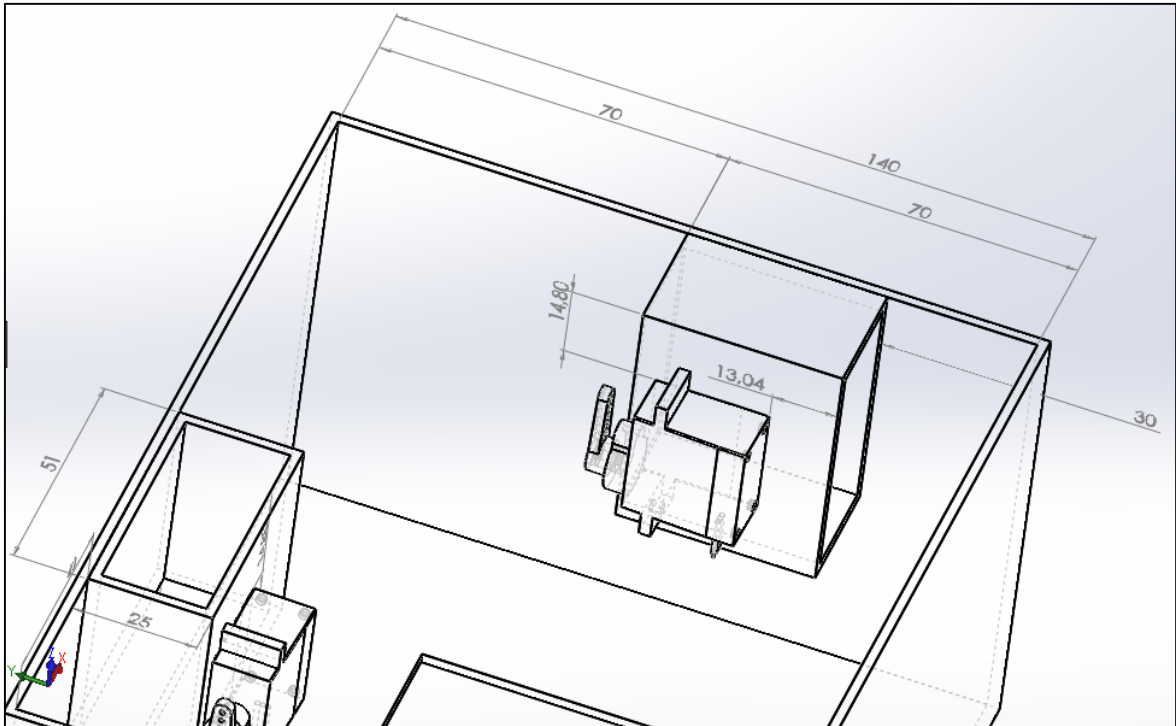
Plano 1. Vista isométrica del servomecanismo



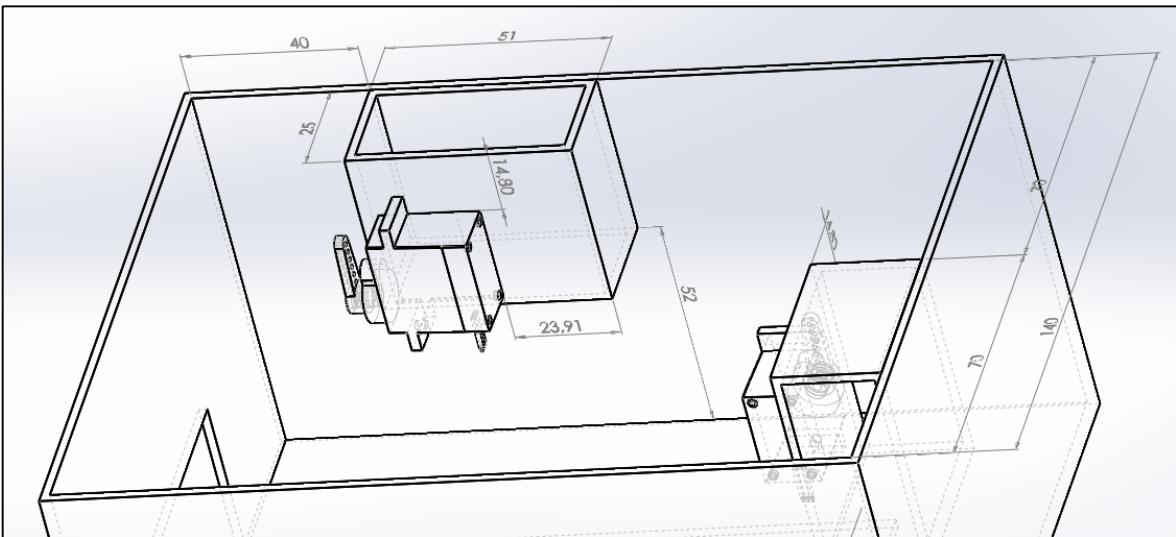
Plano 2. Vista isométrica del servomecanismo acotado



Plano 3. Vista superior del servomecanismo acotado



Plano 4. Cotas alrededor del micro servomotor de movimiento vertical del joystick



Plano 5. Cotas alrededor del micro servomotor de movimiento horizontal del joystick

APÉNDICE B

Detalles técnicos adicionales de la silla Jet 3 ²²

PRIDE JET 3 ULTRA

Very compact power chair, suitable primarily for indoor use. The Jet 3 utilises the mid-wheel drive system and shorter wheelbase that combine to offer an incredible turning radius of just 470mm (18.5"). In addition, it now features Active-Trac suspension, a powerful 50amp PG VSI controller, ergonomically designed seating and an on-board charger. With 10" drive wheels the Jet 3 offers a top speed of 6km/h and a distance of up to 24km per charge. Also available with 200mm (6") Power Seat Raise.

Product Code PW-PR-Jet3 Ultra **DVA Code** AP05 PPCJet3 Ultra

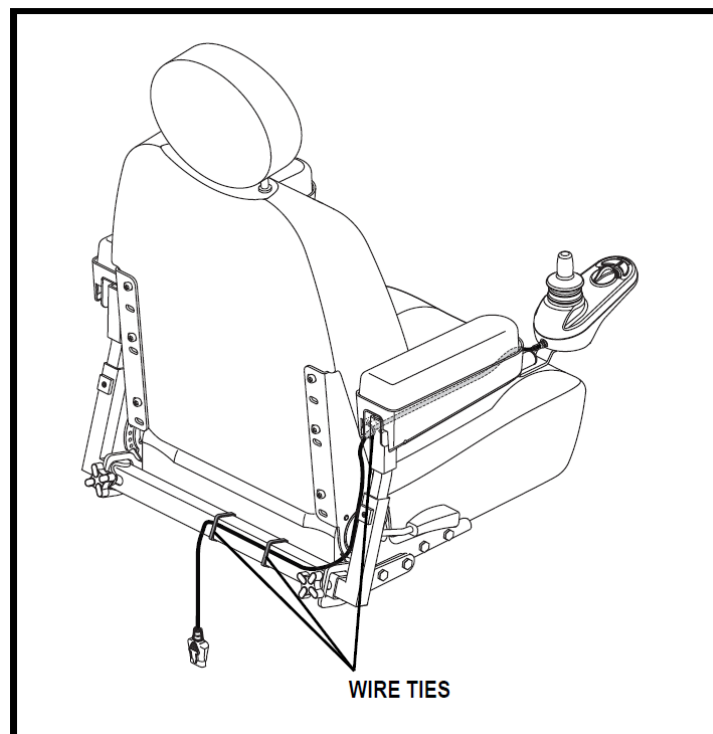


Figura B-1. Cable del controlador piloto

²² Cortesía de *Pride Mobility Products Corp.* Extraído del Manual de Usuario y de Instrucciones de la JET 3.



Figura B-2. Caja eléctrica de conexiones

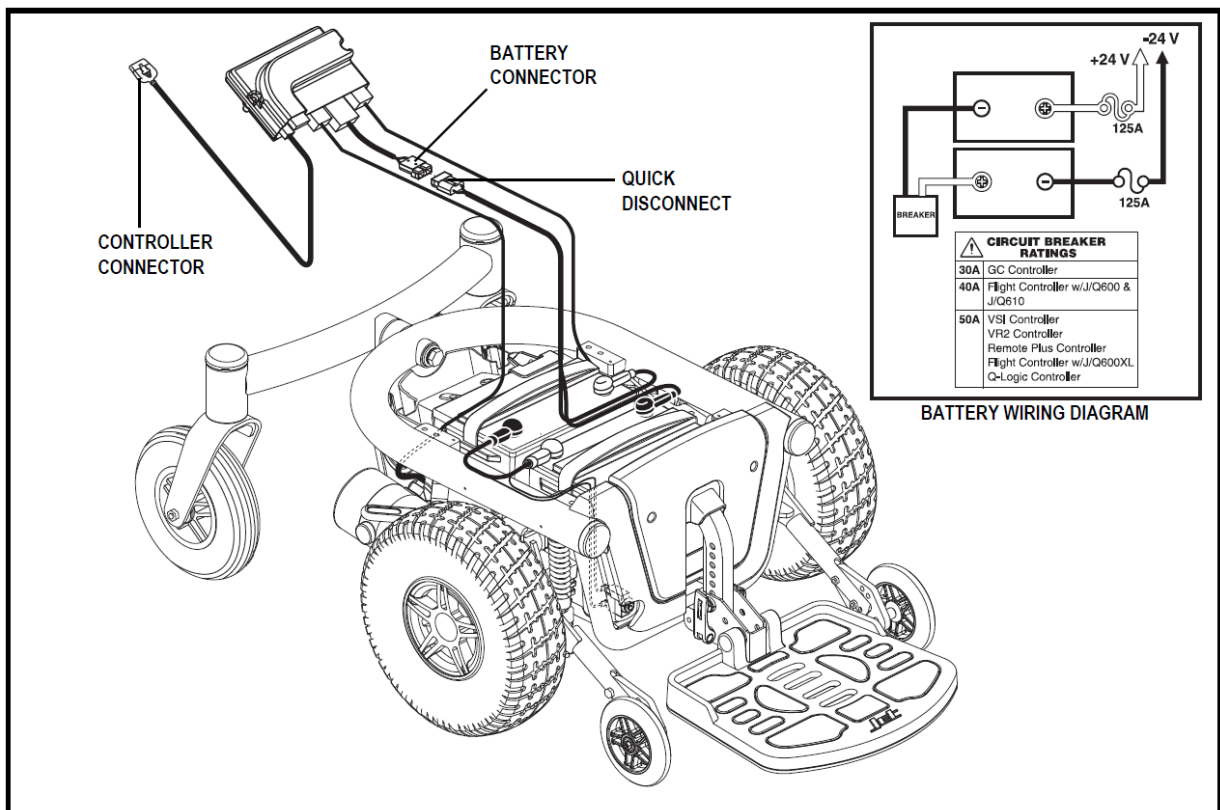


Figura B-3. Conexión de las baterías



Figura B-4. Base Mecánica del Jet 3 (guardera de carrocería removida)

Tabla 11. Especificaciones de la Batería del Jet 3

Especificaciones de la Batería	
Tipo:	Ciclo profundo acumulador ácido de plomo cerrado y célula gelatinosa
Tamaño:	U-1
Voltaje:	12 Voltios cada una
Horas Amperias:	30-35 horas amperias

APÉNDICE C

Cronograma del proyecto

Tabla 12. Cronograma de proyecto

Actividad	Duración	Comienzo	Fin
Planificación	10 horas	vie 15/05/15	vie 15/05/15
Estudio teórico preliminar	40 horas	vie 15/05/15	dom 17/05/15
Diseño general	8 horas	dom 17/05/15	dom 17/05/15
Simulaciones	12 horas	lun 18/05/15	lun 18/05/15
Diseño de herramientas	32,5 días	mar 19/05/15	sáb 30/05/15
Adquisición de señales analógicas en LabVIEW	10 horas	mar 19/05/15	mar 19/05/15
Amplificador de instrumentación ajustable	20 horas	mié 20/05/15	jue 21/05/15
Filtro pasa banda analógico activo de segundo orden semi-ajustable	20 horas	vie 22/05/15	sáb 23/05/15
Fuente 5V regulada con sensor de Voltaje	20 horas	dom 24/05/15	lun 25/05/15
Implementación de prototipo	25,25 días	vie 29/05/15	sáb 06/06/15
Compra de materiales, electrodos, cables y elementos electrónicos	7 días	vie 29/05/15	dom 31/05/15
Análisis de la silla de ruedas JET 3	4 horas	sáb 30/05/15	sáb 30/05/15
Pruebas del prototipo	27,5 días	mar 02/06/15	jue 24/06/15
Pruebas de adquisición de señales	50 horas	mar 02/06/15	jue 04/06/15
Pruebas de ejecución de movimientos	10 horas	jue 04/06/15	jue 04/06/15
Análisis de resultados	30 horas	vie 05/06/15	sáb 06/06/15
Corrección de errores	20 horas	sáb 06/06/15	dom 07/06/15
Mejoras del sistema	40 horas	dom 07/06/15	mar 09/06/15
Implementación de mejoras	120 horas	mar 09/06/15	dom 14/06/15
Análisis de costos	5 horas	dom 14/06/15	dom 14/06/15

APÉNDICE D

Código en lenguaje C del algoritmo embebido en la placa Arduino

```
unsigned Long currentMillis;
Long previousMillis = 0; // will store last time LED was updated
Long interval ;
int horizontal_value;
int vertical_value;
int pestaneos=0;
#define THRESHOLD_MEDIAN_V 660; // 660 --> 3,2V
#define THRESHOLD_ALTO_V 900; // 900 --> 4,4V
#define THRESHOLD_HOR_IZQ 100; //100*5V/1024 = 2,44V
#define THRESHOLD_HOR_DER 500; //500*5V/1024 = 0,5V
#define MAX_INTERVAL_VER 20; //20 ms
#define MAX_INTERVAL_HOR 100; //100 ms
#define MAX_INTERVAL_ENTREPEST 500; //500 ms
void setup() {
  Serial.begin(19200)}

void loop(){
  do{
    vertical_value=analogRead(0);
  }while(vertical_value<THRESHOLD_MEDIAN_V); //ESPERA POR UN PESTAÑO
  //LEYO UN PESTAÑO
  currentMillis = millis(); //LEE EL TIEMPO ACTUAL
  previousMillis = currentMillis; //SETEA EL TIEMPO DE INICIO
  PARA CONTAR EL BACKTIME
  do{
    interval= millis() - previousMillis; ////MEDIMOS EL TIEMPO TRANSCURRIDO
    vertical_value=analogRead(0);
  }while(vertical_value>THRESHOLD_MEDIAN_V && vertical_value<THRESHOLD_ALTO_V
  );
  //SE EJECUTO UN PESTAÑO
  if(vertical_value>=THRESHOLD_ALTO_V)
  { //SE EJECUTO UN PESTAÑO FUERTE!!!!
    //FUNCION PARAR
  }
  else if{ //DE UN PESTAÑO PUEDEN APARECER VARIOS ESCENARIOS
    //SE EJECUTO UN PESTAÑO NORMAL
    tone(6, 650, 100); //SONIDO PARA SABER QUE SE EJECUTO EL PESTAÑO
    delay(200);
    pestaneos++;
    currentMillis = millis(); //LEE EL TIEMPO ACTUAL
    previousMillis = currentMillis; //SETEA EL TIEMPO DE INICIO
    PARA CONTAR EL BACKTIME

    do{ //VAMOS A VER SI VA A RETROCEDER O GIRAR HACIA UN LADO... O MAS
      ADELANTE AVANZAR
      interval= millis() - previousMillis; ////MEDIMOS EL TIEMPO
      TRANSCURRIDO
      if(interval>MAX_INTERVAL_ENTREPEST) //VALIDAMOS QUE LOS PESTAÑOS
      NO SEAN INVOLUNTARIOS
      {
        //SALIR DE TODO
      }
      vertical_value=analogRead(0);
      horizontal_value=analogRead(1);
    }while(vertical_value<THRESHOLD_MEDIAN_V && horizontal_value>
    THRESHOLD_HOR_IZQ); //ESPERA POR UN PESTAÑO VERTICAL U HORIZONTAL
```

```

    IZQ ">"
    //LEYO UN SEGUNDO PESTAÑO O UNA MIRADA A LA IZQUIERDA
    currentMillis = millis();           //LEE EL TIEMPO ACTUAL
    previousMillis = currentMillis;     //SETEA EL TIEMPO DE INICIO
    PARA CONTAR EL BACKTIME
    if(horizontal_value<=THRESHOLD_HOR_IZQ)
    {
        do{ //SE INTENTA RETROCEDER!!
            interval= millis() - previousMillis;   ///MEDIMOS EL TIEMPO
            TRANSCURRIDO
            if(interval>MAX_INTERVAL_HOR) //VALIDAMOS QUE LOS PESTAÑEOS
            SEAN RAPIDOS
            {
                //SALIR DE TODO
            }
            horizontal_value=analogRead(1);
        }while(horizontal_value<THRESHOLD_HOR_IZQ); //ESPERA QUE SE
        EJECUTE LA MIRADA A LA IZQUIERDA EN UN INTERVALO DE TIEMPO
        tone(6, 650, 100); //SONIDO PARA SABER QUE SE EJECUTO EL
        PESTAÑO
        //##### ----RETROCEDE ----
        #####
        do{ //SE DEBE ESPERAR A QUE SE EJECUTE UN PESTAÑO FUERTE
            tone(6, 650, 50);
            Delay(300)
            vertical_value=analogRead(0);
        }while(vertical_value<THRESHOLD_ALTO_V);
        //##### ----PARAR----
        #####
    }
    else if (vertical_value>=THRESHOLD_MEDIAN_V)
    {
        currentMillis = millis();           //LEE EL TIEMPO
        ACTUAL
        previousMillis = currentMillis;     //SETEA EL TIEMPO DE
        INICIO PARA CONTAR EL BACKTIME
        do{
            interval= millis() - previousMillis;   ///MEDIMOS EL TIEMPO
            TRANSCURRIDO
            if(interval>MAX_INTERVAL_VER) //VALIDAMOS QUE LOS PESTAÑEOS NO
            SEAN INVOLUNTARIOS
            {
                //SALIR DE TODO
            }
            vertical_value=analogRead(0);
        }while(vertical_value>THRESHOLD_MEDIAN_V && vertical_value<
            THRESHOLD_ALTO_V);
        if(vertical_value>=THRESHOLD_ALTO_V)
        { //SE EJECUTO UN PESTAÑO FUERTE!!!!
            //FUNCION PARAR
        }
        else if{
            // SE RECONOCIO UN SEGUNDO PESTAÑO NORMAL
            tone(6, 650, 100); //SONIDO PARA SABER QUE SE EJECUTO EL
            PESTAÑO
            pestaneos++;
            //A PARTIR DE AQUI DEBEMOS ESPERAR LAS SEÑALES QUE SE EJECUTAN
            EN VERTICAL U HORIZONTAL, PARA EFECTUAR LOS GIROS O PARAR!!
        }
    }
}

```


APÉNDICE E: Esquemático de la placa de acondicionamiento

