

**nib - Núcleo de Ingeniería Biomédica de las
Facultades de Medicina e Ingeniería**

UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA – URUGUAY

PANTOJO-1

Proyecto de fin de Carrera

Sistema portátil para la detección y transmisión inalámbrica de la posición del ojo, realizado para satisfacer los requerimientos de la materia “Proyecto” del Instituto de Ingeniería Eléctrica IIE

Agustín Senatore – Andrés Touya – José Pereira
Tutor: Prof. Ing. Franco Simini

**Facultad de Ingeniería Universidad de la República
Montevideo, Uruguay
Marzo 2010 - Julio 2011**

Índice de contenido

1.Introducción.....	16
1.1.Historia y motivación del proyecto.....	16
1.2.Resumen.....	16
1.3.Agradecimientos.....	17
2.Objetivos.....	19
3.Investigación.....	20
3.1.Definición de posición del ojo.....	20
3.2.Tipos de movimiento del ojo.....	21
3.2.1.1.Movimientos automáticos de los ojos.....	22
3.2.1.2.Movimientos voluntarios.....	22
3.3.Métodos existentes para la detección de la posición ocular.....	23
3.4.Elección del método empleado en PANTOJO-1.....	23
3.5.Electrooculograma (EOG).....	24
3.5.1.Origen fisiológico de la señal.....	25
3.5.2.Fundamento de la técnica EOG.....	27
3.5.3.Características de la señal.....	27
3.6.Fuentes de interferencia.....	27
3.6.1.Relevamiento.....	27
3.6.2.Medidas a implementar en el diseño y operación para mitigar fuentes de ruido o interferencia.....	28
3.7.Electrodos.....	28
3.7.1.Impedancia de la interfaz piel-electrodo.....	29
3.8.Hardware y Procesamiento.....	30
4.Decisiones de proyecto del circuito y del procesamiento de la señal EOG.....	34
5.Proyecto y realización de los circuitos electrónicos implementados en PANTOJO-1.....	38
5.1.Amplificación y filtrado.....	39
5.1.1. Amplificador 1: Amplificador diferencial de instrumentación.....	41
5.1.2.Filtro1: Pasa bajo pasivo de primer orden.....	43
5.1.3. Amplificador 2.....	44
5.1.4. Amplificador 3.....	46
5.1.5.Filtro3: Pasa alto pasivo de primer orden.....	46
5.1.6. Amplificador 4.....	46
5.2.Procesamiento e interfaz con el usuario.....	47
5.2.1.Microcontrolador.....	48
5.2.2. Emisor de señal sonora.....	49
5.2.3. Botón.....	49
5.2.4.Leds para calibración y batería baja.....	50
5.2.5.Control de tensión de las pilas.....	50
5.3.Comunicación.....	50
5.4.Alimentación.....	51
5.5.Consumo.....	52
5.6.Diseño y Elaboración de los circuitos impresos (PCB).....	53
6.Determinación de la relación entre el ángulo de visión y el voltaje del EOG.....	55
6.1.Relevamiento de datos.....	55
6.1.1.Resultados.....	55
6.2.Normalización de las medidas.....	57
6.3.Modelo de tercer grado.....	57

6.4. Modelo lineal.....	59
6.5. Resultados.....	63
7. Procesamiento.....	64
7.1. Procesamiento por picos	64
7.1.1. Filtrado.....	65
7.1.2. Detección de picos.....	65
7.1.3. Calibración.....	66
7.1.4. Normalización.....	67
7.1.5. Determinación de la posición.....	67
7.1.5.1. Salida.....	67
7.1.5.2. Reconstrucción en zona lineal.....	68
7.1.5.3. Reconstrucción en zona no lineal.....	69
7.1.5.4. Errores de reconstrucción.....	69
7.1.5.5. Formato de la salida.....	69
7.2. Procesamiento utilizando Wavelets.....	71
7.2.1. Introducción.....	71
7.2.2. Acondicionamiento de la señal.....	73
7.2.3. Tratamiento Wavelet.....	78
7.2.4. Análisis.....	80
7.2.5. Conclusiones.....	82
8. Diseño mecánico.....	83
8.1. Soporte de electrodos y amplificación.....	83
8.2. Módulo principal.....	88
8.3. Brazo Calibrador.....	93
8.4. Características físicas de PANTOJO-1	95
9. Ensayos.....	97
9.1. Diseño del ensayo.....	97
9.1.1. Guía.....	97
9.1.1.1. Definición de guía.....	97
9.1.1.2. Guía aleatoria.....	97
9.1.2. Condiciones físicas de los ensayos.....	98
9.1.3. Ensayos.....	98
9.2. Resultados.....	99
9.2.1. Persona 1.....	103
9.2.1.1. Tratamiento 1.....	103
9.2.1.2. Tratamiento 2.....	105
9.2.1.3. Tratamiento 3.....	107
9.2.1.4. Tratamiento 4.....	109
9.2.2. Persona 2.....	111
9.2.2.1. Tratamiento 1.....	111
9.2.2.2. Tratamiento 2.....	113
9.2.2.3. Tratamiento 3.....	115
9.2.2.4. Tratamiento 4.....	117
9.2.3. Persona 3.....	119
9.2.3.1. Tratamiento 1.....	119
9.2.3.2. Tratamiento 2.....	121
9.2.3.3. Tratamiento 3.....	123
9.2.3.4. Tratamiento 4.....	125

9.2.4.Tratamiento 1.....	127
9.2.5.Tratamiento 2.....	129
9.2.6.Tratamiento 3.....	131
9.2.7.Tratamiento 4.....	133
9.3.Conclusiones.....	135
10.Tiempos y Costos.....	137
10.1.Tiempo.....	137
10.1.1.Planificación.....	137
10.1.2.Ejecución.....	138
10.1.3.Análisis de los resultados.....	140
10.2.Costos.....	141
10.2.1.Costo de Componentes.....	141
10.2.2. Costo de las horas de trabajo	141
10.2.3.Costo del prototipo y posible plan de amortización del costo mediante la comercialización del producto.....	141
11.Conclusiones y Proyecciones.....	142
11.1.Conclusiones.....	142
11.2.Proyecciones.....	142
11.2.1.Mejoras.....	142
11.2.2.Aplicaciones.....	143
12.Anexo 1 - Métodos para la detección de la posición ocular.....	145
12.1.Reflexión de luz.....	145
12.2.Campo magnético del ojo.....	145
12.3.Lentes de contacto con espira.....	146
12.4.Videooculograma.....	147
12.5.Electroóculograma (EOG).....	148
13.Anexo 2 - Componentes.....	151
14.Anexo 3 - Circuito esquemático y PCB.....	154
15.Anexo 4 - Discretización de la posición ocular.....	159
16.Anexo 5 - Herramientas de desarrollo.....	162
16.1.Osciloscopio.....	162
16.1.1.Motivos del desarrollo.....	162
16.1.2.Descripción general.....	162
16.1.3.Área de guía.....	164
16.1.4.Seleccionar reproducción.....	164
16.1.5.Selección de la guía.....	165
16.1.6.Escalas de tiempo y amplitud.....	167
16.1.7.Selección de señales.....	168
16.1.8.Transformada de Fourier.....	169
16.1.9.Simulación del ojo.....	171
16.1.10.Datos perdidos.....	173
16.1.11.Guardar datos adquiridos.....	173
16.1.12.Ejecución de los programas.....	175
16.1.13.Implementación.....	176
16.2.Silla para fijar cabeza.....	177
17.Anexo 6 - Manual de operación.....	179
17.1.Preparación del usuario.....	179
17.2.Modos de operación.....	179

17.2.1. Calibración.....	179
17.2.2. Modos de uso.....	180
17.2.3. Error en reconstrucción.....	180
17.2.4. Batería Baja.....	181
17.2.5. Consideraciones	181
17.3. Configuración de la PC.....	181
18. Anexo 7 - Campo electromagnético producido por el movimiento de un ojo en sus inmediaciones.....	187
19. Anexo 8 - Posibles fuentes de interferencia en la adquisición de un biopotencial.....	192
19.1. Interferencias Capacitivas.....	192
19.2. Interferencias Inductivas.....	193
19.3. Interfaz electrodo-piel.....	193
19.4. Interferencia por otros biopotenciales o sistemas fisiológicos.....	194
19.5. Variabilidad de la señal de EOG.....	195
19.6. Interferencias provocadas por la fuente de alimentación.	195
19.7. Interferencias por ruido y derivas internas del aparato.	196

Índice de Figuras

Figura 3.1: Sistema referencial ortogonal de coordenadas X,Y,Z, solidario a la cabeza con origen en el centro geométrico del lóbulo ocular derecho.....	20
Figura 3.2: Sistema referencial de coordenadas ortogonal X',Y',Z' , solidario al ojo con origen en el centro geométrico del lóbulo ocular derecho.....	21
Figura 3.3: Ángulo φ en el plano X-Y . El ángulo φ en el plano horizontal define la posición del ojo a los efectos del proyecto PANTOJO-1.....	21
Figura 3.4: Corriente oscura en los fotorreceptores. Detalle de los fotorreceptores presentes en la retina y la polarización de su membrana generando la corriente oscura (en rojo).Figura tomada de [02].....	26
Figura 3.5: Dipolo eléctrico Ocular. Disposición de las cargas a lo largo de la retina. Figura tomada de [02].....	26
Figura 3.6: Captación del EOG. a) Potencial del dipolo ocular respecto al movimiento de los ojos. b) Polarización de los electrodos. Figura tomada de [02].....	27
Figura 3.7: Interfaz Piel-Electrodo generada por dos electrodos. Las capas de la piel generan una impedancia entre los dos electrodos (R); Cada electrodo tiene asociada una impedancia reactiva, Ze. Figura modificada de [03].....	30
Figura 4.1: Adquisición de señal EOG de un voluntario sano que ejecuta un movimiento pendular sacádico incrementando la amplitud y decrementándola una vez alcanzado el máximo.	34
Figura 4.2: Deriva y señal ocular, ganancia 1700, filtro pasa-altos en 0,015Hz. Seguimiento de una guía sinusoidal de frecuencia variable.....	35
Figura 4.3: Deriva producida por efecto de media celda y movimiento de electrodos. Ganancia 1700, filtro pasa-altos en 0,015Hz. Adquisición de 2 minutos con voluntario procurando no mover los ojos.....	36
Figura 4.4: Señal EOG procesada y determinación de la posición del ojo. El EOG filtrado permite detectar una sacada por umbral de amplitud del pulso.....	37
Figura 5.1: Diagrama de bloques de PANTOJO-1.....	38
Figura 5.2: Diagrama de bloques de la etapa de amplificación y filtrado.....	39
Figura 5.3: Transferencia de la etapa de amplificación y filtrado.....	40
Figura 5.4: Circuito esquemático de la etapa de amplificación y filtrado. Banda pasante entre 1.59Hz y 20Hz. Ganancia 66dB.....	41
Figura 5.5: Circuito interno del amplificador de instrumentación INA128.....	42

Figura 5.6: Esquemático de implementación del INA128.....	43
Figura 5.7: Esquemático del amplificador operacional MAX407 en configuración no inversora.....	45
Figura 5.8: Diagrama de bloques del módulo de procesamiento e interfaz con el usuario.....	47
Figura 5.9: Circuito esquemático del módulo de procesamiento e interfaz con el usuario.....	47
Figura 5.10: Circuito antirrebotes.....	50
Figura 5.11: Circuito esquemático del módulo de comunicación.....	51
Figura 5.12: Circuito esquemático del módulo de Alimentación.....	52
Figura 5.13: Curva de descarga de pila Duracell AA MN1500.....	53
Figura 5.14: Circuito impreso y componentes de los módulos de procesamiento e interfaz con el usuario, alimentación y comunicación.....	54
Figura 5.15: Circuito impreso de la etapa de amplificación y filtrado con componentes soldados...	54
Figura 6.1: Diferencia de amplitud de la señal EOG entre distintas personas para movimientos sacádicos de 30°	56
Figura 6.2: Modelo de tercer grado, persona 1.....	58
Figura 6.3: Modelo de tercer grado, persona 2.....	58
Figura 6.4: Modelo de tercer grado, persona 3.....	59
Figura 6.5: Estudio de linealidad.....	60
Figura 6.6: Modelo lineal, persona 1.....	61
Figura 6.7: Modelo lineal, persona 2.....	61
Figura 6.8: Modelo lineal, persona 3.....	62
Figura 6.9: Modelo ángulo voltaje.....	63
Figura 7.1: Diagrama de bloques del procesamiento por picos del EOG para determinar la posición ocular.....	64
Figura 7.2: Diagrama de estados del detector de picos de PANTOJO-1.....	66
Figura 7.3: Algoritmo de cálculo para descomposición en series Wavelets. Imagen tomada de la ayuda de MATLAB.....	72
Figura 7.4: Descomposición en series Wavelets. Imagen tomada de la ayuda de MATLAB.....	72
Figura 7.5: Wave Meyer, (a) pasa-bajos, (b) pasa-altos.....	73
Figura 7.6: Pasa altos.....	74

Figura 7.7: Integrador.....	74
Figura 7.8: Acondicionamiento previo al filtro Wavelet.....	74
Figura 7.9: Filtro Butterworth pasa-bajos en 10Hz.....	75
Figura 7.10: Filtro inverso 1, cero en 1.59Hz.....	76
Figura 7.11: Filtro inverso 2, cero en 0.08Hz.....	77
Figura 7.12: Etapa previa al tratamiento Wavelet.....	77
Figura 7.13: Señal cruda e integrada.....	78
Figura 7.14: Descomposición en series Wavelets.....	79
Figura 7.15: Detalle de descomposición por Wavelets.....	79
Figura 7.16: Wave DMeyer pasa-bajos.....	81
Figura 7.17: Transformada de Fourier de la wave DMeyer.....	81
Figura 8.1: Bloques físicos de Pantojo-1.....	83
Figura 8.2: Disposición de electrodos para EOG del ojo derecho.....	83
Figura 8.3: Electrodo pegados con cinta adhesiva.....	84
Figura 8.4: Primer prototipo de marco de lentes con electrodos.....	84
Figura 8.5: Detalle del sistema de resortes y guía.....	85
Figura 8.6: Segundo prototipo de marco de lentes con electrodos.....	85
Figura 8.7: Tercer versión de dispositivo para fijar electrodos.....	86
Figura 8.8: Soporte de electrodos con etapa de amplificación y filtrado.....	86
Figura 8.9: Caja plástica OKW, modelo Soft Case S.....	87
Figura 8.10: Esquema del fresado de la caja plástica del módulo de amplificación y filtrado.....	87
Figura 8.11: Vincha elástica con electrodos y preamplificación de PANTOJO-1.....	88
Figura 8.12: Caja plástica OKW, modelo Ergo Case flat M.....	88
Figura 8.13: Esquema del fresado de la caja plástica del módulo principal.....	89
Figura 8.14: Panel de PANTOJO 1.	90
Figura 8.15: Circuito principal ensamblado.....	91
Figura 8.16: Tarjeta UBW acoplada al circuito principal	91

Figura 8.17: Módulo principal de PANTOJO-1.....	92
Figura 8.18: Módulo principal de PANTOJO-1 fijado a un brazo.....	92
Figura 8.19: Dispositivo calibrador de PANTOJO-1.....	93
Figura 8.20: Dimensiones del dispositivo calibrador.....	94
Figura 8.21: Brazo calibrador de PANTOJO-1 en uso.....	95
Figura 8.22: Usuario utilizando los tres módulos de PANTOJO-1	95
Figura 8.23: Usuario utilizando PANTOJO-1.....	96
Figura 9.1: Ejemplo aciertos exactos.....	100
Figura 9.2: Ejemplo aciertos flexibles.....	101
Figura 9.3: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 1.....	103
Figura 9.4: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 1.....	104
Figura 9.5: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 2.....	105
Figura 9.6: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 2.....	106
Figura 9.7: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 3.....	107
Figura 9.8: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 3.....	108
Figura 9.9: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 4.....	109
Figura 9.10: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 4.....	110
Figura 9.11: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 1.....	111
Figura 9.12: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 1.....	112
Figura 9.13: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 2.....	113
Figura 9.14: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 2.....	114
Figura 9.15: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 3.....	115
Figura 9.16: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 3.....	116
Figura 9.17: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 4.....	117
Figura 9.18: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 4.....	118
Figura 9.19: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 1.....	119
Figura 9.20: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 1.....	120

Figura 9.21: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 2.....	121
Figura 9.22: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 2.....	122
Figura 9.23: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 3.....	123
Figura 9.24: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 3.....	124
Figura 9.25: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 4.....	125
Figura 9.26: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 4.....	126
Figura 9.27: Aciertos exactos, tratamiento 1.....	127
Figura 9.28: Aciertos flexibles, tratamiento 1.....	128
Figura 9.29: Aciertos exactos, tratamiento 2.....	129
Figura 9.30: Aciertos flexibles, tratamiento 2.....	130
Figura 9.31: Aciertos exactos, tratamiento 3.....	131
Figura 9.32: Aciertos flexibles, tratamiento 3.....	132
Figura 9.33: Aciertos exactos, tratamiento 4.....	133
Figura 9.34: Aciertos flexibles, tratamiento 4.....	134
Figura 9.35: Aciertos exactos y flexibles de los 4 tratamientos de PANTOJO-1.....	135
Figura 10.1: Distribución mensual de las horas dedicadas por el equipo a cada tarea	139
Figura 10.2: Horas totales por mes.....	139
Figura 12.1: Lente con espira. Imagen extraída de [21].....	146
Figura 12.2: Dispositivo para montar cámara. Imagen extraída de internet.....	147
Figura 12.3: Anatomía del ojo, figura extraída de [13].....	148
Figura 12.4: Fundamento de EOG, figura extraída de [13]	148
Figura 12.5: Disposición de electrodos, Figura extraída de [13]	149
Figura 12.6: Disposición de electrodos Pantojo-1, Figura extraída de [13].....	149
Figura 14.1: Hoja 1 del esquemático de PANTOJO-1. Alimentación.....	155
Figura 14.2: Hoja 2 del esquemático de PANTOJO-1. Amplificación y Filtrado.	156
Figura 14.3: Hoja 3 del esquemático de PANTOJO-1. Procesamiento y Comunicación.....	157
Figura 14.4: Circuito impreso del módulo principal de PANTOJO-1, v 1.0.....	158

Figura 14.5: Referencia de componentes en el PCB del módulo principal de PANTOJO-1, v 1,0.	158
Figura 14.6: Referencia de componentes en el PCB de la etapa de amplificación y filtrado de PANTOJO-1, v1.1.....	158
Figura 14.7: Circuito impreso de la etapa de amplificación y filtrado de PANTOJO-1, v 1.1.....	158
Figura 15.1: Configuración para el estudio de la tía.....	159
Figura 15.2: Estudio comparativo entre dos posiciones oculares consecutivas con 5° de diferencia	161
Figura 16.1: Vista general del osciloscopio.....	163
Figura 16.2: Área de señales adquiridas y generadas.....	163
Figura 16.3: Área de la guía.....	164
Figura 16.4: Selección de reproducción.....	164
Figura 16.5: Selección de la guía.....	165
Figura 16.6: Selección de separación entre marcas.....	166
Figura 16.7: Botones para modificar la ventana de tiempo vista.....	167
Figura 16.8: Botones para cambiar eje de amplitudes.....	167
Figura 16.9: Selección de señales.....	168
Figura 16.10: Vista general en FFT.....	169
Figura 16.11: Selección FFT.....	169
Figura 16.12: Gráfica de la transformada de Fourier.....	170
Figura 16.13: Vista general del modelo del ojo en 3D.....	172
Figura 16.14: Selección vista del ojo.....	172
Figura 16.15: Girar vista horizontal.....	172
Figura 16.16: Girar vista vertical.....	173
Figura 16.17: Datos perdidos.....	173
Figura 16.18: Esquema de datos guardados por PANTOJO-1.....	174
Figura 16.19: Fijador de cabeza.....	177
Figura 16.20: Silla con fijador de cabeza.....	178
Figura 17.1: Uso del dispositivo de calibración.....	179

Figura 17.2: Uso del dispositivo de calibración.....	180
Figura 17.3: Configuración Bluetooth: paso 1.....	181
Figura 17.4: Configuración Bluetooth: paso 2.....	182
Figura 17.5: Configuración Bluetooth: paso 3.....	182
Figura 17.6: Configuración Bluetooth: paso 4.....	182
Figura 17.7: Configuración Bluetooth: paso 5.....	183
Figura 17.8: Configuración Bluetooth: paso 6.....	183
Figura 17.9: Configuración Bluetooth: paso 7.....	184
Figura 17.10: Configuración Bluetooth: paso 8.....	184
Figura 17.11: Configuración Bluetooth: paso 9.....	185
Figura 17.12: Configuración Bluetooth: paso 10.....	185
Figura 18.1: Modelo del ojo como condensador plano.....	189

Índice de tablas

Tabla 3.1: Comparación de métodos para la detección de la posición o movimiento del ojo.....	24
Tabla 5.1: Pin-out del PIC 18F2553, seleccionado para PANTOJO-1.....	49
Tabla 6.1: Amplitud de los picos presentes en la señal EOG debido a movimientos sacádicos de 30°	56
Tabla 6.2: Modelos de tercer grado.....	59
Tabla 6.3: Estudio de linealidad.....	60
Tabla 7.1: Formato de la salida del equipo.....	70
Tabla 8.1: Conexión del plug del dispositivo calibrador al circuito principal de PANTOJO-1..	89
Tabla 8.2: Conexión del plug del soporte de electrodos y amplificación al circuito principal de PANTOJO-1.....	90
Tabla 8.3: Características mecánicas de los módulos de PANTOJO-1.....	96
Tabla 9.1: Ejemplo porcentaje de aciertos exactos.....	101
Tabla 9.2: Ejemplo resultado globales.....	102
Tabla 9.3: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 1.....	103
Tabla 9.4: Resultados globales, persona 1, tratamiento 1.....	104
Tabla 9.5: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 2.....	105
Tabla 9.6: Resultados globales, persona 1, tratamiento 2.....	106
Tabla 9.7: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 3.....	107
Tabla 9.8: Resultados globales, persona 1, tratamiento 3.....	108
Tabla 9.9: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 4.....	109
Tabla 9.10: Resultados globales, persona 1, tratamiento 4.....	110
Tabla 9.11: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 1.....	111
Tabla 9.12: Resultados globales, persona 2, tratamiento 1.....	112
Tabla 9.13: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 2.....	113
Tabla 9.14: Resultados globales, persona 2, tratamiento 2.....	114

Tabla 9.15: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 3.....	115
Tabla 9.16: Resultados globales, persona 2, tratamiento 3.....	116
Tabla 9.17: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 4.....	117
Tabla 9.18: Resultados globales, persona 2, tratamiento 4.....	118
Tabla 9.19: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 1.....	119
Tabla 9.20: Resultados globales, persona 3, tratamiento 1.....	120
Tabla 9.21: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 2.....	121
Tabla 9.22: Resultados globales, persona 3, tratamiento 2.....	122
Tabla 9.23: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 3.....	123
Tabla 9.24: Resultados globales, persona 3, tratamiento 3.....	124
Tabla 9.25: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 4.....	125
Tabla 9.26: Resultados globales, persona 3, tratamiento 4.....	126
Tabla 9.27: Aciertos exactos, tratamiento 1.....	127
Tabla 9.28: Resultados globales, tratamiento 1.....	128
Tabla 9.29: Aciertos exactos, tratamiento 2.....	129
Tabla 9.30: Resultados globales, tratamiento 2.....	130
Tabla 9.31: Aciertos exactos, tratamiento 3.....	131
Tabla 9.32: Resultados globales, tratamiento 3.....	132
Tabla 9.33: Aciertos exactos, tratamiento 4.....	133
Tabla 9.34: Resultados globales, tratamiento 4.....	134
Tabla 9.35: Aciertos exactos y flexibles de PANTOJO-1.....	135
Tabla 10.1: Estimación inicial del esfuerzo requerido al equipo por tarea, medido en horas.....	137
Tabla 10.2: Esfuerzo requerido al equipo por tarea, medido en horas.....	138
Tabla 10.3: Comparación porcentual entra la demanda de horas planificada y la real.....	140
Tabla 10.4: Costo estimado de una hipotética producción de PANTOJO-1.....	141
Tabla 13.1: Lista y precio de los componentes empleados en PANTOJO-1.....	153
Tabla 17.1: Requerimientos de la PC para correr MATLAB, obtenidos del sitio web de Mathworks	

.....	186
Tabla 19.1: Características de biopotenciales[03].....	194

1. Introducción

1.1. Historia y motivación del proyecto

Hace algún tiempo el servicio de prótesis buco máxilo facial de la facultad de odontología y el núcleo de ingeniería biomédica (nib)¹ vienen planteándose la posibilidad de realizar prótesis oculares móviles. El nib formaliza la idea y la plasma como un proyecto de fin de carrera llamado PANTOJO².

La idea perseguida es construir prótesis oculares móviles que permitan a sus usuarios una mejor inserción social. Se busca solucionar el problema de la exclusión y discriminación social que enfrentan las personas a las que se les a extirpado un ojo y/o parte de la estructura ósea que sirve de asiento a el mismo. Luego de la cirugía a estas personas se les colocan prótesis oculares fijas, las cuales consisten en una parte de silicona color piel que rellena el espacio de la cara ahuecado y sobre ella se monta un lóbulo ocular de acrílico fijo. Más tarde PANTOJO se divide en dos etapas o proyectos, PANTOJO-1 y PANTOJO-2. PANTOJO-1 consiste en realizar un dispositivo portátil, inalámbrico y no invasivo, que sea capaz de determinar la posición del ojo sano y transmitirla en tiempo real. Luego PANTOJO-2, quien se encargará de resolver la parte de la movilidad de la prótesis de lóbulo ocular, interpretará la señal transmitida por PANTOJO-1 y posicionará en todo momento la prótesis de acuerdo a lo establecido en esta comunicación. El efecto perseguido es que la prótesis acompañe el movimiento del ojo sano, para evitar que una prótesis sumamente realista, como son las que se instala en la actualidad, pierda esta ventaja al primer movimiento ausente.

1.2. Resumen

El proyecto PANTOJO-1 fue realizado para satisfacer los requerimientos de aprobación de la materia “Proyecto” de la carrera de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República, y se enmarca en el campo de la ingeniería biomédica.

Consiste en el diseño y construcción de un dispositivo capaz de determinar la posición del ojo en el plano axial para comandar una prótesis ocular móvil. El dispositivo es no invasivo, portátil y transmite la posición en forma inalámbrica y en tiempo real.

El proyecto se desarrolla esencialmente en dos etapas, la primera es una etapa de investigación en la que se estudian los aspectos fisiológicos del ojo y las características de los movimientos que puede realizar. También los métodos para detectar la posición o el movimiento del ojo, el procesamiento de las señales asociadas y las características tecnológicas vinculadas.

La segunda etapa es la de implementación de PANTOJO-1, en la cual se abordan el diseño y realización del hardware, firmware y software necesarios para cubrir los objetivos del proyecto. También desarrollamos todas las herramientas de software necesarias para el procesamiento de los datos. Definimos y ejecutamos los protocolos para la adquisición y procesamiento de la información.

1 Ambas instituciones pertenecen a la Universidad de la República.

2 El nombre del proyecto sugiere la analogía existente entre el ojo sano y la prótesis móvil que copia su posición o movimiento como si fuera con un pantógrafo.

La posición del ojo en el plano axial es determinada a través de la adquisición y procesamiento de la señal electrooculográfica (EOG) que es producida por ese ojo.

La señal EOG varía su amplitud de acuerdo al arco barrido al realizar un movimiento ocular. Realizamos estudios para determinar la relación ángulo-voltaje y construimos un modelo lineal para movimientos entre $+30^\circ$ y -30° en el plano axial.

PANTOJO-1 puede detectar movimientos sacádicos, o de refijación, es decir movimientos oculares rápidos que van de un punto a otro con fijación al final del movimiento. Un ejemplo de este tipo de movimientos puede ser la lectura de un texto, cuando llegamos al extremo derecho de la línea y saltamos a la siguiente en el extremo izquierdo. Este tipo de movimientos son los más habituales.

PANTOJO-1 determina la posición del ojo sano en forma discreta, puede programarse en dos modos, uno da la salida en pasos discretos de 5° y el otro en pasos de 10° siempre tomando como origen la posición central de reposo. Se realizaron ensayos a éstos 2 modos de funcionamiento y se analizaron los resultados en 2 formas, aciertos exactos, cuando la posición vista por PANTOJO-1 y la posición del ojo son exactamente las mismas, y aciertos flexibles, que es cuando la posición vista por PANTOJO-1 y la posición del ojo difieren a lo sumo en una posición de la discretización.

En los ensayos realizados dando la posición del ojo en pasos de 5° obtuvimos un 40% de aciertos exactos y 80% de aciertos flexibles, en el otro modo, dando la posición en pasos de 10° obtuvimos un 80% de aciertos exactos y 94% de aciertos flexibles.

Analizamos la percepción de la posición ocular por un observador externo y el estudio mostró que una diferencia de hasta cinco grados entre la posición del ojo sano y la prótesis es muy poco apreciable.

El modo de operación de discretizaciones de a 10 grados no es apto para el control de una prótesis ocular móvil ya que en caso de error la diferencia entre el ojo sano y la prótesis sería notoria. De igual forma puede ser de interés para implementar algún tipo de interfaz hombre-computadora ya que aunque tiene poca resolución tiene muy buena precisión, por ejemplo para comandar un menú desplegable.

1.3. Agradecimientos

Muchas fueron las personas que de una forma u otra aportaron a la realización de PANTOJO-1, a todas ellas les agradecemos profundamente. Esperando no olvidarnos de nadie a continuación listamos las más relevantes y les damos un especial agradecimiento.

- A nuestras familias, parejas y amigos por su apoyo constante e incondicional.
- A los clínicos y técnicos del Hospital de Clínicas, por prestarnos sus equipos y asesorarnos en la etapa inicial, entre los cuales la Prof. Tecn. Alicia Barros, la Prof. Tec. Graciela Domato.
- Al docente del IIE Ing. Andrés Merello, por su colaboración en el diseño y depurado del hardware y sus aportes en el plano del procesamiento.
- A los docentes del IIE, Ing. Fernando Silveira, Ing. Leonardo Stenfield, Ing. Juan Pechiar, Ing. Julio Pérez por despejarnos distintas dudas.
- Al Ing. Justino Zabala de la empresa Pensur, nos brindó un lugar físico para

trabajar, además de equipos y componentes.

- A los ingenieros Julio Arzuaga, Pedro Arzuaga, Oscar Sanz, Federico de Mula, Carlos Santana y Daniel Villamil de la empresa C.C.C. del Uruguay, quienes nos brindaron asesoramiento y nos facilitaron componentes.
- A la Dra. Eva Elso por haberse prestado para el ensayo de la discretización de la posición del ojo.
- A María Abella y Estrella Elso, por haber confeccionado la vincha elástica.
- A Carlos Pereira, por la ayuda en la parte gráfica.
- A nuestro tutor, Ing. Franco Simini, por la confianza depositada en el equipo, sus ideas y críticas, y el estímulo siempre positivo.
- Ing. Carlos Zaltzman, por el trabajo realizado en el estudio del campo magnético producido por el ojo.

2. Objetivos

El primer objetivo del proyecto PANTOJO-1 fue el de relevar e investigar acerca de los métodos no invasivos para la detección del movimiento y posición de un ojo.

Luego de cumplir este primer objetivo y habiendo elegido como método la técnica electrooculográfica (EOG), se definieron los objetivos específicos de PANTOJO-1 con algunas hipótesis restrictivas de trabajo.

Objetivos específicos utilizando la técnica EOG:

- Diseñar y construir un dispositivo portátil capaz de adquirir y procesar la señal EOG en tiempo real
- Determinar el ángulo de giro en el plano axial de un ojo sano respecto de su posición central de reposo.
- El error entre la posición calculada que será impresa en la futura prótesis y la real del ojo sano, debe ser imperceptible para un tercero que mira de frente a la persona que lleva la prótesis
- Transmitir en forma inalámbrica y en tiempo real la posición calculada del ojo sano.

Las hipótesis de trabajo adoptadas fueron las siguientes:

- Previo a la colocación de los electrodos la piel recibirá un tratamiento de abrasión mecánica y limpieza con alcohol
- Quien utilice el dispositivo, mientras lo utilice, no realizará gesticulaciones con su cara ni hablará
- La luminosidad del lugar en que se utilice el dispositivo permanecerá relativamente constante

3. Investigación

Realizamos una investigación bibliográfica sobre las formas de captar la posición del ojo, identificando las conveniencias o carencias de cada método con vistas a su posible implementación en el proyecto PANTOJO-1. Más allá de lo publicado, investigamos teóricamente y prácticamente muchas configuraciones y principios físicos que nos permitieran resolver el problema de la determinación no invasiva de la posición de un ojo sano. Esto nos llevó a procesar mucha información sobre dispositivos ya implementados para fines similares y sobre sistemas de procesamiento de la señal ocular.

En los siguientes puntos de este capítulo exponemos tales investigaciones, sus resultados y conclusiones.

Pero antes, es necesario definir qué se entiende por la posición del ojo.

3.1. Definición de posición del ojo

Esta definición de posición del ojo fue realizada a conveniencia de PANTOJO-1.

Sea el sistema referencial ortogonal X,Y,Z solidario a la cabeza y con origen en el centro del ojo derecho según se ilustra en la Figura 3.1. Este sistema de coordenadas es tal que cuando una persona se mira de frente el vector X es saliente a la cara y cuando se ve el perfil derecho el vector Y es entrante a la cabeza.

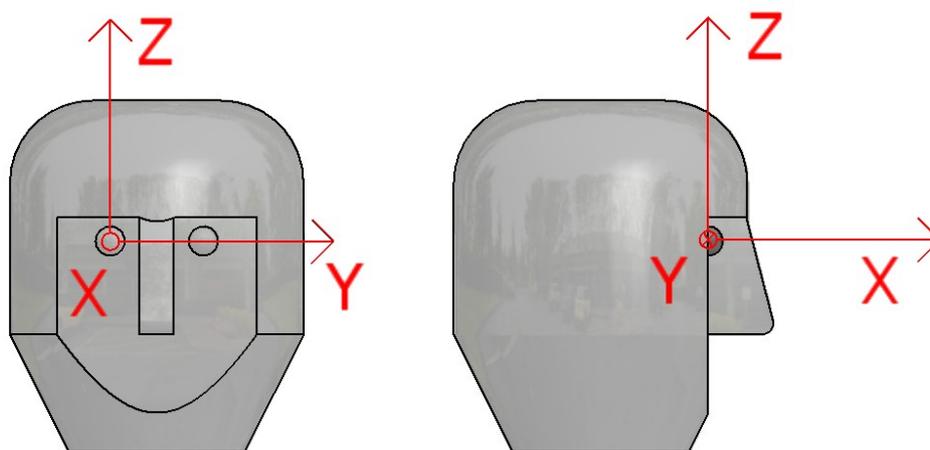


Figura 3.1: Sistema referencial ortogonal de coordenadas X,Y,Z , solidario a la cabeza con origen en el centro geométrico del lóbulo ocular derecho

Sea el sistema referencial ortogonal X',Y',Z' solidario al ojo derecho y con origen en el centro del mismo según se ilustra en la Figura 3.2. Este sistema de coordenadas es tal que cuando el ojo se mira de frente el vector X' es saliente por el centro del iris y cuando se ve el ojo desde el perfil derecho el vector Y' es entrante.

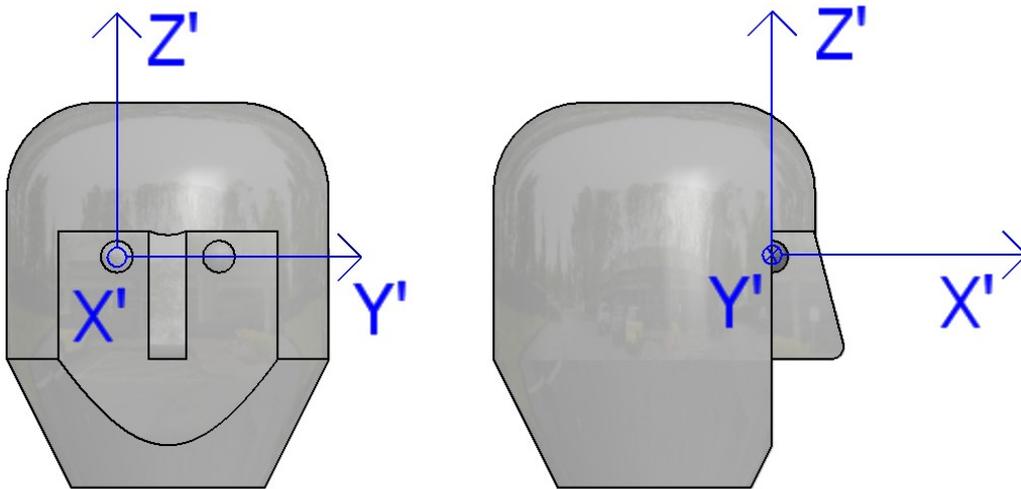


Figura 3.2: Sistema referencial de coordenadas ortogonal X', Y', Z' , solidario al ojo con origen en el centro geométrico del lóbulo ocular derecho.

Definimos posición del ojo como el ángulo Φ de apartamiento entre la proyección del vector X' en el plano $X-Y$ y el vector X , ver Figura 3.3.

Decimos que el ojo se mueve si este parámetro varía.

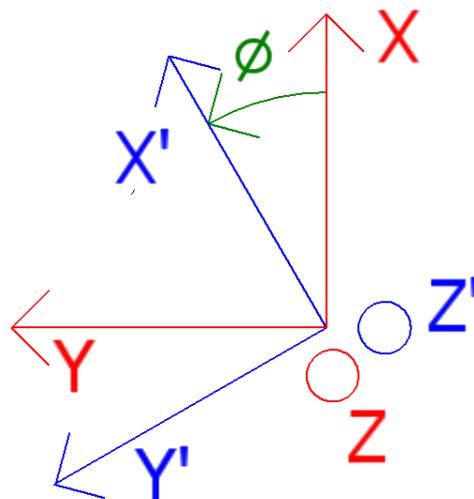


Figura 3.3: Ángulo φ en el plano $X-Y$. El ángulo φ en el plano horizontal define la posición del ojo a los efectos del proyecto PANTOJO-1

3.2. Tipos de movimiento del ojo

Para hacer un dispositivo que detecte la posición o movimiento del ojo es imprescindible previamente conocer los distintos tipos de movimientos que el ojo puede realizar. Pueden distinguirse dos grupos principales de movimientos oculares [01], los automáticos y los voluntarios.

3.2.1.1. Movimientos automáticos de los ojos

Existen tres tipos de movimientos oculares automáticos [01].

1. *Reflejos vestibulo-oculares* compensan los movimientos de la cabeza. Los movimientos de la cabeza son captados por receptores de aceleración angular que emiten señales para generar movimientos oculares que contrarrestan el desplazamiento de la cabeza asegurando la estabilidad de la imagen en la retina.
2. *Reflejos optocinéticos* estabilizan la imagen retiniana para permitir la fijación voluntaria de la mirada en un determinado punto. Permiten fijar la mirada en un punto del campo visual, que ocupa la visión central, aunque los estímulos visuales del campo periférico estén en movimiento.
3. *Micromovimientos*, están asociados a la fijación ocular, llamados también microsacadas.

3.2.1.2. Movimientos voluntarios

Los movimientos voluntarios fueron distinguidos en tres tipos [01].

1. *Movimientos de refijación o sacádicos*, son los que permiten desplazar la fijación de un punto a otro del campo visual.

Son desplazamientos rápidos de los ojos entre dos puntos de fijación. El rastreo visual de una escena se produce mediante una sucesión de movimientos sacádicos y las correspondientes fijaciones entre ellos. Un ejemplo de este comportamiento es el que se verifica al leer un texto. Los movimientos sacádicos pueden ser ejecutados voluntariamente o en respuesta a estímulos visuales.

Los siguientes son algunos de los parámetros que definen este tipo de movimientos:

- Desplazamiento máximo: -45° a 45° , son los extremos de la posición del ojo.
 - Duración: 30 a 120 ms, dependiendo de la amplitud del desplazamiento.
 - Velocidad máxima: $700^\circ/\text{s}$.
 - Es el tipo de movimiento más habitual.
2. *Movimiento de seguimiento y de vergencia*, son los que permiten la persecución de un objeto móvil con la mirada.

Son movimientos voluntarios de ambos ojos para mantener estabilizada la imagen foveal de estímulos que se desplazan lentamente por el campo visual. Su velocidad se adapta al objeto en movimiento siempre y no supera los $45^\circ/\text{s}$.

3. *Movimiento de fijación ocular*.

Al fijar la mirada en un punto determinado, su imagen incide en la zona de mayor resolución espacial de la retina llamada fovea. Durante la fijación los ojos no permanecen totalmente inmóviles, por el contrario, realizan constantes movimientos involuntarios de pequeña amplitud (menor a 1°). La fijación ocular en ángulos superiores a 10° medidos desde la posición central es compensada automáticamente si excede los 10 segundos de duración.

3.3. Métodos existentes para la detección de la posición ocular

Son muchos los métodos existentes para determinar la posición del ojo, esto se ve reflejado en un número importante de publicaciones y de patentes existentes en la web.

En el **Anexo 1** “Métodos para la detección de la posición o movimiento ocular”, se encuentra documentado el análisis realizado respecto al tema.

Contando con el importante apoyo del Ing. Carlos Zaltzman desarrollamos un modelo físico del ojo para poder estimar la perturbación electromagnética que este provoca en sus inmediaciones al moverse, pensando en la posibilidad de utilizar este fenómeno como método de detección, este desarrollo teórico esta documentado en el **Anexo 7** “Campo electromagnético producido por el movimiento de un ojo en sus inmediaciones”.

3.4. Elección del método empleado en PANTOJO-1

Como resultado del estudio presentado en el **Anexo 1**, surgen básicamente cinco métodos que podrían llegar a ser implementados. Para elegir el método de trabajo más apropiado realizamos la tabla comparativa, Tabla 3.1.

<i>Método</i>	<i>Complejidad</i>	<i>Costo</i>	<i>Materiales disponibles</i>	<i>Viabilidad para PANTOJO</i>
<i>Campo magnético del ojo</i>	Muy alta	Bajo, espiras montadas sobre marco de lentes	No investigamos	Inviabile, por señal menor al campo magnético terrestre
<i>Reflexión de la luz</i>	Alta, montaje del lente espejado en el ojo	Medio, el lente de contacto espejado.	Una empresa óptica dispuesta a aportar	Inviabile, exposición a la fuente lumínica daña el único ojo sano
<i>Lentes de contacto con espira</i>	Alta, montaje del lente al ojo con presión negativa	Medio, el lente de contacto con espira.	Una empresa óptica dispuesta a aportar	Inviabile por invasivo, puede dañar al ojo sano
<i>Videoculograma (VOG)</i>	Baja, tratamiento de imágenes esta bien definido.	Alto, cámaras portátiles de alta resolución y velocidad	Disponibles en plaza.	Viabile, pero abultado y no cumple socialmente
<i>Electrooculograma (EOG)</i>	Media, esta técnica ya es utilizada para otros estudios fisiológicos.	Bajo, todos los componentes son de un precio razonable.	Disponibles en plaza e importaciones.	Viabile.

Tabla 3.1: Comparación de métodos para la detección de la posición o movimiento del ojo.

De la Tabla 3.1 surge que los *métodos viables para implementar PANTOJO-1 pueden ser la videoculografía o la electrooculografía.*

El método de videoculografía fue descartado, a pesar de constituir un campo muy estudiado actualmente. La motivación para descartar la videoculografía se basa también en que la iluminación constante del ojo para filmarlo (y posteriormente procesar su posición) si bien es de utilidad en estudios puntuales de corta duración, se adapta mal a una aplicación continua en la vida del paciente. Para PANTOJO- 1 se adopta entonces un método emparentado con la electrooculografía, que consiste en detectar señales eléctricas cutáneas en el entorno del ojo y procesarlas.

3.5. Electrooculograma (EOG)

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano no son determinísticos, lo que quiere decir que sus magnitudes pueden variar en el tiempo y operan dentro de un rango variable aunque todos los factores estén controlados. Las medidas de biopotenciales

pueden variar de un individuo a otro en forma significativa aunque se trate de personas sanas y que las condiciones de adquisición sean las mismas.

El principal problema en la captación de las señales bioeléctricas viene dado por su valor muy pequeño en comparación con otro tipo de señales eléctricas con las que se acostumbra a trabajar en electrónica y por el hecho de que están limitadas a un rango muy preciso de frecuencia extremadamente bajas para lo habitual en electrónica.

La señal electrooculográfica es la medida de un biopotencial y por ende tiene todas las características inherentes a este tipo de señal. Dichas características fueron de las principales dificultades para la implementación de PANTOJO-1.

3.5.1. Origen fisiológico de la señal

El ojo es un órgano extremadamente complejo donde la principal fuente de señal bioeléctrica se centra en la retina. Ésta está compuesta por millones de neuronas que también son llamadas fotorreceptores. Hay dos tipos de fotorreceptores especializados, los **conos** y los **bastones**; los conos para visión diurna y cromática y los bastones para la nocturna.

Los fotorreceptores son células de forma alargada, polarizadas y segmentadas en subregiones sobre la retina con diferentes funciones. Para el objeto del presente proyecto no interesa su fisiología, pero si su funcionalidad ya que existen diferencias de polarización entre ellas que pueden afectar al resultado del EOG. Los dos tipos de receptores tienen distinta sensibilidad eléctrica a la luz y su polarización puede variar según la intensidad de la luz con la que son excitados.

A grandes rasgos, y sin entrar en la fotoquímica de estas células, en el fotorreceptor fluye una corriente eléctrica continua desde el segmento interno al segmento externo por el exterior de la membrana celular y del segmento externo al interno por el interior, ver Figura 3.4. Dado que esta corriente es máxima cuando la retina no está iluminada directamente, está en *reposo*, se le ha denominado como *corriente oscura* [02].

A esta corriente oscura se asocia un gradiente constante de potencial. La capa de fotorreceptores externa, formada por el segmento externo de la célula que sobresale de la retina, es negativa en relación con la superficie posterior de la retina denominada banda sináptica, donde se realiza la sinapsis entre el fotorreceptor y el nervio óptico, que tiene un valor positivo.

La diferente concentración de células en uno u otro lado de sus membranas celulares constituyen un diferencial de potencial que generan un campo eléctrico que puede ser registrado.

Este potencial ha sido registrado mediante la colocación de un electrodo en la córnea y otro en la parte posterior del ojo, ver Figura 3.5. En reposo existe una diferencia de potencial de 6mV entre la parte delantera del ojo y la posterior, [02].

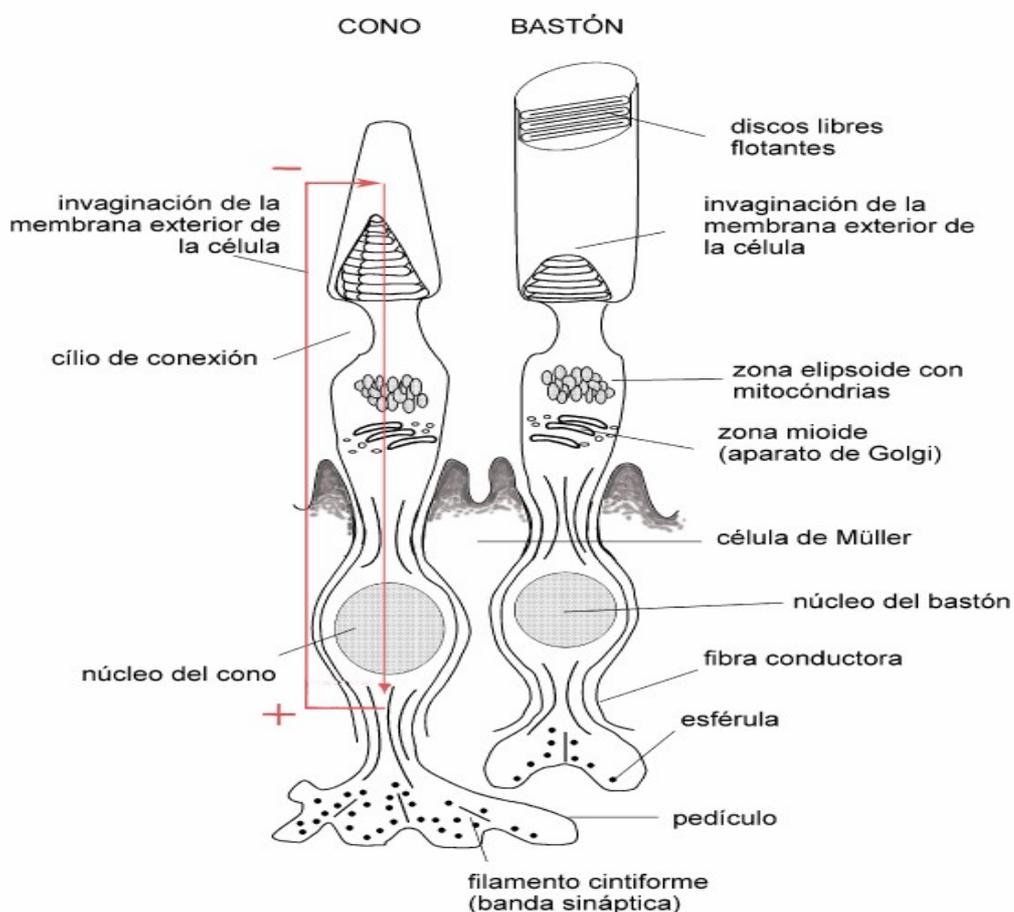


Figura 3.4: Corriente oscura en los fotorreceptores. Detalle de los fotorreceptores presentes en la retina y la polarización de su membrana generando la corriente oscura (en rojo). Figura tomada de [02]

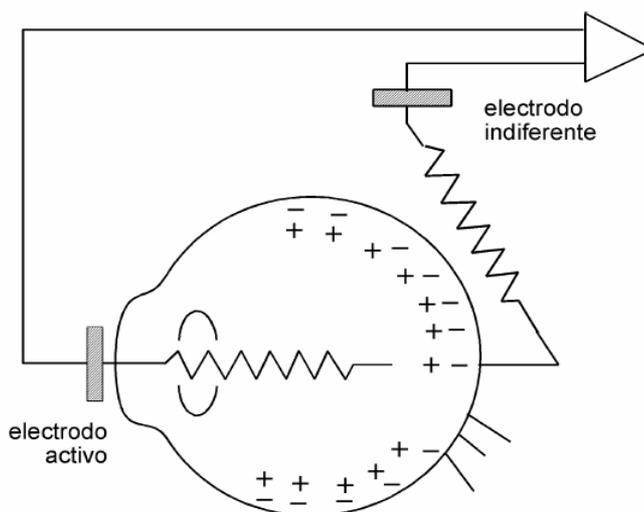


Figura 3.5: Dipolo eléctrico Ocular. Disposición de las cargas a lo largo de la retina. Figura tomada de [02]

3.5.2. Fundamento de la técnica EOG

El potencial del dipolo formado por el globo ocular puede ser medido a una cierta distancia mediante electrodos colocados sobre la piel en las cercanías del glóbulo ocular. Con dos electrodos colocados sobre las sienes de un paciente, se pueden registrar los movimientos horizontales de los ojos.

Cuando los ojos giran hacia uno de estos electrodos, el electrodo adquiere una polarización más positiva respecto al electrodo del cual los ojos se alejan, que adquiere un potencial más negativo. Esta diferencia de potencial se puede medir como una señal diferencial del movimiento de los ojos y su posición. Este es el principio eléctrico generador de la técnica del EOG, ver Figura 3.6.

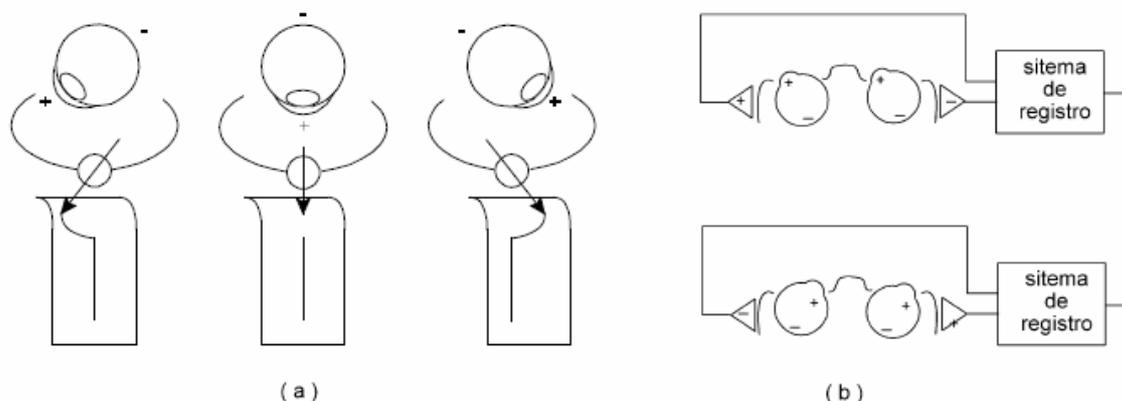


Figura 3.6: Captación del EOG. a) Potencial del dipolo ocular respecto al movimiento de los ojos. b) Polarización de los electrodos. Figura tomada de [02]

3.5.3. Características de la señal

Debido a la distancia de los electrodos al ojo, la impedancia de la piel y otros factores, el potencial registrado se ve atenuado y la señal del EOG oscila entre los 250 y 1000 μV . El rango de frecuencias de la señal del EOG va de los 0Hz a los 30Hz. [04] [05] [08].

3.6. Fuentes de interferencia

El registro de una señal bioeléctrica en particular la de EOG suele venir acompañado de mucho ruido e interferencias de distintos tipos, en el **Anexo 8 "Posibles fuentes de interferencia en la adquisición de un biopotencial"** está documentada toda la información que procesamos sobre el tema, a continuación presentamos un resumen de la investigación realizada para identificar esas fuentes de ruido y poder mitigarlas realizando un apropiado diseño.

3.6.1. Relevamiento

Pueden distinguirse dos grupos de fuentes de ruido o interferencia a la hora de medir y registrar un biopotencial, a su vez estos dos grupos se componen de fuentes de distinto origen.

- Interferencias externas al equipo de medida:

- *Capacitivas*: Acoplamiento capacitivo con la red.
- *Inductivas*: corrientes de bucle en electrodos.
- Interfaz electrodo-piel
- Otros biopotenciales o sistemas fisiológicos.
- Variabilidad de la señal del EOG.
- Interferencias internas del equipo de medida:
 - Fuente de alimentación.
 - Ruido y derivas internas.

3.6.2. Medidas a implementar en el diseño y operación para mitigar fuentes de ruido o interferencia

Como resultados de la etapa de investigación presentada en **Anexo 8** surgieron una serie de características o requerimientos a adoptar en la etapa de elección de componentes y diseño, la siguiente lista los resume:

- Se deben utilizar amplificadores de instrumentación y operacionales con alto CMRR y poca deriva interna a baja frecuencia.
- Los circuitos integrados que se utilicen en la etapa de amplificación deben tener un buen PSRR y capacitores de estabilización entre líneas de alimentación y la referencia.
- Referencia conectada a la piel a través de electrodo de referencia.
- Resistencias de valores bajos en las primeras etapas de amplificación.
- Trenzado del cable de los electrodos y pistas de señal sin bucles.
- Tratar la piel, utilizar electrodos apropiados y pasta electrolítica.
- Los electrodos deben fijarse a la piel o ejercer presión positiva sobre ella, la ubicación óptima es en la órbita ocular en lugares de poco contenido muscular y mucho contenido oseo.
- Debe mantenerse constante la iluminación del ambiente en que se utilice el dispositivo o se deberá implementar algún tipo de realimentación para compensar variaciones.
- Utilizar baterías como fuente de alimentación.
- El acoplamiento AC puede ser una alternativa a la hora de adquirir las señales si luego se reconstruye la señal mediante algún método apropiado.
- El usuario debe estar relajado y minimizar la actividad muscular de su cara.

3.7. Electroodos

Es de extrema importancia la elección de electrodos apropiados para realizar medidas de EOG, es por eso que aquí presentamos el material utilizado en referencia al tema.

Según lo expuesto por el personal consultado del Piso 2 del Hospital de Clínicas, Cátedra de Neurofisiología donde se realizan habitualmente estudios de Electroencefalogramas y Electrooculogramas los electrodos más convenientes para el caso son los del tipo “cucharita” de Ag-AgCl, asociados a la pasta electrolítica ELEFIX que está especialmente formulada con agentes corrosivos que al actuar sobre la piel bajan su resistividad.

El intercambio Ión-electrón que se realiza entre el electrodo y la pasta resulta en un potencial conocido como potencial de media celda, fuente de innumerables problemas ya que es un potencial de DC que puede variar por múltiples factores, por ejemplo el movimiento de los electrodos.

Es deseable que los electrodos se apliquen directamente con la pasta sobre la piel, sin ayuda de parches dérmicos adhesivos, para no aumentar la distancia al globo ocular y limitar los *offsets* que estos parches pueden generar.

Considerando lo expuesto anteriormente decidimos usar electrodos del tipo “cucharita” de Ag-AgCl asociados a la pasta ELEFIX.

Los electrodos deben ajustarse a la cara de forma tal que se minimice el movimiento de los mismos cuando hay actividad muscular en la cara

3.7.1. Impedancia de la interfaz piel-electrodo.

Cada interfaz piel-electrodo tiene una impedancia finita que puede variar según muchos factores, temperatura de la piel, superficie de contacto del electrodo, piel grasa, etc.

Como es deseable que la impedancia del conjunto, impedancia vista en la entrada del circuito e impedancia del contacto piel-electrodo, sea constante, es necesario que la segunda sea despreciable frente a la primera.

La parte más externa de la piel, el *Stratum Corneum*, donde se concentran las células muertas y reseca de la piel, tiene una alta resistencia y efectos capacitivos. Para 1 cm² de piel, la impedancia del *Stratum Corneum* puede variar entre 200KΩ@1Hz, a 200Ω@1MHz, [03]. La preparación por abrasión de la piel puede reducir esta impedancia, para frecuencias en el orden de 1Hz, de 10KΩ a 1KΩ, ver Figura 3.7.

Es deseable que la impedancia de entrada sea puramente resistiva por lo que el aporte de la piel puede y debe ser reducido por abrasión mecánica para eliminar sus efectos capacitivos, de esta forma se logra que la impedancia de entrada quede fijada, principalmente, por la impedancia de entrada de la primer etapa de amplificación.

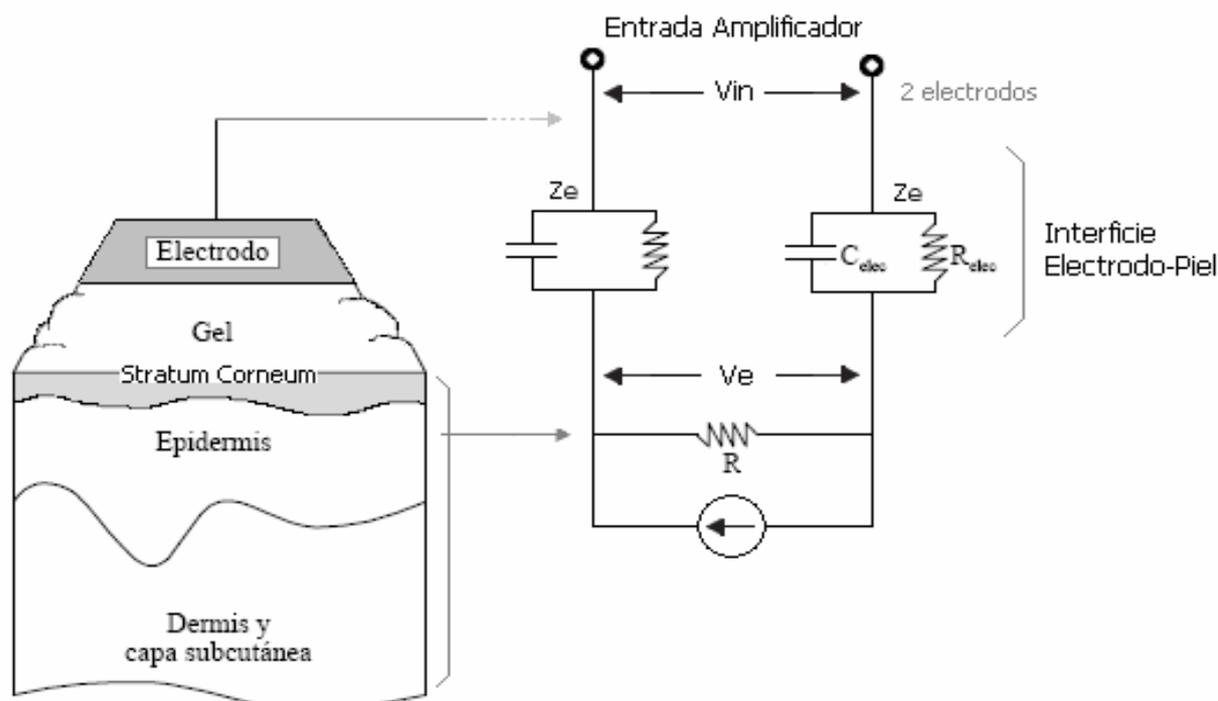


Figura 3.7: Interfaz Piel-Electrodo generada por dos electrodos. Las capas de la piel generan una impedancia entre los dos electrodos (R); Cada electrodo tiene asociada una impedancia reactiva, Z_e . Figura modificada de [03]

3.8. Hardware y Procesamiento

Para tener una idea de como conformar el hardware que implementamos en PANTOJO-1 y de que procesamiento dar a la señal ocular para representar la posición del ojo analizamos una basta cantidad de artículos científicos.

Listamos a continuación las citas bibliográficas de los artículos leídos que nos aportaron mayor información y un breve resumen de la esencia de cada uno.

- [04]: Venktaramanan S. y otros. "Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System"

Amplitud EOG 10 μ V – 100 μ V, ancho de banda DC – 10Hz, detección vertical y horizontal, detección de posiciones centro, izq, der, arriba, abajo y combinaciones. Detección de pestaneos por diferencia de velocidad con movimientos voluntarios.

Ganancia baja -> pasa-banda 0,1-10Hz -> Ganancia alta -> pasa-altos 0,1Hz; Ganancia total 12750.

Proponen alarma para hospital, para poder activar por pacientes paralizados.

Declaran mayor estabilidad en canal horizontal que en canal vertical.

- [05]: Malik A., Ahmad J.. "Retina Based Mouse Control (RBMC)"

Potencial en el ojo 0,4 – 1mV, en electrodos 15 a 200 uV.

Con calibración adecuada se puede especificar la posición +/- 2° V y +/-1,5° H (no lo prueban).

Para remover deriva -> 2 pasa-altos 2do orden en 0,14Hz.

Pasa-bajos 30Hz por ancho de banda 1-25Hz.

Cuando el ojo esta “quieto” las variaciones pequeñas en la señal las adjudican a los movimientos de estabilización.

Proponen movimiento de un cursor detectando a través de señal EOG izquierda, derecha, arriba y abajo.

- [06]: *González E. y otros. “Estudio de factibilidad de un Mouse controlado por señales Electrooculográficas”*

Usan equipo de adquisición de datos MP100 de Biopac.

Un día no satura al siguiente si con igualdad de condiciones -> pasa-altos 0,05Hz (conviven con la deriva) llega a tener 3,5V sin saturar, ganancia de 1000.

Proyectan implementación de mouse, no usan pestaneos para hacer “click” por dificultad de diferenciar entre voluntarios e involuntarios -> posicionamiento por EOG y validación por otro medio.

Pasa-bajos en 5Hz.

Habla de un proyecto realizado de control de silla de ruedas por EOG.

- [07]: *Chavez A. Corrales L.. “Diseño y Construcción de un Sistema de Adquisición de Datos para el Análisis de los Electrooculogramas”*

Linealidad hasta 30° y precisión de +/-0,7° deduce esto de 5 medidas para 5°, 10°, 15°, 20°, 25° y 30° sin mayores explicaciones.

Nos contactamos con el autor y utilizamos el diseño del circuito presentado para un primer acercamiento a la adquisición de señales EOG.

- [08]: *Bulling A. y otros. “Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments”*

Sistema portátil de adquisición EOG - Gafas con electrodos secos, procesamiento en DSP, almacenamiento de datos o transmisión bluetooth.

Remarcan sacadas con fijación como principal movimiento ocular.

Potencial el ojo 0,4 – 1 mV, amplitudes 5 – 20uV/°, ancho de banda 0-30 Hz.

Deriva superpuesta a señal EOG, las variaciones de señal debido a sacadas se puede considerar libre de deriva por ser en un período muy corto de tiempo, todo otro tipo de señales son afectadas por la deriva.

Hay varios acercamientos para remover la deriva para señales ECG, como la señal ECG tiene características periódicas algunos algoritmos remueven exitosamente la deriva para estas señales, pero no lo logran en señales no-periódicas como la señal de EOG. El desarrollo de algoritmos robustos para

remover la deriva en señales EOG es un campo de investigación todavía activo. Hacen uso de filtros Wavelets para tratar la deriva.

Sensado del contexto con acelerómetros y fotosensor, detección de pestaneos, reconocimiento de sacadas, reconocimiento de gestos oculares (concatenación de ciertos movimientos).

- [09]: *Brown M. y otros. "ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG)"*
Estándar para EOG clínico, aparece señal ocular por movimientos sacádicos ideal.
- [10]: *Yagi T. "Eye-gaze Interfaces using Electro-oculography (EOG)"*
Adquisición horizontal, estudian implementación de un mouse, utilizan amplificado DC corrigiendo la deriva con calibrando cada cierta cantidad de minutos, hacen estudios identificando 6 posiciones en el monitor sin especificar distancia angular entre las mismas con resultados de precisión poco superiores a 80% y un tiempo requerido de procesamiento superior a 1,5 segundos, concluyen implementar un switch ON/OFF con amplificador AC para aplicaciones en pacientes paralizados como una alarma de llamado a enfermeros.
- [11]: *Usakli A., Gurkan S.. "Design of a Novel Efficient Human-Computer Interface: An Electrooculogram Based Virtual Keyboard"*
Afirman que para adquisición AC una resolución de 10 bits es suficiente, mientras que para adquisición DC es necesario un conversor de 20 bits con tecnología sigma-delta, también que para una buena adquisición es necesario un CMRR de 80 dB.

G=16 -> pasa-altos 0,15Hz -> pasa-bajos 31,04Hz -> G=101 -> notch 50Hz -> pasa-altos 0,15Hz -> G=4,7

Implementan aplicación para interacción hombre-computadora con menús seleccionables a través de la mirada para personas discapacitadas, distinguen a través la señal EOG, izquierda, derecha, arriba, abajo y pestaneos (doble pestaneo selecciona) utilizando el algoritmo del "vecino más cercano" con un 95% de aciertos.
- [12]: *Gu J. Y otros. "A Study of Natural Eye Movement Detection and Ocular Implant Movement Control Using Processed EOG Signals"*
Realizan un prototipo de prótesis móvil con un servo motor pequeño que mueve un ojo artificial con la adquisición de la señal EOG de movimientos horizontales, no tratan deriva (solo abrasión de la piel y esperan 1 hora con electrodos puestos por la polarización) y la misma aparece en las señales, relevan la curva ángulo-voltaje con 80 puntos y utilizan la misma para la conversión ángulo-voltaje, presentan señales saturadas por la ganancia del circuito supuestamente, alegan haber filmado todo el procedimiento y haber obtenido resultados prometedores.

Sintetizando esta información y adaptándola a nuestro problema obtuvimos el diagrama de bloques que conformarían a PANTOJO-1, estos son:

- Módulo de amplificación y filtrado: Constituido por una primer etapa de amplificación diferencial seguida de una cadena de filtros y amplificaciones, tantas como permitan obtener una señal lo suficientemente amplificada y libre de ruido.
- Módulo de procesamiento, este deberá conformarse por un microcontrolador con al menos tres entradas analógicas, suficiente capacidad de memoria y velocidad para trabajar en tiempo real.
- Modulo de alimentación, deberá generar los niveles de tensión requeridos por los componentes que se elijan en el diseño del equipo.
- Módulo de comunicación, PANTOJO-1 debe transmitir la posición del ojo en forma inalámbrica, por tal motivo se requiere de un dispositivo compatible con el microprocesador a utilizar.

En cuanto al procesamiento surgen básicamente dos líneas de acción, estas son:

- En acoplamiento DC, parece ser el método que da más información pero tiene el gran inconveniente de la deriva producida por el movimiento de los electrodos y el potencial de media celda, ver 3.6. Para mitigar este fenómeno vimos que los mejores resultados los han obtenido aplicando filtros digitales wavelet, pero en ningún caso se procesaba en tiempo real. La otra opción es buscar la manera de convivir con el.
- En acoplamiento AC, osea aplicando filtros pasa altos a la señal ocular previo a su procesamiento, tiene la ventaja de eliminar el problema de la deriva pero se pierde información.

4. Decisiones de proyecto del circuito y del procesamiento de la señal EOG

Tomando como fundamento los resultados de nuestra investigación y asumiendo las hipótesis de trabajo expuestas en el capítulo 2, la señal de EOG cruda o sin procesar puede pensarse como la superposición de la señal producida por el movimiento de los ojos, una deriva en baja frecuencia producida por el potencial de media celda de los electrodos, el movimiento de los electrodos y ruidos de diverso origen incluidos en el EOG propiamente dicho.

El primer circuito de amplificación y filtrado de señal cutánea que implementamos fue realizado inspirándonos en Corrales [07] lo que nos permitió corroborar la teoría que íbamos elaborando y tener una primera aproximación a la señal.

El amplificador constaba de una ganancia en banda pasante del orden de 1500 y un filtro pasa-banda de 0,15Hz a 30Hz. La salida del amplificador fue muestreada a 200Hz utilizando la tarjeta adquisidora UBW de SparkFun y la señal digital fue procesada utilizando MATLAB.

Un resultado de la primera tanda de ensayos de Julio de 2010 puede verse en la Figura 4.1. El ensayo consistió en realizar movimientos sacádicos con fijación, de un lado hacia el otro, aumentando la amplitud y luego de alcanzado el máximo decrementarla hasta volver a cero.

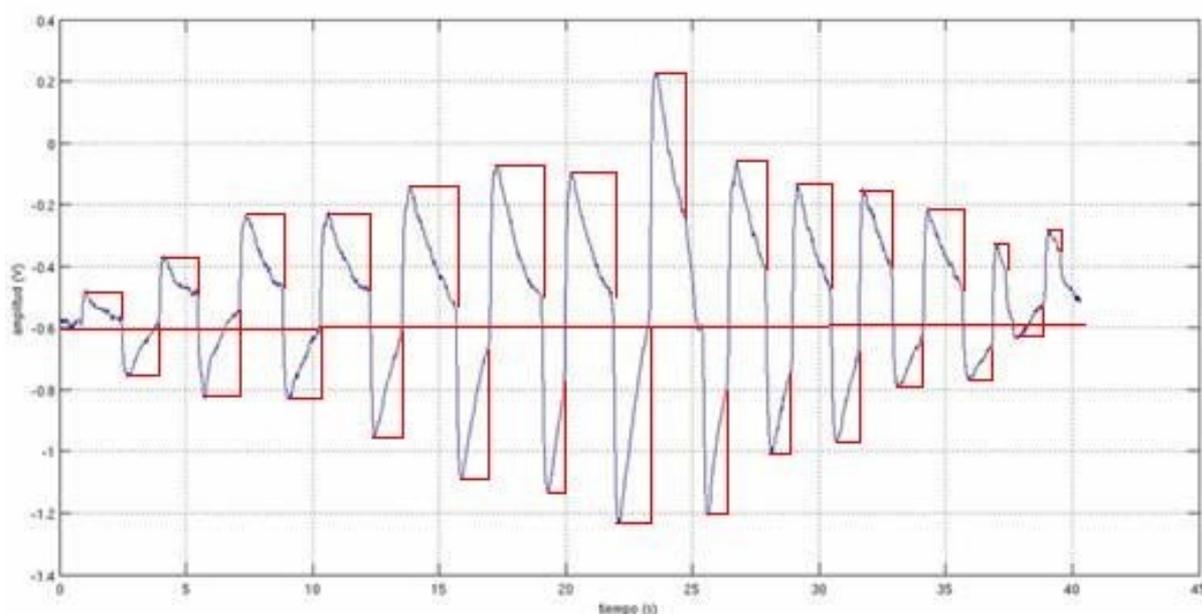


Figura 4.1: Adquisición de señal EOG de un voluntario sano que ejecuta un movimiento pendular sacádico incrementando la amplitud y decrementándola una vez alcanzado el máximo.

En la Figura 4.1 el trazado decreciente en cada “ciclo” (línea azul) es la señal EOG adquirida y la línea similar a una onda cuadrada (color rojo) representa la señal que esperaríamos obtener del movimiento ocular. La señal EOG adquirida en esta primera fase de pruebas evidencia que el filtro pasa-altos aplicado, si bien remueve la deriva,

también remueve parte de la señal generada por el movimiento ocular.

Al evaluar los resultados de los ensayos realizados decidimos estudiar las implicaciones de bajar la frecuencia de corte del filtro pasa-altos o incluso de eliminarlo, con el fin de obtener la señal generada por el movimiento ocular con todos sus componentes de frecuencia.

Al hacer esto, apareció la deriva que tantos investigadores citan [04][05][06][07][08] (ver capítulo 3). Esta señal es producida por el movimiento de los electrodos, la variación de la luminosidad de ambiente y por el potencial de media celda que se forma en la interfaz electrodo-piel [08][13].

En las Figuras 4.2 y 4.3 se muestra el resultado de dos adquisiciones realizadas con la frecuencia de corte del filtro pasa-altos en 0,015Hz y ganancia en banda pasante de 1700. El primer ensayo consistió en dar al sujeto voluntario la consigna de seguir una guía sinusoidal de frecuencia variable entre 0,1 y 0,5Hz. El resultado puede apreciarse en la Figura 4.2, en este caso es fácil diferenciar entre la señal generada por el movimiento ocular y la deriva, la cual está representada en color rojo y toma valores entre 0,3V y 1,6V en un período de 90 segundos.

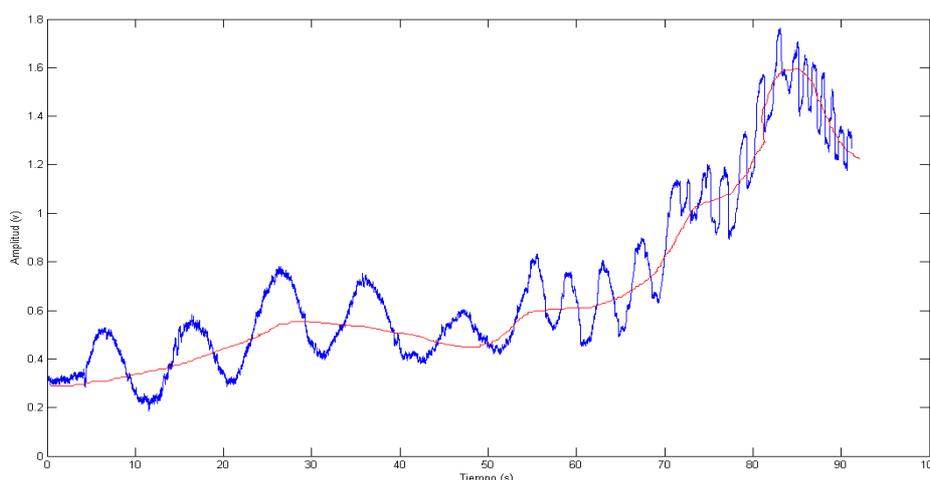


Figura 4.2: Deriva y señal ocular, ganancia 1700, filtro pasa-altos en 0,015Hz. Seguimiento de una guía sinusoidal de frecuencia variable.

Para relevar sólo la deriva realizamos una adquisición de 2 minutos sin mover los ojos. Este ensayo está representado en la Figura 4.3, donde se puede apreciar una variación máxima en la amplitud de 1,1V aproximadamente.

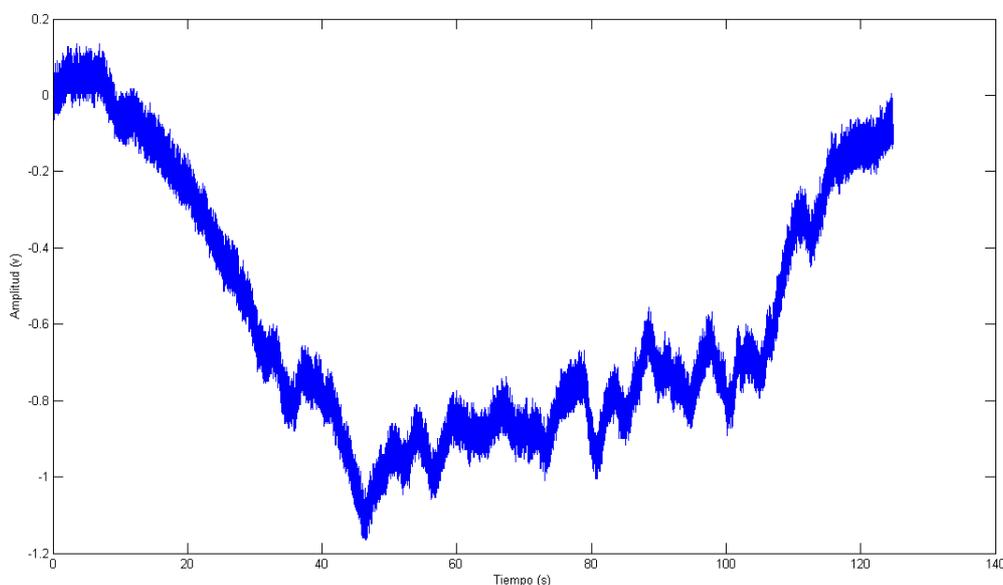


Figura 4.3: Deriva producida por efecto de media celda y movimiento de electrodos. Ganancia 1700, filtro pasa-altos en 0,015Hz. Adquisición de 2 minutos con voluntario procurando no mover los ojos.

Por último realizamos la prueba de quitar el filtro pasa-altos y mantener el resto de la configuración del hardware. Con esta configuración el resultado fue que a la salida del circuito la señal EOG se encontraba saturada a causa de la deriva. Seguidamente bajamos iterativamente la ganancia hasta poder asegurar que ninguna etapa del circuito saturara, así llegamos a una señal donde no se podía apreciar el movimiento ocular debido a la baja ganancia.

En este punto nos encontramos en una situación de compromiso debido a que la señal ocular y la deriva comparten ancho de banda. Si decidimos remover la deriva, con ésta removemos parte importante de la señal ocular y si decidimos priorizar la adquisición de la señal ocular aparece con ella la deriva.

Vista la situación estudiamos distintas posibilidades para resolver el problema, como tratar de eliminar la deriva por software, o distintas configuraciones de circuito que pudiesen separar la deriva de la señal EOG. Es importante remarcar que se destinó gran cantidad de horas de trabajo en busca de soluciones al problema que genera la deriva ya que, a pesar de ser un tema muy investigado [8][13], no hay consenso sobre cómo tratarla y las soluciones planteadas son para aplicaciones particulares. Finalmente optamos por filtrar completamente la deriva con un circuito acorde para no tener restricciones en la ganancia global, impuestas por la necesidad de evitar la saturación. La propuesta de PANTOJO-1 se completa con la reconstrucción de la posición ocular por software procesando la señal adquirida. Tomada esta decisión pudimos definir los circuitos electrónicos que componen a PANTOJO-1, esta información esta en el capítulo 5.

En la Figura 4.4 se muestra una señal adquirida con la configuración final del hardware de PANTOJO-1, en este caso el ojo realiza dos movimientos sacádicos con fijación, la primera partiendo de la posición central y la segunda retornando a la misma. La señal que contiene dos picos debidos a los movimientos señalados, color azul, es la señal EOG adquirida por el microprocesador de PANTOJO-1 y la señal del tipo de un pulso rectangular, color negro, representa la señal que debemos reconstruir para este tipo de movimientos en particular.

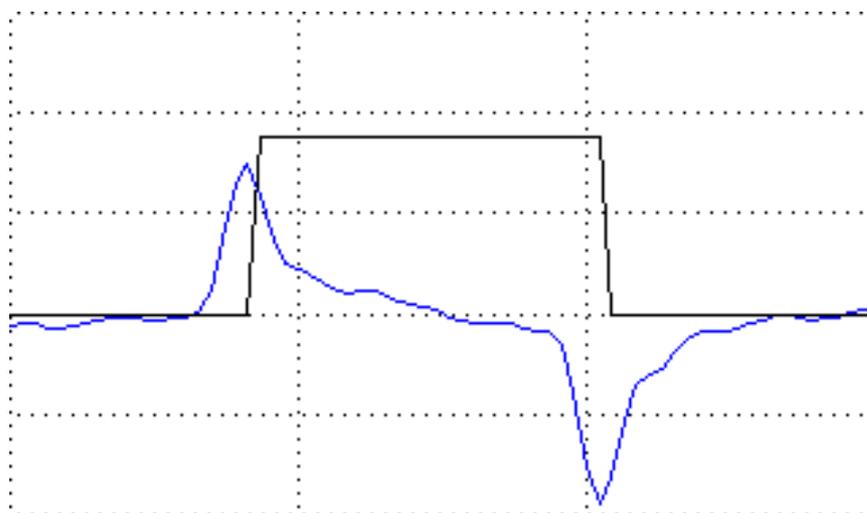


Figura 4.4: Señal EOG procesada y determinación de la posición del ojo. El EOG filtrado permite detectar una sacada por umbral de amplitud del pulso.

En cuanto al tratamiento digital de la señal, habiendo definido el tratamiento analógico, decidimos seguir dos caminos en paralelo. Por un lado el procesamiento implementado en el microprocesador de PANTOJO-1, denominado procesamiento por picos, se centra en la reconstrucción de la posición ocular a través de la detección de movimientos sacádicos. Los movimientos sacádicos son vistos por PANTOJO-1 como picos, ver Figura 4.4, a través del estudio de la relación entre la amplitud de los picos y el ángulo barrido por el ojo, que se presenta en el capítulo 6, podemos estimar la posición ocular. El otro camino es el de procesamiento con wavelets, que estima la deriva y la sustrae de la señal. Previo a esta sustracción se aplica digitalmente un filtro inverso al pasa-altos analógico que filtra la deriva y parte de la señal ocular. Aunque no se implementó este procesamiento en el microprocesador los resultados nos parecieron muy interesantes. Ambos procesamientos se presentan en detalle en el capítulo 7.

5. Proyecto y realización de los circuitos electrónicos implementados en PANTOJO-1

Las funciones que debe cumplir un dispositivo que determine la posición del ojo a partir de una señal EOG quedaron bien definidas en los capítulos 3 y 4 en los que presentamos los resultados de la revisión bibliográfica que realizamos para profundizar en el tema, el resultado y análisis de las primeras pruebas.

Lo que no quedó del todo definido es la forma más conveniente de implementarlas, es decir si conviene más realizarlas en forma analógica o digital.

El criterio que nos llevó a tomar las decisiones de que cosas haríamos de una u otra manera fue el de minimizar los circuitos hasta lo que consideráramos imprescindible y el resto realizarlo en forma digital en el microprocesador.

Este criterio fue tomado por un tema de costo, espacio y dificultad en la puesta en marcha de los circuitos electrónicos en contraposición con el uso de un microcontrolador, que ofrece una gran flexibilidad a la hora de realizar cambios y pruebas, además de tener un bajo costo y ocupar poco espacio.

En este capítulo se describen las funciones puestas en práctica por circuitos, dejando en el capítulo 7 las funciones que entendimos más conveniente que fueran realizadas por el microcontrolador.

El diagrama de bloques de los circuitos implementados y su interconexión es el de la Figura 5.1

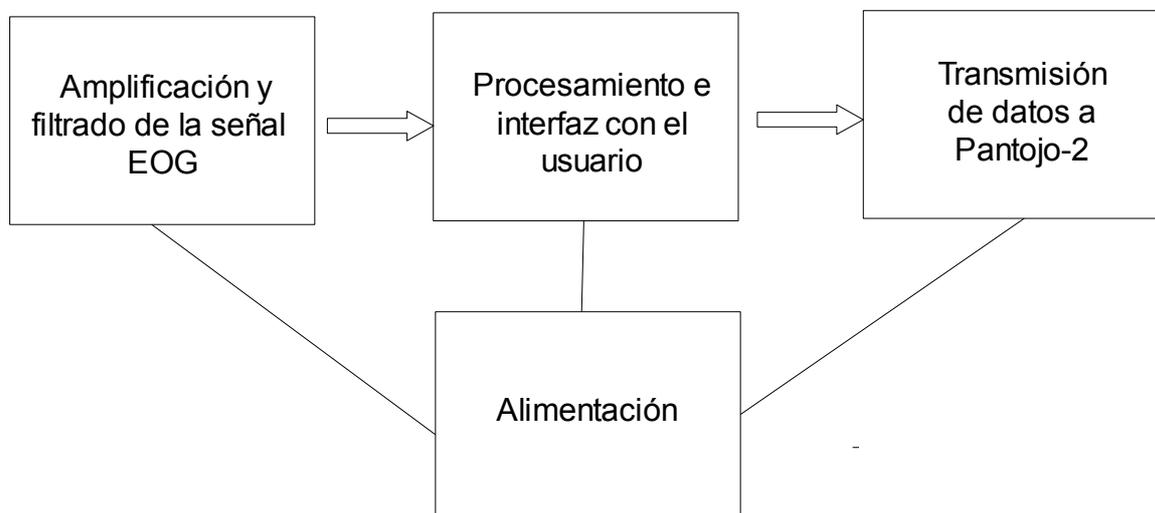


Figura 5.1: Diagrama de bloques de PANTOJO-1.

El criterio general utilizado para la elección de los componentes fue el siguiente:

- Bajo consumo.
- Alimentación entre 3,3V y 5V.
- Encapsulamiento para montaje superficial SMD.

Buscamos minimizar la cantidad de componentes, por lo tanto también utilizamos como

criterio de diseño integrar módulos funcionales.

Los esquemáticos de los circuitos diseñados así como el PCB están documentados en el anexo 3 – Esquemáticos y PCB.

5.1. Amplificación y filtrado

El circuito de amplificación y filtrado finalmente implementado está expuesto en la Figura 5.2. Esta topología fue el resultado de numerosos prototipos y pruebas, cada uno de los cuales presentó distintos inconvenientes que se pueden resumir de la siguiente manera:

1. Implementamos el primer prototipo con un INA114 en la etapa diferencial y otro a la salida, este componente requería de $\pm 9V$ de alimentación lo que lo hacía poco apropiado para operar con baterías comunes sin agregar más electrónica para elevar la tensión, estaba montado en protoboard.
2. Probamos trabajar con filtros activos de segundo orden pero no funcionaron adecuadamente, pensamos que por la cercanía de las frecuencias de corte.
3. En última instancia sólo utilizamos un amplificador de instrumentación, ubicado en la primera etapa, que corresponde a la etapa de amplificación diferencial, las demás etapas de amplificación fueron implementadas con amplificadores operacionales. Bajamos el nivel de alimentación a 3.3V.

El circuito finalmente adoptado es alimentado en 3,3V y consta de una etapa de amplificación diferencial utilizando un amplificador de instrumentación y una serie de etapas de amplificación y filtrado puestas en cascada para superar los problemas de saturación planteados, la ganancia total de la etapa es de 1985.

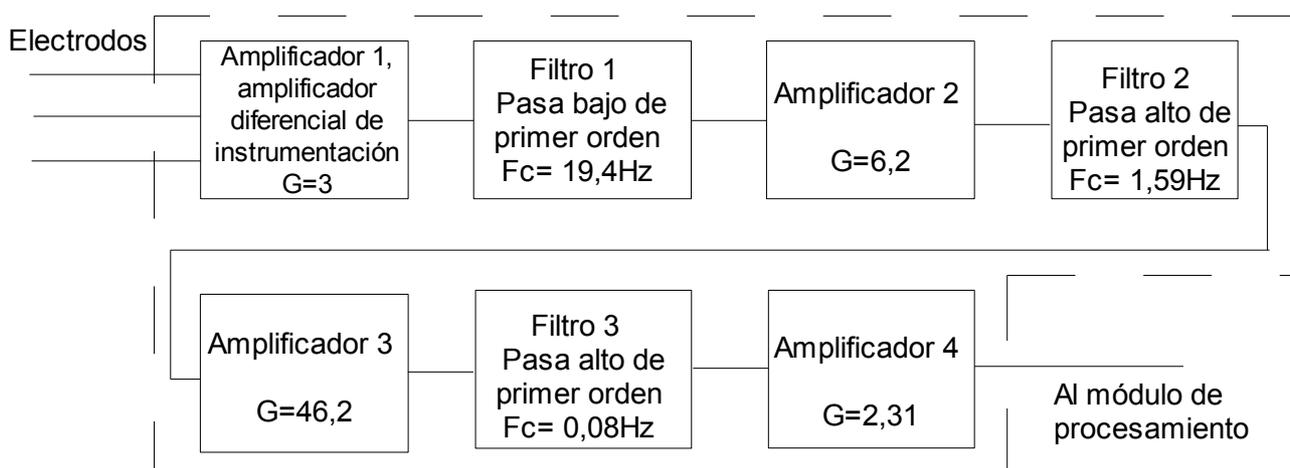


Figura 5.2: Diagrama de bloques de la etapa de amplificación y filtrado

La etapa de amplificación y filtrado fue diseñada para ser alimentada con 3,3V y con una referencia en el punto medio de la alimentación. Estos puntos se ven en el ítem 5.4.

La ecuación de transferencia de toda la etapa es:

$$\frac{v_o}{v_i} = G1 \frac{\omega c_1}{s + \omega c_1} G2 \frac{s}{s + \omega c_2} G3 \frac{s}{s + \omega c_3} G4$$

donde:

$$G_1 = 3$$

$$G_2 = 6.2$$

$$G_3 = 46.2$$

$$G_4 = 2.31$$

$$\omega c_1 = 121.95 \text{ rad/s}$$

$$\omega c_2 = 10 \text{ rad/s}$$

$$\omega c_3 = 0.5 \text{ rad/s}$$

Ganancia total en banda pasante: $1985 = 66\text{dB}$.

En la Figura 5.3 se puede apreciar el diagrama de Bode de la etapa de amplificación y filtrado.

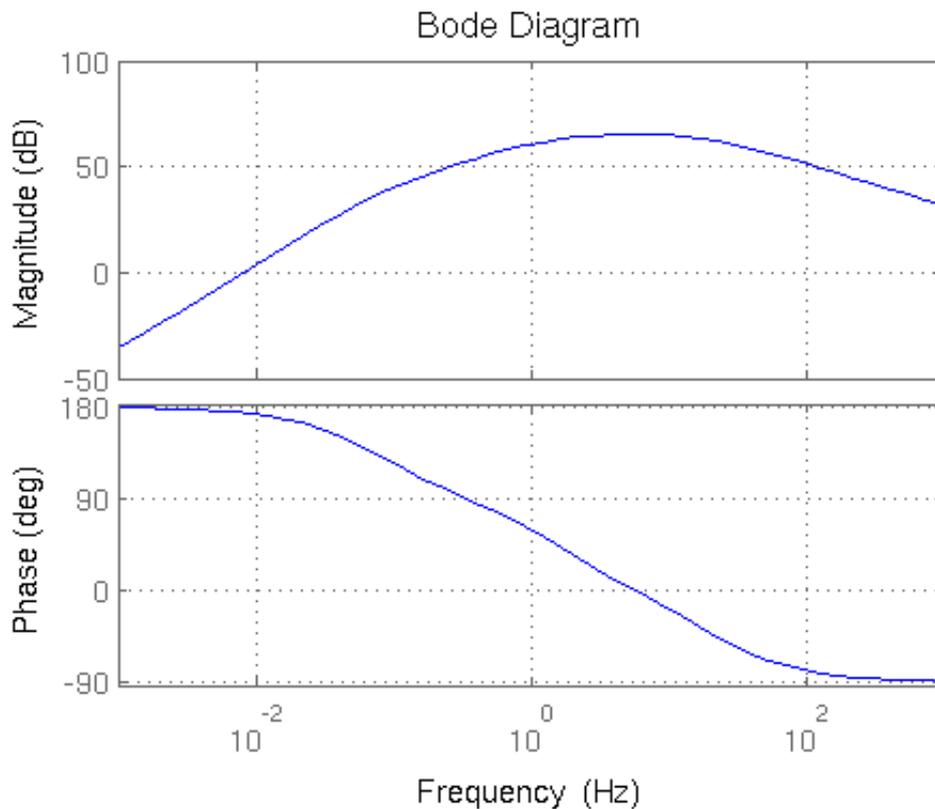


Figura 5.3: Transferencia de la etapa de amplificación y filtrado

El circuito esquemático de la etapa de amplificación y filtrado es el de la Figura 5.4.

Para estudiarla en detalle recomendamos utilizar el anexo 3 de esquemáticos y PCB

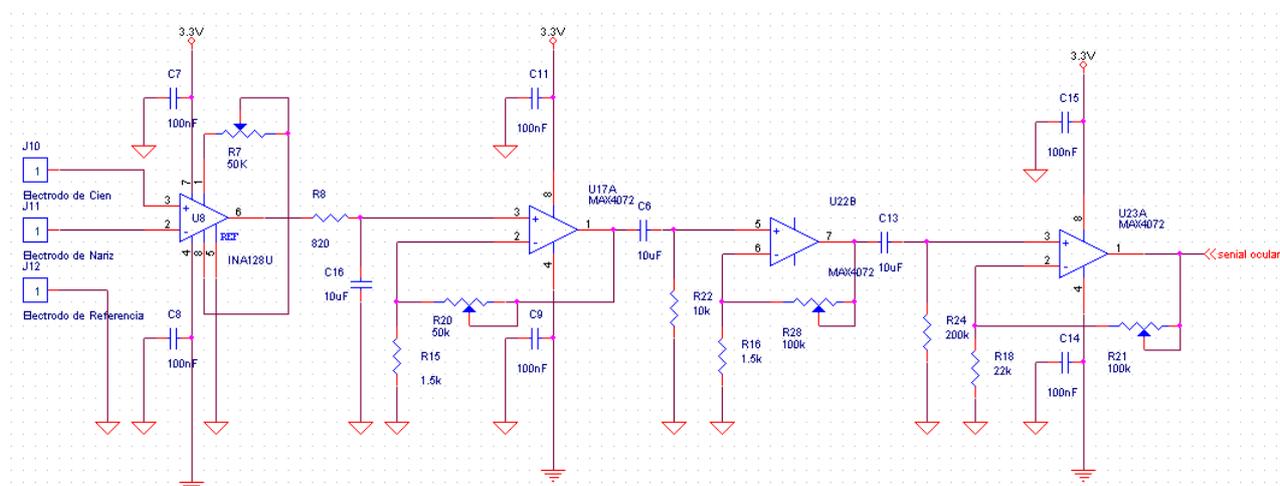


Figura 5.4: Circuito esquemático de la etapa de amplificación y filtrado. Banda pasante entre 1.59Hz y 20Hz. Ganancia 66dB.

5.1.1. Amplificador 1: Amplificador diferencial de instrumentación

Implementamos la etapa de amplificación diferencial utilizando el amplificador de instrumentación integrado de Texas Instruments INA128. Lo elegimos porque cumple con todas las condiciones expuestas en el capítulo 3 necesarias para esta etapa de amplificación, estas son:

- Alto CMRR
- Bajo offset
- Buen PSRR

Además cumple con el criterio de elección de componentes y está recomendado por su fabricante para aplicaciones de instrumentación médica.

Los parámetros que destacan de este componente son:

- Alto CMRR: 120dB mínimo
- Bajo offset de voltaje: 50 μ V máximo
- Baja deriva térmica: 0,5 μ V / $^{\circ}$ C máximo
- Baja IBIAS de entrada: 5 nA máximo

El circuito integrado en el chip es el clásico de un amplificador de instrumentación y puede verse en la Figura 5.5

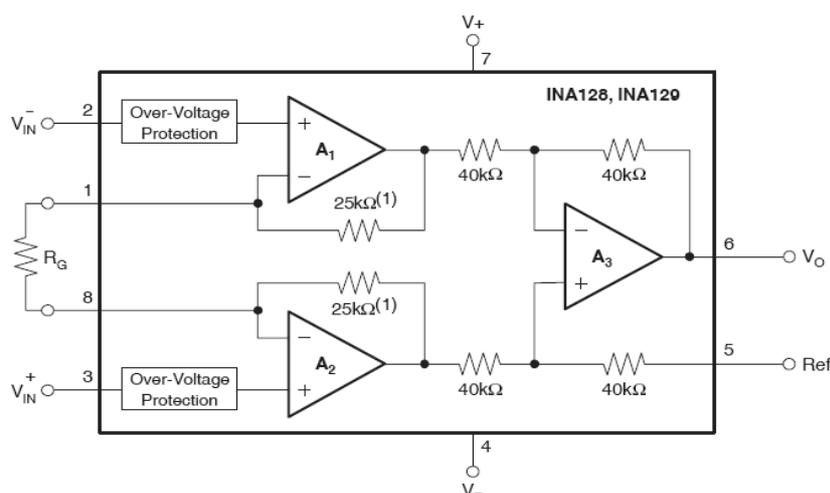


Figura 5.5: Circuito interno del amplificador de instrumentación INA128

La ganancia es ajustable a través de la resistencia R_G según la siguiente expresión:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Para poder variar este parámetro a conveniencia y en un rango amplio implementamos R_G con un potenciómetro de 50kΩ.

Alimentamos el componente en 3,3V y conectamos la referencia al punto medio de la alimentación, teniendo en cuenta que el componente no es "rail to rail" establecimos una excursión de $\pm 0,75V$ respecto a la referencia. Vale notar que la excursión es reducida pero de todas formas lo que buscamos al implementar este componente fue tener un buen CMRR más que una ganancia alta, la ganancia la dimos en etapas posteriores a la señal diferencial. otra característica buscada fue tener una buena impedancia de entrada.

La referencia también fue conectada al electrodo de referencia en la piel, de esta manera se fija el potencial en la piel y se mejora la entrada en modo común. El electrodo de referencia es necesario por que sino saturan los amplificadores.

El circuito esquemático completo de esta etapa es el que se muestra en la Figura 5.6.

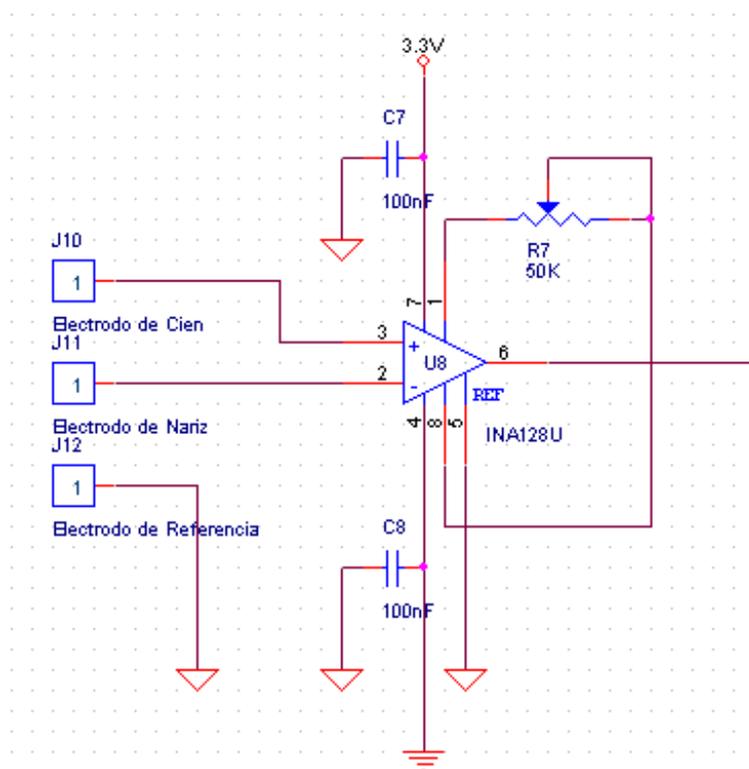


Figura 5.6: Esquemático de implementación del INA128

Es muy importante mencionar que en el ajuste de esta ganancia nos vimos enfrentados a resolver el problema de las grandes variaciones existentes en los potenciales de polarización de los electrodos de una persona a la otra y de un uso al otro, en algunos casos encontramos diferencias de hasta 300mV entre ellos.

Finalmente la máxima ganancia que pudimos dar a esta etapa asegurando su buen funcionamiento fue $G_1=3$ que corresponde a un valor de $R_G=25k\Omega$.

5.1.2. Filtro1: Pasa bajo pasivo de primer orden

Previo a las restantes etapas de amplificación implementamos un filtro pasa bajo RC para eliminar la interferencia ambiente en alta frecuencia, atenuar el ruido en 50 Hz inducido por la red y también la interferencia de otras señales biológicas de mayor frecuencia a la de la banda de EOG. De esta manera posteriormente solo amplificamos la parte del espectro de interés. Según lo visto en la etapa de investigación (ver capítulo 3) el espectro de la señal EOG va de 0Hz a 30Hz, teniendo este dato en cuenta ajustamos empíricamente la frecuencia de corte de forma tal de atenuar lo más posible el ruido perdiendo la menor cantidad de señal. La frecuencia de corte del filtro quedó seteada en 19.4Hz.

La frecuencia de corte en un filtro de estas características se puede ver en la Ecuación 5.1.

Fijamos C en $10\mu\text{F}$ y le asociamos una resistencia de 820Ω .

$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

Ecuación 5.1: Frecuencia de corte filtro pasabajos

5.1.3. Amplificador 2

Para amplificar la señal a la salida del filtro pasa bajo sin cargarlo, implementamos un amplificador en configuración no inversora ya que en esta configuración la impedancia de entrada al amplificador queda fijada por la del amplificador operacional con que sea implementado.

Siguiendo el criterio de elección citado al principio de este capítulo elegimos el amplificador operacional MAX407 de MAXIM, tiene como principales características los siguientes parámetros:

- Tensión mínima de alimentación 2,5V
- Excursión “rail to rail”
- Corriente de bias típica menor a 0,1pA
- Offset de salida máximo 500μV
- Dos operacionales por encapsulado
- Recomendado para operar en sistemas alimentados por batería y en aplicaciones médicas

En la Figura 5.7 puede apreciarse el circuito esquemático.

Alimentamos al circuito en 3,3V con la referencia al punto medio de la alimentación, como el amplificador operacional es “rail to rail” obtuvimos una excursión máxima de ±1,65V respecto a la referencia.

En esta configuración la ganancia se calcula como:

$$G = 1 + \frac{R_{20}}{R_{15}}$$

Ecuación 5.2: Ganancia configuración no inversora.

Para poder tener ajuste en la ganancia implementamos R_{20} con un potenciómetro de 50kΩ y fijamos a R_{15} en 1,5kΩ, de esta manera la ganancia quedó variable entre 1 y 34,3.

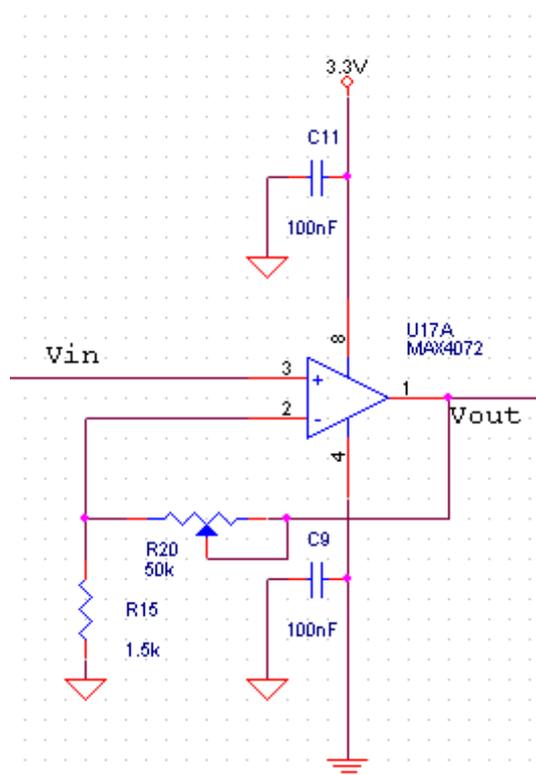


Figura 5.7: Esquemático del amplificador operacional MAX407 en configuración no inversora

Ajustamos empíricamente la ganancia de forma tal de no llegar a la saturación del amplificador en ningún caso, el valor final fue $G_2=6,2$ que corresponde a un valor de R_{20} de $7,8k\Omega$. Es importante notar que a la entrada de esta etapa amplificadora la señal puede tener un nivel de continua variable y considerable producido por la amplificación en la etapa diferencial de la diferencia de potencial de polarización de los electrodos, por este motivo la ganancia es baja. Filtro 2: Pasa alto pasivo de primer orden

Este filtro fue implementado para eliminar la deriva producida por los electros, y para ello su frecuencia de corte fue ajustada empíricamente de forma tal de eliminar completamente la deriva sin perder demasiada señal EOG. A partir de este punto la señal ocular pierde la forma de onda ideal en la que un movimiento sacádico con fijación y retorno a la posición de partida se traduce en un pulso rectangular de una determinada amplitud, ahora un movimiento sacádico se ve como dos picos de signo opuesto correspondientes a la derivada del pulso que produce el filtro.

Realizando pruebas sintonizamos este filtro en $f_{c_2}=1,59 Hz$, al igual que en 5.1.2. la frecuencia de corte está determinada por la Ecuación 5.1.

Fijamos C en $10\mu F$ y le asociamos una resistencia de $10k\Omega$.

5.1.4. Amplificador 3

El amplificador 3 fue implementado idénticamente al amplificador 2 (ver 5.1.3.). Para tener una ganancia variable utilizamos un potenciómetro R_{28} de $100k\Omega$ y una resistencia fija R_{16} de $1,5k\Omega$ que nos da un rango de 1 a 67,6.

A la salida apareció un nivel de continua variable de una persona a la otra pero siempre en el orden de los 400mV, este nivel de continua era inesperado ya que es la amplificación de la salida de un filtro pasa alto.

La aparición de este offset no nos permitió amplificar todo lo que hubiéramos deseado, por tal motivo el máximo valor que pudimos dar a la ganancia fue $G_3=46.2$ que corresponde a una resistencia de $R_{28}=67.8k\Omega$.

Luego de varias medidas llegamos a la conclusión de que el offset se debía a la corriente de fuga del capacitor C_6 del filtro 2 que al pasar por la resistencia de $10k\Omega$ producía una pequeña tensión que luego era amplificada.

Con el siguiente cálculo verificamos la hipótesis de que el offset a la salida del amplificador 2 se debe a la corriente de fuga del condensador del filtro 2.

Notar que:

$$\frac{v_{offset}}{G_3} = \frac{400mV}{46.2} = 8.65mV \text{ es la tensión de entrada del amplificador 3.}$$

$$\frac{v_{offset}}{G_3 * R_{28}} = \frac{8.65mV}{10k\Omega} = 865nA \text{ es la corriente que circula por el filtro pasa-altos (filtro 2).}$$

Según la hoja de datos del capacitor utilizado, esta corriente es un valor esperable de corriente de fuga en un capacitor cerámico trabajando a baja frecuencia y en una tensión menor a 5V.

5.1.5. Filtro3: Pasa alto pasivo de primer orden

Este filtro fue implementado para eliminar el offset a la salida del amplificador 2, al igual que en Error: No se encuentra la fuente de referencia fijamos la frecuencia de corte en $f_{c3}=0.079Hz$ con un condensador de $10\mu F$ con una resistencia de $200k\Omega$. El filtro se comportó según lo esperado y a la salida obtuvimos una señal libre de offset pero de amplitud aún pequeña, entre 200mV y 400mV dependiendo de la persona.

5.1.6. Amplificador 4

Esta última etapa de amplificación fue implementada para dar mayor amplitud a la señal y así tener mejor resolución en la conversión A/D. Utilizamos la misma configuración que en el ítem 5.1.3. y la ganancia variable la implementamos con un potenciómetro R_{21} de $100k\Omega$ y una resistencia fija R_{18} de $22k\Omega$. La ganancia fue ajustada de forma tal de aprovechar al máximo la excursión del amplificador pero dejando cierto margen para que en algún posible caso en que la señal de entrada fuera mayor que lo esperado el amplificador no sature. Finalmente se fijó en $G_4=4.44$ que corresponde a $R_{21}=29k\Omega$.

5.2. Procesamiento e interfaz con el usuario

El módulo de procesamiento e interfaz con el usuario se compone según el diagrama de la Figura 5.8.

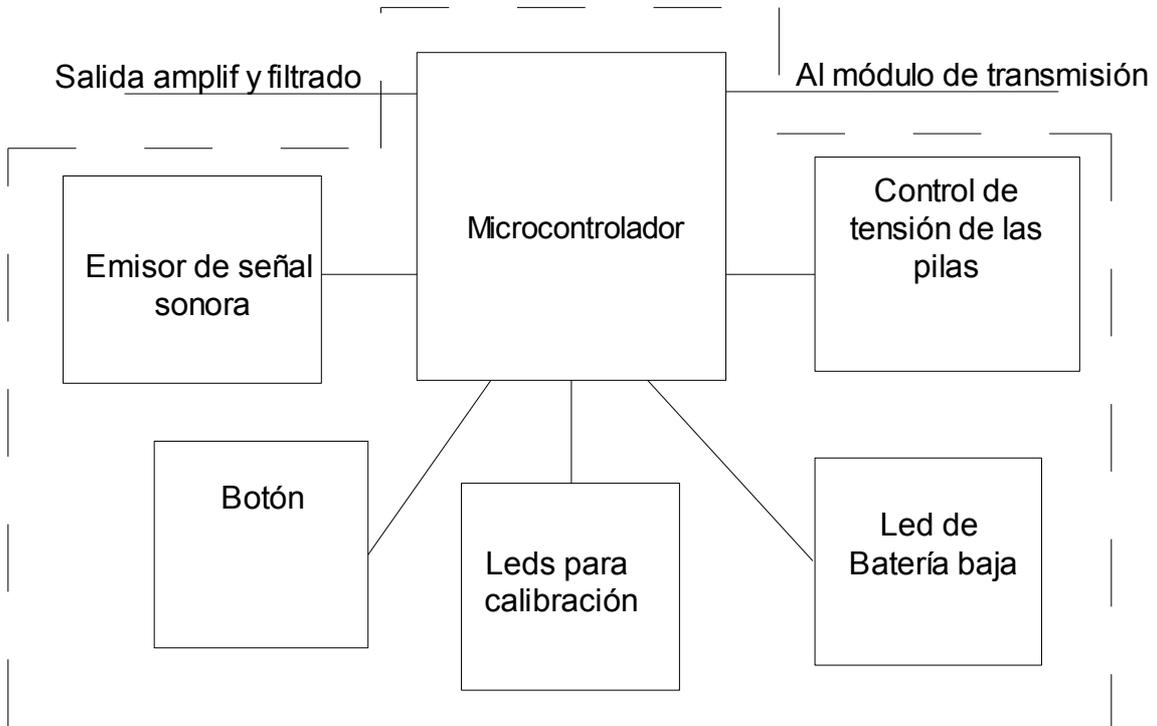


Figura 5.8: Diagrama de bloques del módulo de procesamiento e interfaz con el usuario

El circuito esquemático del módulo es el de la Figura 5.9. Si se quiere estudiar en detalle aconsejamos ver el anexo 3 de esquemáticos y PCB

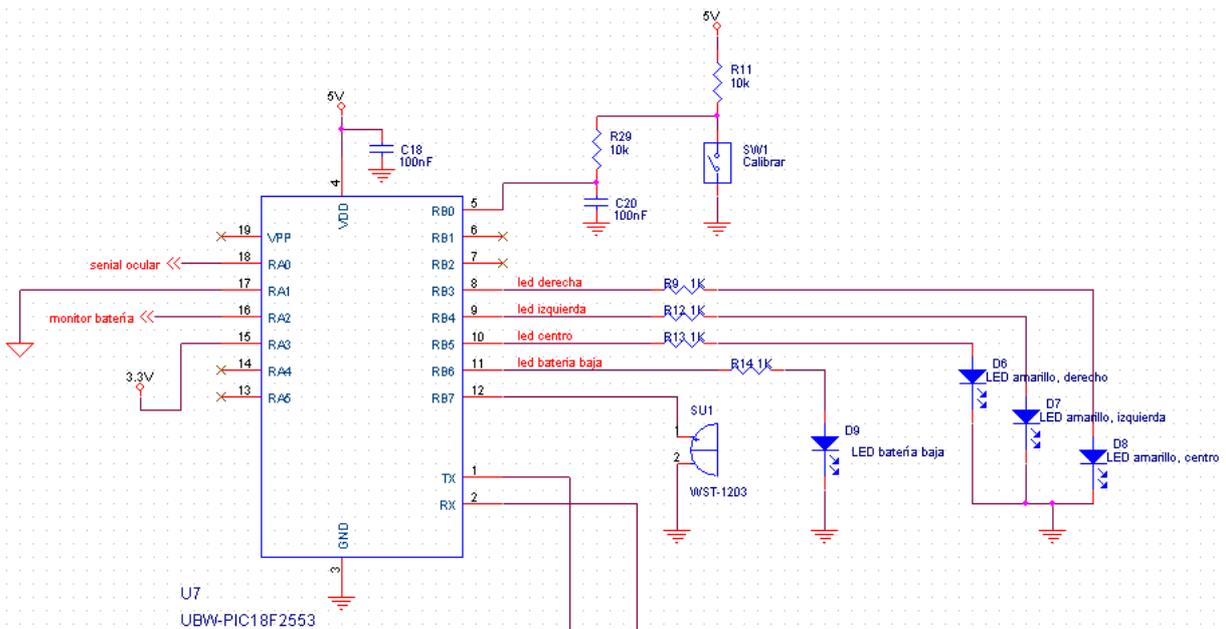


Figura 5.9: Circuito esquemático del módulo de procesamiento e interfaz con el usuario

5.2.1. Microcontrolador

Al principio del proyecto tuvimos que realizar varias adquisiciones de la señal EOG y para ello utilizamos una tarjeta adquisidora por puerto USB de SparkFun que estaba disponible en el nib. En la medida que el desarrollo del proyecto comenzó a requerir escribir y probar firmware se nos planteó la necesidad de elegir un microcontrolador para el procesamiento. Revisamos las prestaciones del PIC de la tarjeta adquisidora y consideramos que desde el punto de vista de la velocidad de procesamiento, cantidad entradas y salidas configurables, conversores A/D y comunicación era suficiente. Por tal motivo y sumándole que el equipo ya estaba familiarizado con la programación de este PIC, decidimos probar si la memoria era suficiente para almacenar el código desarrollado. Previendo el caso de que la memoria no fuera suficiente relevamos la existencia de algún microcontrolador de mayor capacidad que nos permitiera reutilizar el código C, identificamos uno en una empresa amiga, el MSP430F2617TPMR de Texas Instruments.

La tarjeta UBW de SparkFun esta implementada con el microprocesador PIC 18F2553 de Microchip. Las principales características de este PIC son:

- Conversor A/D 12 bits – 10 canales
- 24 I/O
- Clk 12 Mhz
- 4 Timers 8/16 bits
- Flash 32 KB
- SRAM 2048 B
- EEPROM 256 B
- EUSART
- Modulo USB
- Alimentación 5V

Integramos toda la placa al diseño, por tal motivo damos el “pin-out” por los números de pines del PIC y también por los números de pines correspondiente de la placa. Ver Tabla 5.1.

Placa UBW	PIC18F2553	Descripción
1 – TX	17	Salida – Tx, comunicación con módulo BT
2 – RX	18	Salida – Rx, comunicación con módulo BT
3 – GND	19	VSS
4 – VDD	20	VDD, 5V
5 – RB0	21	Entrada – Botón de calibración y cambio modo
6 – RB1	22	---
7 – RB2	23	---
8 – RB3	24	Salida - Led calibración derecha
9 – RB4	25	Salida - Led calibración izquierda
10 – RB5	26	Salida - Led calibración centro
11 – RB6	27	Salida - Led Batería Baja
12 – RB7	28	Salida - Buzzer
13 – RA5	7	---
14 – RA4	6	---
15 – RA3	5	Entrada - 3,3V referencia para convertor A/D
16 – RA2	4	Entrada - Monitoreo batería
17 – RA1	3	Entrada - Referencia de la etapa de amplificación y filtrado
18 – RA0	2	Entrada – Señal ocular amplificada y filtrada
19 - VPP	1	----

Tabla 5.1: Pin-out del PIC 18F2553, seleccionado para PANTOJO-1..

5.2.2. Emisor de señal sonora

Implementamos una señal sonora para poder dar alarmas de batería baja y de error en el cálculo de la posición del ojo. Elegimos el Buzzer WST-1203 de Soberton Inc. Se alimenta en 5V desde uno de los pines del PIC y emite una señal sonora de 82db a 10cm, con un tono audible de 3100 Hz.

5.2.3. Botón

Es un botón de panel normal abierto, lo implementamos para indicar al PIC que se va a realizar una calibración o un cambio de modo. Se hace la conexión con el PIC a través de un circuito anti rebotes como se ve en la Figura 5.10. Cuando el botón es presionado genera una interrupción en el PIC.

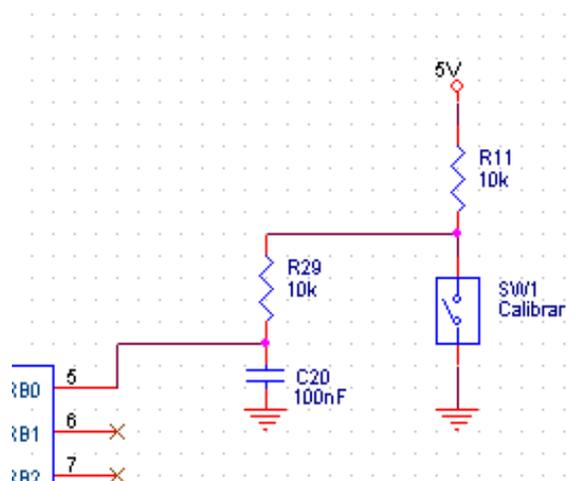


Figura 5.10: Circuito antirrebotes

El circuito antirrebotes es en esencia un filtro pasa bajo, cuando el botón no está presionado el condensador está cargado a VCC , cuando se presiona se descarga a VSS a través de R_{29} y cuando se suelta vuelve a cargarse a VCC a través de R_{11} y R_{29} . Elegimos las resistencias y el condensador de forma de tener una constante de tiempo mucho mayor a la duración de los rebotes.

5.2.4. Leds para calibración y batería baja

Para realizar la calibración diseñamos un dispositivo que detallamos en capítulo 7 de diseño mecánico. En el dispositivo de aluminio colocamos tres led que el PIC enciende o apaga según el algoritmo de calibración. También montamos un led en la carcasa plástica del circuito principal para indicar el estado de las pilas. Los leds son alimentados en 5V por los pines 24, 25, 26 y 27 del PIC, la corriente de alimentación fue fijada en 3mA colocando resistencias de 1k Ω en serie.

5.2.5. Control de tensión de las pilas

Como el nivel de tensión de las pilas es superior a la alimentación del PIC monitoreamos el estado de carga a través de la salida de un divisor resistivo, de esta manera el nivel de tensión medido está siempre en el rango del A/D del PIC y conociendo el factor de división podemos calcular la tensión real de las pilas. El factor de división es de 6. Para implementarlo utilizamos una resistencia de R_2 de 1M Ω en serie con R_1 de 200k Ω . Monitoreamos la caída de tensión en R_1 .

5.3. Comunicación

Por requerimiento debíamos transmitir inalámbricamente la posición del ojo al futuro módulo PANTOJO-2 que moverá la prótesis. Para ello utilizamos el Módulo Bluetooth KC21 de KC wirefree. Elegimos este módulo en base a nuestra experiencia previa, a su simplicidad de uso y a la posibilidad de obtenerlo sin necesidad de tramites de importación.

El control y la configuración del KC21 se realiza a través de la UART utilizando comandos de tipo AT. El módulo trae embebido el perfil de comunicación tipo serie (SPP) a través del cual, apareando el KC21 a otro dispositivo bluetooth, es posible realizar una comunicación serie inalámbrica. De esta forma todo stream de datos transferido por el PIC al KC21 a través de la UART, éste lo retransmite y en el otro extremo se realiza la conversión inversa.

Dentro de los posibles modos de uso del KC21, utilizamos el de “cable inteligente”, en el cual se configura el módulo para que al energizarse establezca una conexión SPP con determinado dispositivos bluetooth. Los parámetros configurables que el mismo guarda en memoria no volátil son: la dirección del dispositivo a conectarse, la cantidad de intentos de conexión y el tiempo de espera entre estos.

En el caso de PANTOJO-1 para poder recibir los datos en cualquier PC apareamos el KC21 con un dongle USB/Bluetooth, a través del cual se abre un puerto virtual serie en la PC y una vez energizado PANTOJO-1 el KC21 establece la conexión y comienza a transmitir los datos.

Dado que el PIC se alimenta con 5V y el KC21 con 3.3V fue necesario adaptar los niveles de tensión de las señales para la conexión de las UARTs, particularmente entre la señal TX del PIC y RX del KC21. Esta adaptación la realizamos a través de un divisor resistivo.

El circuito esquemático es el de la Figura 5.11.

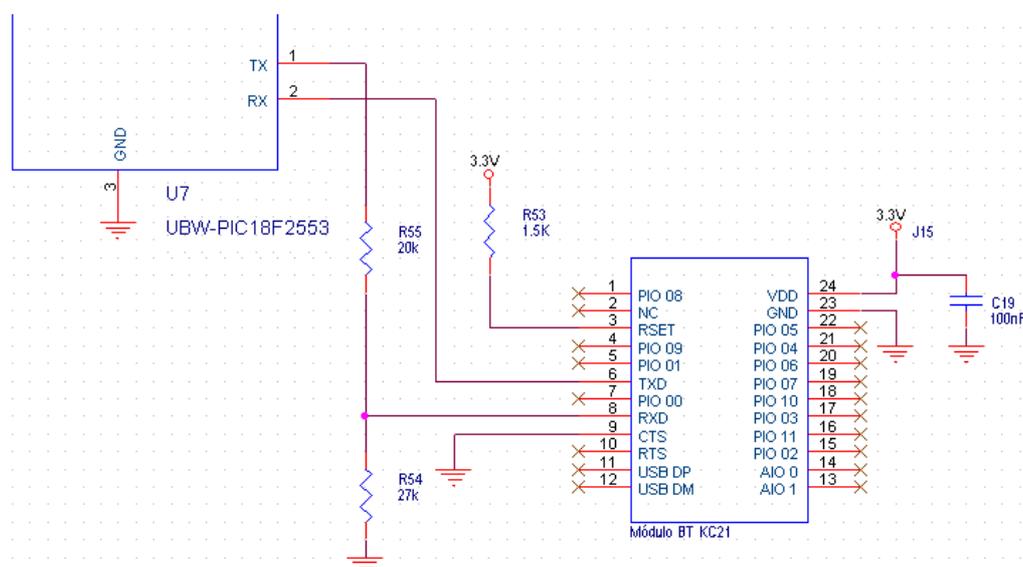


Figura 5.11: Circuito esquemático del módulo de comunicación

5.4. Alimentación

El módulo de alimentación fue proyectado según el diagrama de la Figura 5.12.

Como fuente de poder utilizamos 4 pilas Duracell AA modelo MN1500 conectadas en serie, de esta forma logramos una tensión nominal de 6V con una capacidad teórica de 1500mAh. Regulamos a 5V para alimentar el PIC y a 3,3V para el resto del circuito.

Utilizamos reguladores de voltaje de la serie LP2985 de National Instruments, sus principales características son:

- Puede entregar hasta 150mA
- Baja impedancia de salida
- Requiere pocos componentes externos

Tomamos las sugerencias de diseño de las hojas de datos de los reguladores, para estabilizar la entrada pusimos dos condensadores electrolíticos de 47uF, C_5 y C_{10} . A la salida también le agregamos condensadores de 47uF pero de tantalio, C_{12} y C_3 .

En la etapa de amplificación y filtrado era necesario contar con una referencia en la mitad de la alimentación, esto es en 1,65V. Esta referencia fue implementada tomando el punto medio de la alimentación a partir de un divisor resistivo, de factor dos, conformado por R_3 y R_4 de 1M Ω y un amplificador operacional MAX407 configurado como seguidor.

El circuito esquemático es el de la Figura 5.12.

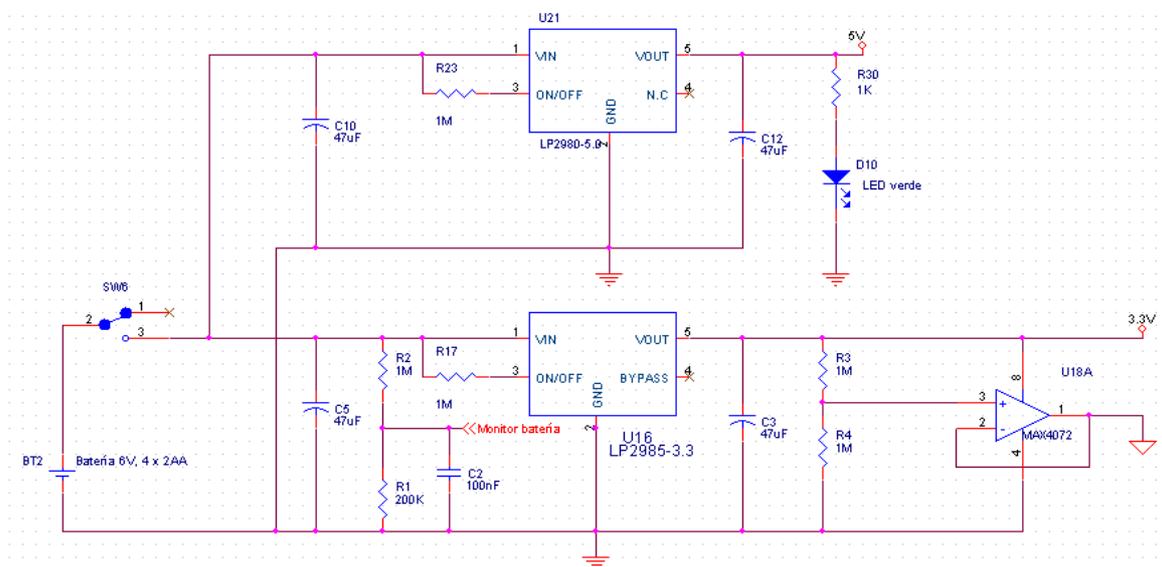


Figura 5.12: Circuito esquemático del módulo de Alimentación

5.5. Consumo

La medida de consumo fue realizada alimentando el dispositivo con una fuente de alimentación regulada en 6V, e intercalando una resistencia de 2,2 Ω \pm 5% entre la fuente y el dispositivo.

La caída de tensión medida en la resistencia fue de 174mV, por lo tanto el consumo del dispositivo funcionando normalmente es de 79mA \pm 5%, la incertidumbre deriva de considerar la dispersión de la resistencia. Tomando el peor caso puede pensarse en un consumo de 83 mA.

El dispositivo funciona correctamente hasta 5V ya que esta es la mínima tensión que necesita el regulador de 5V para operar como tal, esto se traduce en 1,25V en cada pila. Observando de la hoja de datos de la pila¹ la curva de descarga a corriente constante podemos estimar una autonomía de unas 20 horas. La curva de descarga puede verse en la Figura 5.13.

¹ Se adjunta hoja de datos de las pilas en el CD del proyecto

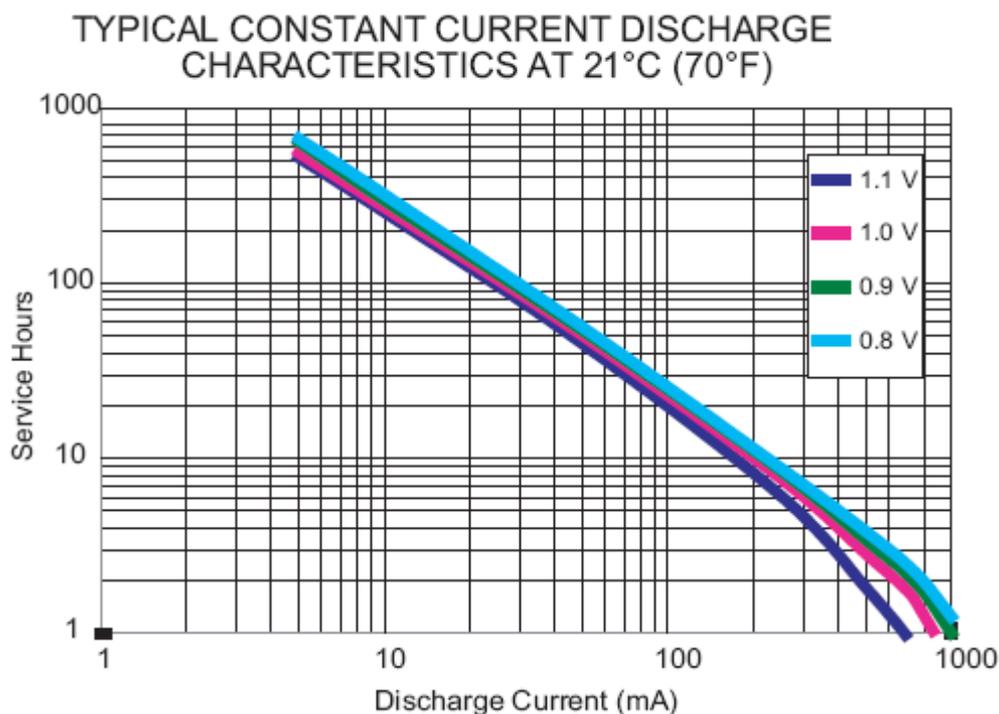


Figura 5.13: Curva de descarga de pila Duracell AA MN1500

5.6. Diseño y Elaboración de los circuitos impresos (PCB)

Físicamente la circuitería de PANTOJO-1 esta encapsulada en dos módulos, uno para la etapa de amplificación y filtrado y otro para el resto del circuito y las pilas. La razón que nos llevó a este diseño fue la de minimizar la interferencia producida por la red y para ello la etapa de amplificación y filtrado debe estar lo más cerca posible de los electrodos. Por otra parte las pilas son pesadas como para tenerlas sujetas a la cabeza, la solución que encontramos a estos problemas fue la de hacer dos módulos físicamente independientes y esto nos llevó al diseño y construcción de dos circuitos impresos.

Para realizar los esquemáticos y PCB utilizamos la herramienta Capture y Layout de Orcad.

Los circuitos impresos los construimos en forma artesanal a través de “el método de la planchita”. Los componentes son en su mayoría de montaje superficial y fueron soldados a mano. En la Figura 5.14 se ve el circuito principal con todos los componentes soldados. En la Figura 5.15 se ve el circuito impreso de la etapa de amplificación y filtrado con todos sus componentes soldados.

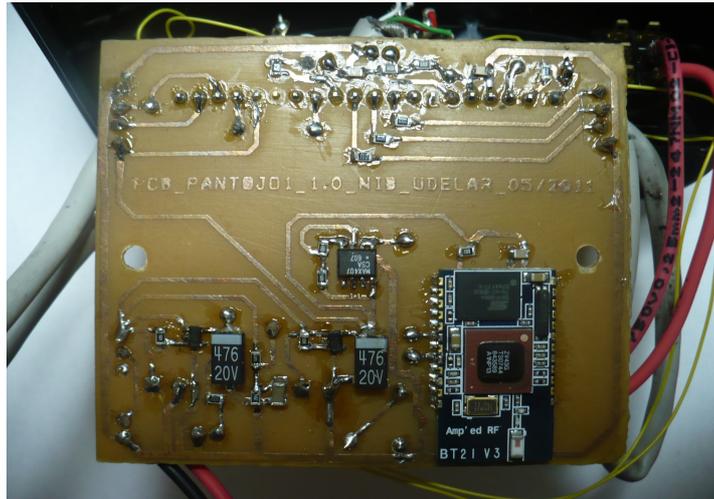


Figura 5.14: Circuito impreso y componentes de los módulos de procesamiento e interfaz con el usuario, alimentación y comunicación

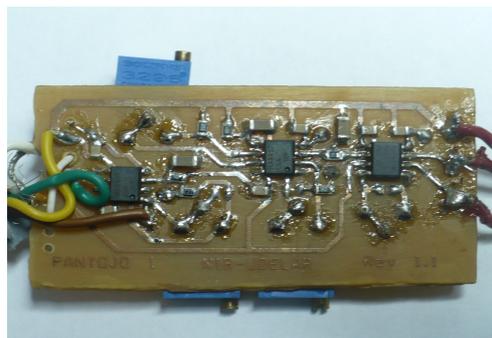


Figura 5.15: Circuito impreso de la etapa de amplificación y filtrado con componentes soldados

6. Determinación de la relación entre el ángulo de visión y el voltaje del EOG

Según las publicaciones [06], [13], [21] para movimientos del ojo que barren arcos de hasta $\pm 30^\circ$ medidos desde la posición central, existe una relación lineal entre la amplitud de la señal EOG y el ángulo barrido.

Para el desarrollo de PANTOJO-1 era de vital importancia conocer precisamente esa relación. Este motivo nos embarco en una investigación que tenía dos objetivos, la verificación de esta teoría y la cuantificación de los parámetros necesarios para la construcción de un modelo que nos permitiera realizar el procesamiento.

La investigación fue realizada con los mismos equipos que desarrollamos, la circuitería de amplificación, filtrado, muestreo y digitalización de la señal EOG y el posterior procesamiento de las señales digitalizadas utilizando MATLAB.

6.1. Relevamiento de datos

En primera instancia relevamos experimentalmente con tres voluntarios sanos el rango de posiciones del ojo, el mismo abarca 45° grados a ambos lados de la posición central (0°), siendo $+45^\circ$ la extrema derecha y -45° la extrema izquierda.

Para relevar todo el rango de posiciones proseguimos de la siguiente manera.

- Discretizamos el rango en posiciones de 5° .
- Utilizando las herramientas de desarrollo, ver anexo 5, proyectamos una guía que oscilara entre la posición central y una de las posiciones del rango a una frecuencia de 0.5Hz.
- Realizamos con tres voluntarios sanos un ensayo para cada posición del rango, adquiriendo entre 15 y 20 pulsos partiendo desde 0° y la misma cantidad de pulsos de retorno a 0°

6.1.1. Resultados

La Tabla 6.1 presenta los resultados de las amplitudes de los picos de la señal EOG simultaneas con el pasaje sacádico entre dos posiciones estereotipadas de los ojos de cada uno de los tres voluntarios sanos. La tabla no muestra las medidas simples, sino los promedios calculados sobre 15 a 20 maniobras idénticas y su correspondiente desviación estándar.

Desplazamientos	0° a 30°		30° a 0°		0° a -30°		-30° a 0°	
	V.M. (V)	D.S. (V)	V.M. (V)	D.S. (V)	V.M. (V)	D.S. (V)	V.M. (V)	D.S. (V)
Persona 1	0.3776	0.0168	-0.4145	0.0216	-0.3640	0.0212	0.3105	0.0256
Persona 2	0.5199	0.0276	-0.5445	0.0265	-0.4881	0.0210	0.4442	0.0260
Persona 3	0.1923	0.0164	-0.2486	0.0117	-0.3072	0.0162	0.2454	0.0086

Tabla 6.1: Amplitud de los picos presentes en la señal EOG debido a movimientos sacádicos de 30°

De la Tabla 6.1 se deduce que las amplitudes de los picos, para un mismo ángulo barrido, varían de una persona a otra.

Otro resultado que se desprende de los ensayos es que la amplitud depende de la cercanía de los electrodos al ojo. Existen otros factores que también afectan la amplitud cómo el nivel de iluminación del ambiente donde uno se encuentra [9][21].

En la Figura 6.1 se puede apreciar la diferencia de amplitud entre tres personas que realizan un barrido de 30° hacia ambos lados de la posición central. Los valores son los presentados en la Tabla 6.1. Otro dato importante que se visualiza en la Figura 6.1 es la diferencia de amplitud, para una misma persona en igualdad de condiciones, entre las parejas de pulsos de partida desde 0° y de retorno a 0° (0° a 30° y 30° a 0°), así como la diferencia de amplitud para el barrido de un mismo ángulo en sentidos opuestos (0° a 30° y 0° a -30°).

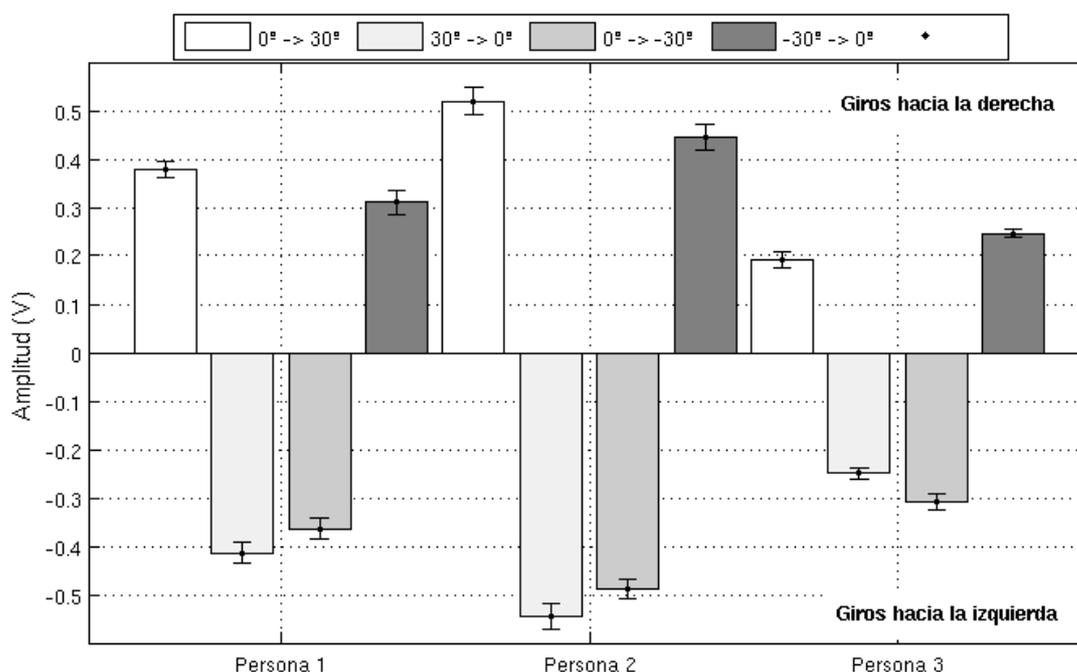


Figura 6.1: Diferencia de amplitud de la señal EOG entre distintas personas para movimientos sacádicos de 30°

6.2. Normalización de las medidas

Debido a las diferencias de las amplitudes entre distintas personas y sobre una misma persona presentadas anteriormente, nos vimos en la necesidad de trabajar con valores normalizados a valores de referencia de cada sujeto y tipo de movimiento.

El criterio para la normalización es el siguiente:

- Pulsos positivos, correspondientes a movimientos hacia la derecha, con origen mayor o igual a 0° son normalizados con el valor del pulso 0° a 30° .
- Pulsos negativos, correspondientes a movimientos hacia la izquierda, con origen menor o igual a 0° son normalizados con el valor del pulso 0° a -30° .
- Pulsos positivos con origen menor a 0° son normalizados con el valor del pulso -30° a 0° .
- Pulsos negativos con origen mayor a 0° son normalizados con el valor del pulso 30° a 0° .

Los valores utilizados para normalizar son el valor medio de 15 a 20 repeticiones del barrido correspondiente. La utilización de pulsos correspondientes a barridos de 30° para normalizar los datos se desprende del estudio de linealidad presentado más adelante.

6.3. Modelo de tercer grado

Como primer acercamiento al problema, separamos los datos adquiridos de cada integrante del grupo entre pulsos con origen en 0° y pulsos con destino 0° . Observando las gráficas de los datos, pensamos que un polinomio de tercer grado podría aproximarlos bien ya que este tipo de curva posee la concavidad necesaria. Utilizando el método de mínimos cuadrados hallamos para cada caso los polinomios de tercer grado que mejor se ajustaran.

En las Figuras 6.2, 6.3 y 6.4 se pueden apreciar los datos relevados, normalizados según ítem 6.2., y las curvas de los modelos hallados para cada persona, tanto para pulsos con origen 0° (cuadrante superior izquierdo) como para pulsos con destino 0° (cuadrante superior derecho) y los respectivos errores cuadráticos medios de los datos relevados evaluados a través del modelo (cuadrantes inferiores).

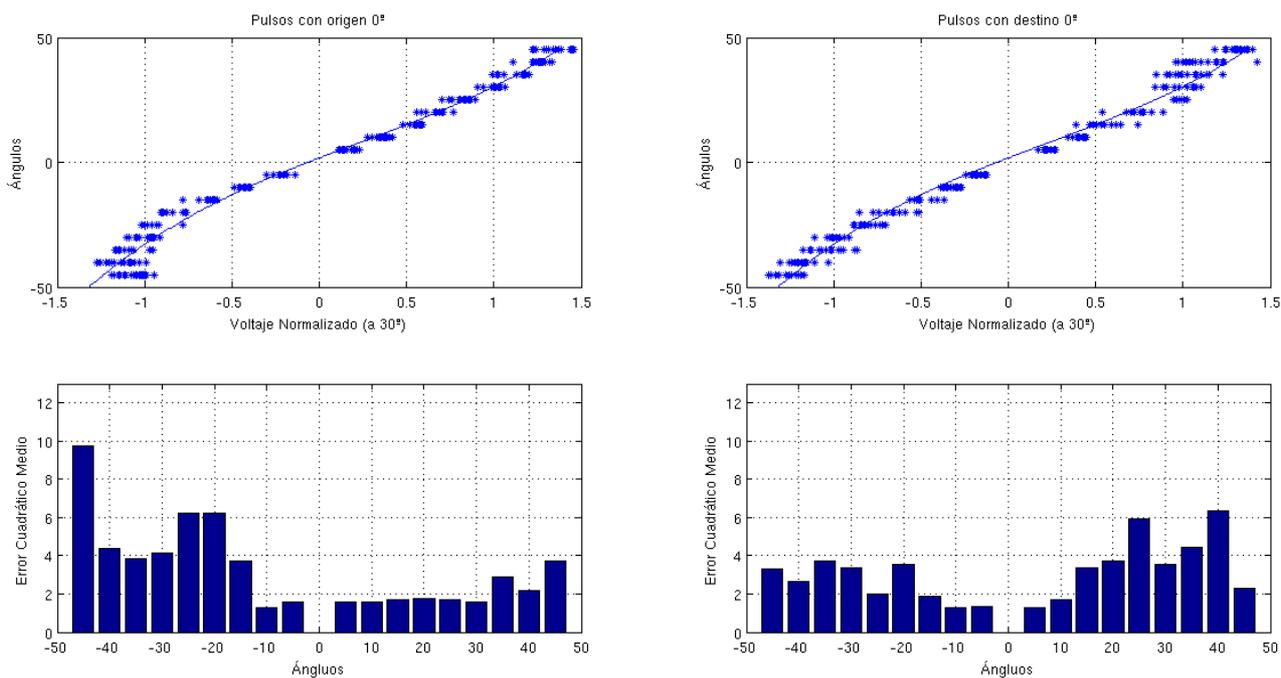


Figura 6.2: Modelo de tercer grado, persona 1

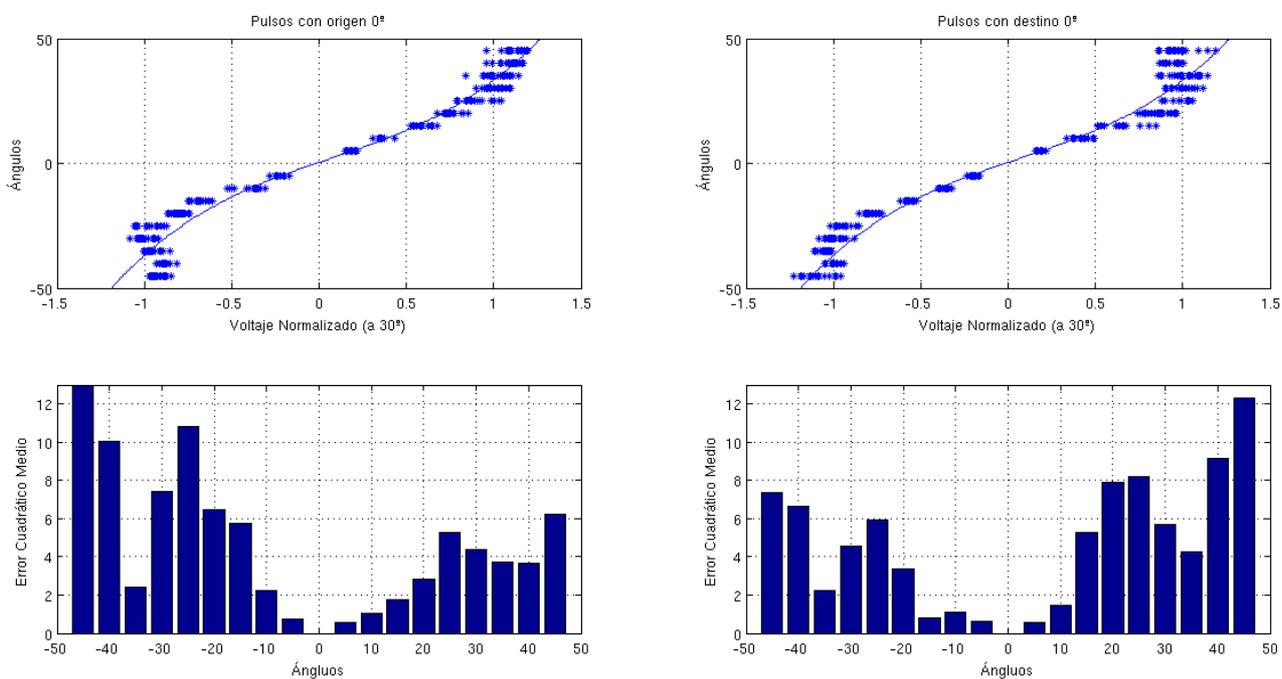


Figura 6.3: Modelo de tercer grado, persona 2

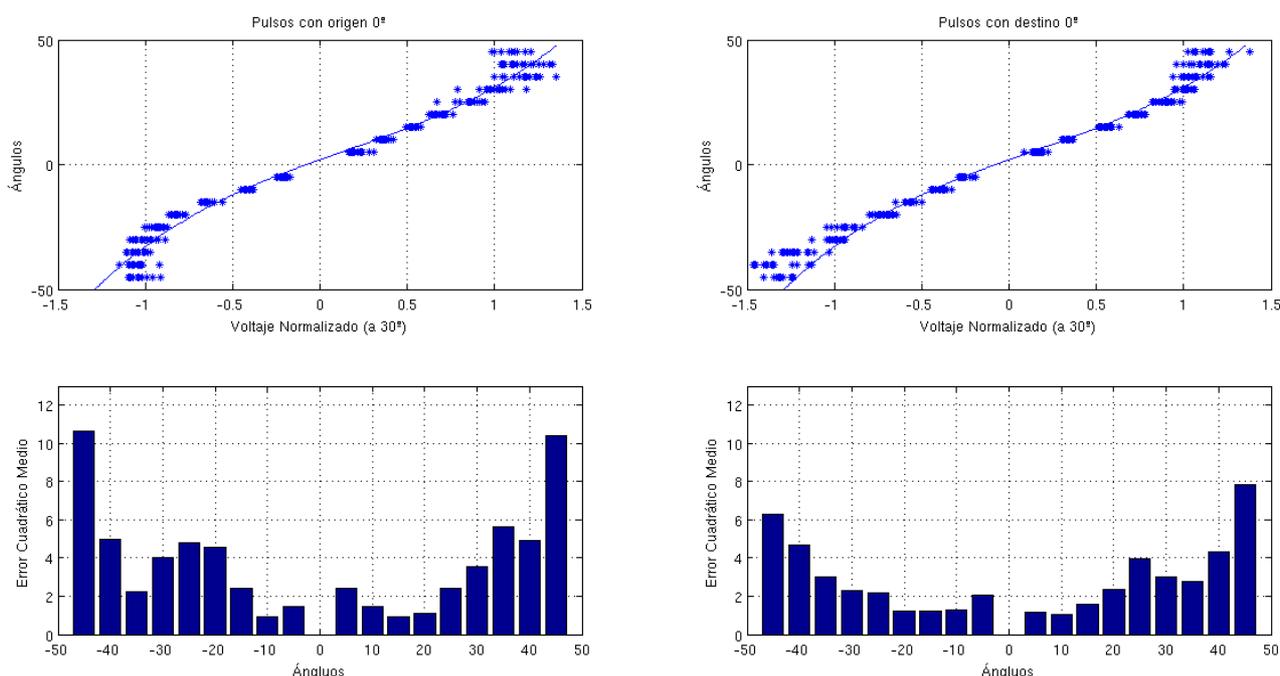


Figura 6.4: Modelo de tercer grado, persona 3

En los cuadrantes superiores de las Figuras 6.2, 6.3 y 6.4 se ve que para ángulos mayores a 30° es difícil deducir el ángulo barrido por el ojo a través de la amplitud de los picos del EOG, ya que los valores comienzan a solaparse. También se puede ver, en los cuadrantes inferiores de las Figuras, que los errores tienden a incrementarse sobre los extremos. Estas observaciones nos sugieren separar el rango de posiciones oculares en dos zonas, una con relación ángulo voltaje lineal y una con relación no lineal.

Los coeficientes de los polinomios de tercer grado correspondientes a cada modelo de las tres personas se encuentran en la Tabla 6.2.

	Origen 0°	Destino 0°
Persona 1	$a(v) = 4,78 v^3 - 3,07 v^2 + 26,89 v + 1,75$	$a(v) = 2,78 v^3 + 0,19 v^2 + 29,40 v - 0,73$
Persona 2	$a(v) = 11,23 v^3 - 2,23 v^2 + 23,84 v + 0,41$	$a(v) = 10,65 v^3 + 0,30 v^2 + 23,45 v + 0,15$
Persona 3	$a(v) = 6,90 v^3 - 2,90 v^2 + 25,04 v + 1,93$	$a(v) = 3,44 v^3 + 2,41 v^2 + 27,01 v - 0,22$

Tabla 6.2: Modelos de tercer grado

6.4. Modelo lineal

Para hallar qué porción del rango total de movimientos posibles podíamos representar con un modelo lineal estudiamos los datos adquiridos de la siguiente manera. Agrupamos los datos de igual magnitud de ángulo barrido, diferenciando entre pulsos con origen 0° y destino 0°. Para cada grupo de datos calculamos por el método de mínimos cuadrados la curva de tipo $a(v) = pv$ que mejor se ajusta, considerando los resultados de 6.3. esperamos que en la zona lineal las pendientes de las curvas se mantengan relativamente constantes y comiencen a crecer en la zona no lineal.

En la Figura 6.5 y la Tabla 6.3 se muestra la pendiente de la curva calculada para cada

grupo de datos.

Mag. Áng. Barrido	Persona 1		Persona 2		Persona 3	
	Origen 0°	Destino 0°	Origen 0°	Destino 0°	Origen 0°	Destino 0°
5°	26,90	25,59	24,61	26,25	23,36	25,23
10°	25,55	27,91	26,27	25,56	25,32	27,44
15°	25,04	28,51	23,72	24,59	25,32	26,70
20°	26,64	28,47	25,34	24,11	26,87	27,72
25°	28,99	28,98	26,70	26,39	27,84	27,70
30°	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00
35°	31,84	34,26	35,66	34,07	31,49	30,81
40°	33,72	35,09	40,03	41,17	36,11	32,26
45°	38,26	34,90	45,09	43,92	42,45	37,30

Tabla 6.3: Estudio de linealidad

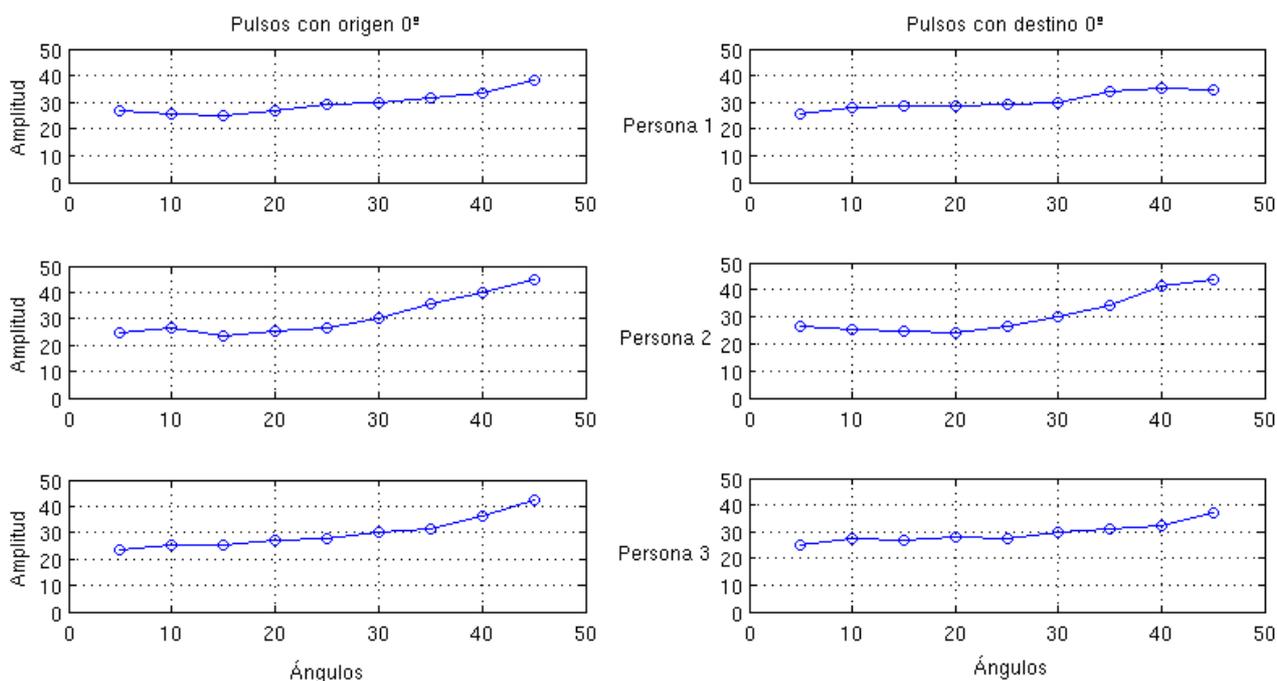


Figura 6.5: Estudio de linealidad

Como era de esperarse por lo visto en el modelo de tercer grado, la pendiente comienza a crecer para barridas de ángulo mayor a 30° y si bien para 30° la pendiente es notoriamente mayor que para los arcos menores, decidimos tomar este punto como extremo de la zona lineal.

Determinada la zona lineal, nuevamente por mínimos cuadrados, buscamos hallar la curva que mejor se ajusta a todo el conjunto de datos entre $\pm 30^\circ$, así fue que llegamos a la siguiente ecuación: $a(v)=27,9v$.

Es importante notar que si la relación ángulo voltaje fuera exactamente lineal entre

$\pm 30^\circ$, como estamos trabajando con datos normalizados, la pendiente de cada grupo de datos en el rango de $\pm 30^\circ$ debería ser 30, al igual que la pendiente del modelo. Evidentemente, como se ve en la Tabla 6.3, este no es el caso. Esta no linealidad en los datos relevados es la razón de que la pendiente del modelo no sea 30.

En las Figuras 6.6, 6.7 y 6.8 se muestra la comparación del modelo lineal con los datos de cada integrante del grupo en el rango de posiciones $[-30^\circ, 30^\circ]$ y los errores cuadráticos medios cuyo promedio es de 2° .

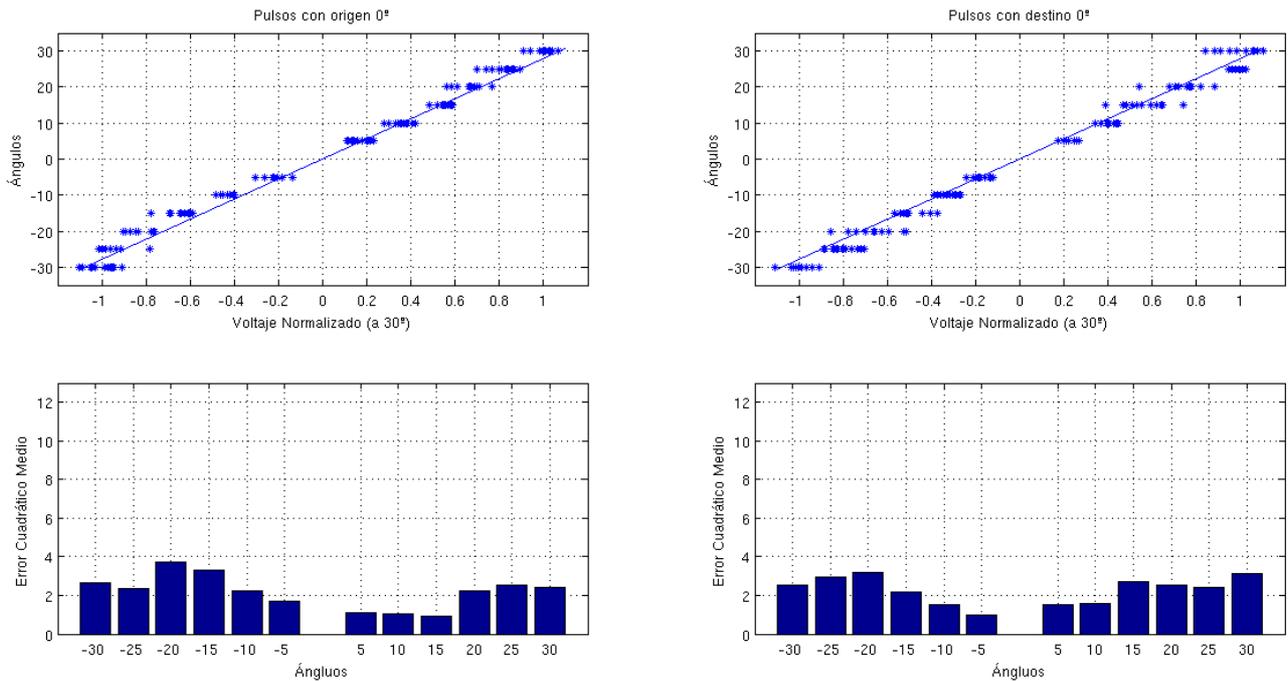


Figura 6.6: Modelo lineal, persona 1

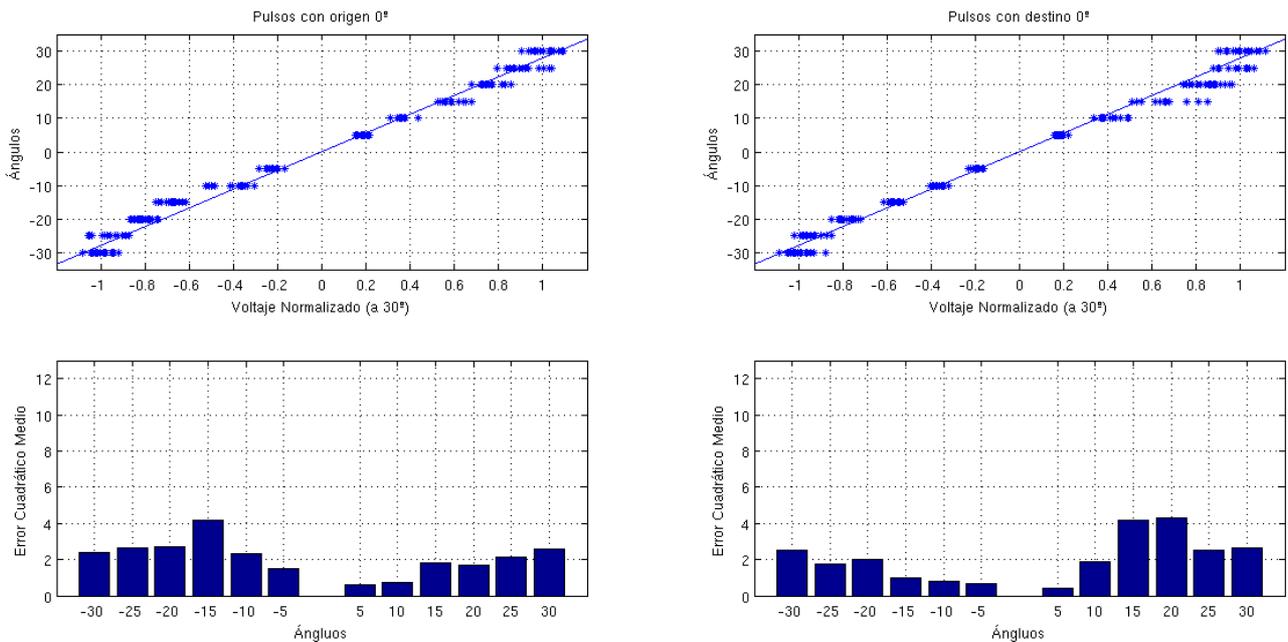


Figura 6.7: Modelo lineal, persona 2

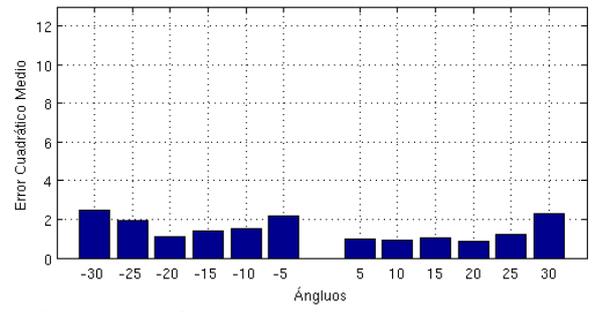
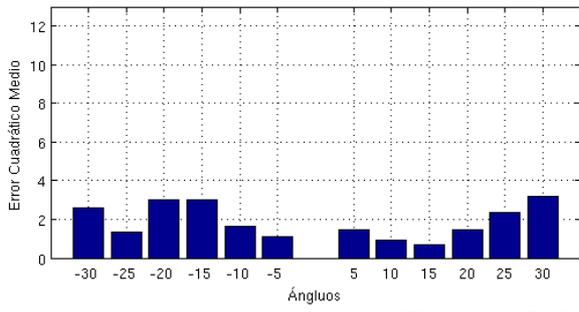
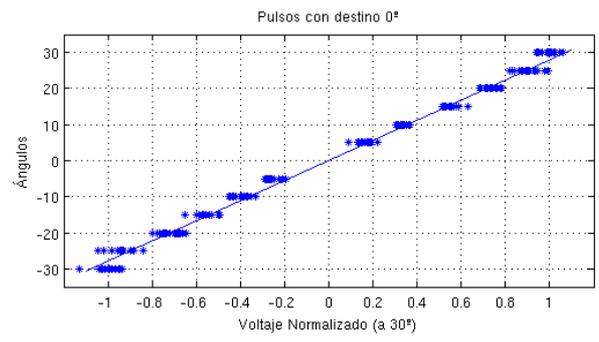
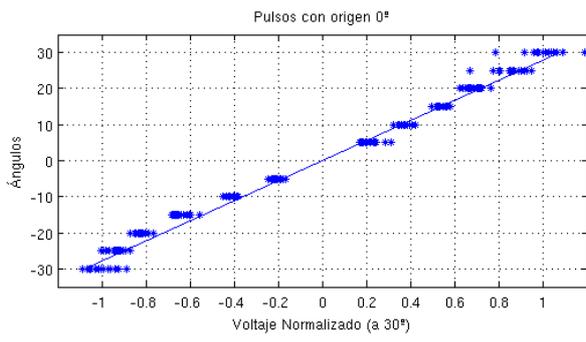


Figura 6.8: Modelo lineal, persona 3

6.5. Resultados

Como se mencionó en el ítem 6.3, es difícil deducir el ángulo barrido por el ojo a través de la amplitud de los picos del EOG, ya que los valores comienzan a solaparse y la dispersión entre ellos aumenta. Por esta razón decidimos interpretar todas las amplitudes mayores a la de los picos de 30° como una única posición representativa de la zona no lineal. A estos efectos elegimos $+40^\circ$ y -40° , correspondientes a extrema derecha y extrema izquierda. Ver Figura 6.9.

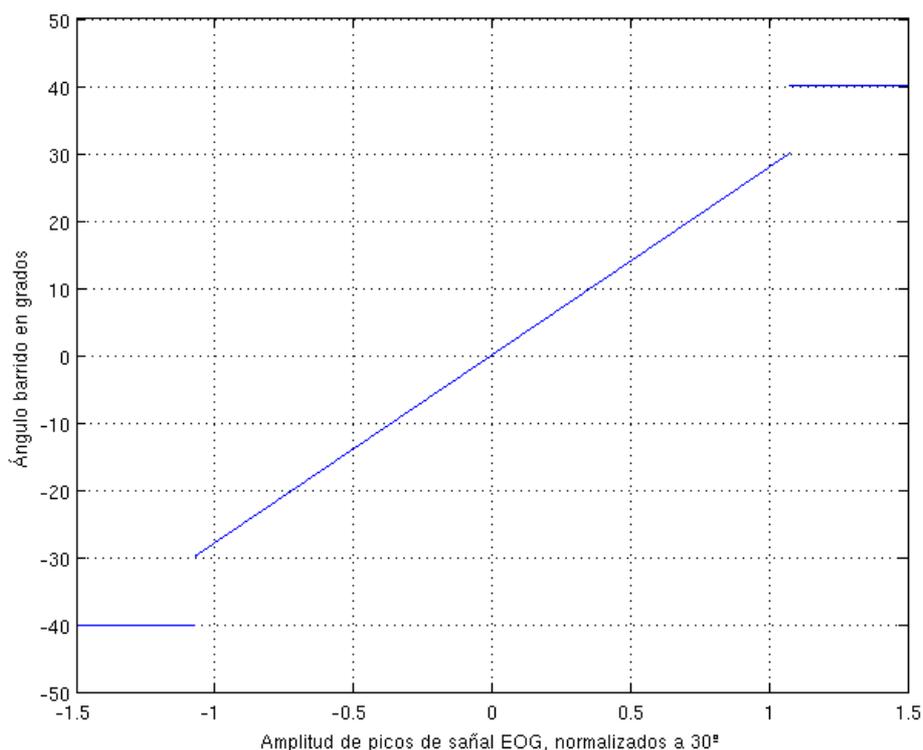


Figura 6.9: Modelo ángulo voltaje

En este capítulo se presentó el modelo que utiliza PANTOJO-1 para deducir la posición del ojo en base a la señal EOG, la amplitud de los picos medida en voltios, es normalizada según se explica en el ítem 6.2. y es interpretada como un barrido de un ángulo dado por la relación $a(v)=27,9v$, siempre y cuando el movimiento este contenido en el rango de posiciones oculares de $\pm 30^\circ$. Ángulo mayores son representados por una única posición a extrema derecha, $+40^\circ$, y una única posición a extrema izquierda, -40° .

7. Procesamiento

Una vez obtenidas las señales EOG digitalizadas, es necesario estereotiparla para tomar una decisión sobre la posición del ojo. Este procesamiento fue proyectado e implementado de dos maneras diferentes en paralelo.

7.1. Procesamiento por picos

El procesamiento por picos se basa en la reconstrucción de la posición ocular a través de la detección de movimientos sacádicos con fijación [1]. Cada vez que el ojo realiza un movimiento sacádico PANTOJO-1 ve un pico de magnitud y signo, relativos al ángulo barrido y el sentido del movimiento respectivamente. Es así que comenzando desde una posición conocida y detectando los movimientos que realiza el ojo es posible determinar la posición ocular.

Este procesamiento tiene la limitante de que sólo detecta movimientos sacádicos, movimientos de barrido lento serán fuente de error ya que no serán detectados, por ejemplo las persecuciones lentas, pero como fue visto en la capítulo 3, sección 2.2, los movimientos sacádicos con fijación son los más comunes en la cotidianidad de las personas. En base a esta realidad es que consideramos válido un procesamiento que detecte solamente movimientos sacádicos.

El procesamiento está conformado (Figura 7.1) por los siguientes bloques:

- Filtrado
- Detección de picos
- Normalización
- Calibración
- Reconstrucción de la posición.

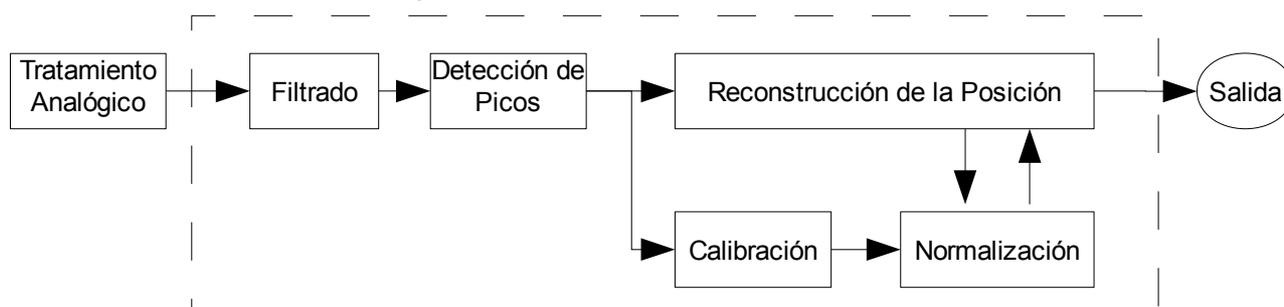


Figura 7.1: Diagrama de bloques del procesamiento por picos del EOG para determinar la posición ocular

La salida se da en posiciones discretas representativas de la posición ocular. Basándonos en el modelo lineal para la relación ángulo-voltaje que postulamos en el capítulo 6 ideamos el procesamiento por picos. El mismo fue implementado con dos modos de uso, uno en que, en la zona lineal, la salida se da en pasos de 5° y otro en pasos de 10° . Para ambos casos se dan dos posiciones en zona no lineal, extrema derecha y extrema izquierda.

7.1.1. Filtrado

Para eliminar el ruido todavía presente en la señal, implementamos un filtro Butterworth de cuarto orden, con el polo ubicado empíricamente en 10Hz. El polo fue ajustado progresivamente para optimizar el filtrado sin perder señal.

$$h[n] = \frac{0.06058z^4 + 0.2423z^3 + 0.3635z^2 + 0.2423z + 0.06058}{z^4 - 0.5097z^3 + 0.5682z^2 - 0.112z + 0.0228}$$

7.1.2. Detección de picos

El bloque de detección de picos tiene como entrada la señal filtrada y como salida una bandera que indica la detección automática de un pico, su amplitud y su signo.

Este bloque se puede entender como una maquina de estados referenciados a la tendencia de la señal:

- tendencia nula o de reposo
- tendencia creciente pre-pico
- tendencia decreciente post-pico
- tendencia decreciente pre-pico
- tendencia creciente post-pico

Las transiciones entre estos estados nos brinda la información de en que momento sucede el punto máximo de los picos.

Por las características de la señal y el filtrado previo, es posible, una vez comenzado el pico, controlar el cambio de signo en la pendiente de la señal muestra a muestra. Es así que el retraso de este bloque, entre que sucede el máximo del pico y da la salida de que hubo un pico con su amplitud y signo, es de tan sólo 22 ms. Esto es así debido a que la frecuencia de muestreo es igual a 46Hz.

En la Figura 7.2 se muestra el diagrama de la maquina de estados con que puede interpretarse la detección de picos, a continuación damos una breve explicación del las señales presentes en el diagrama.

- *dato*: buffer circular de 10 muestras donde se almacena la señal EOG filtrada, dato(n) es el último dato adquirido y dato(n-1) el penúltimo dato adquirido.
- *max,min*: valores máximo y mínimo, respectivamente, de las muestras almacenadas en el buffer dato.
- *cota*: valor determinado empíricamente (0,02V) para diferenciar el inicio de actividad en la señal EOG del ruido todavía presente en la misma.
- *pico*: salida booleana que indica con '1' que hubo un pico
- *Apico*: salida donde se da la amplitud del pico con signo.

Las salidas Apico y pico valen cero siempre y cuando no se indique lo contrario en el diagrama.

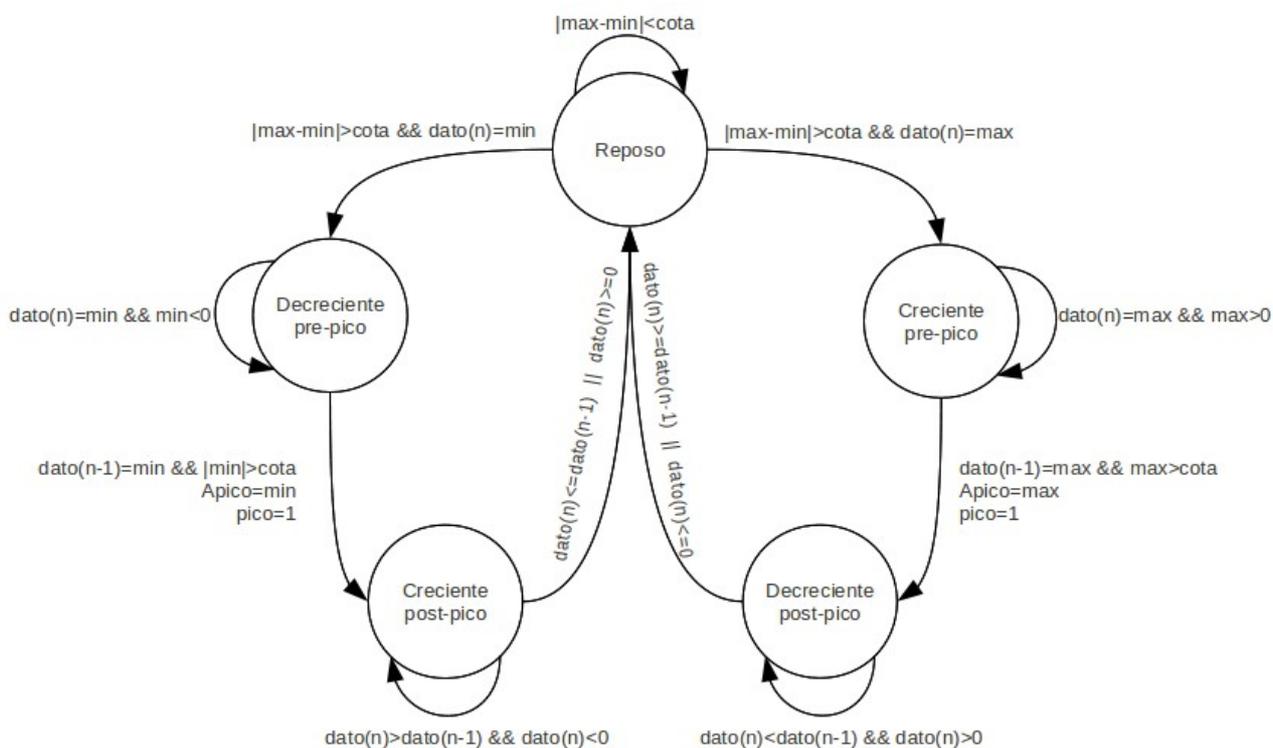


Figura 7.2: Diagrama de estados del detector de picos de PANTOJO-1

7.1.3. Calibración

En el estado actual del prototipo, es necesario calibrar PANTOJO-1 al inicio de cada sesión de uso. Como se explica en el capítulo 6, la relación entre el ángulo barrido y la amplitud del pico captado se realiza en base a datos normalizados. El bloque de calibración se encarga de adquirir y almacenar la información necesarios para realizar la normalización.

El usuario debe conectar el dispositivo de calibración, que se detalla en el capítulo 8, e indicarle a PANTOJO-1 que desea calibrar presionando el botón del módulo principal, para que éste genere una interrupción que da comienzo a la calibración.

El dispositivo calibrador cuenta con tres leds que indican 0° , 30° y -30° , ver capítulo 8. El bloque de calibración genera una secuencia con los leds que el usuario debe seguir con la mirada, el objetivo es obtener las amplitudes de los picos correspondientes a las barridas de 0° a 30° , 30° a 0° , 0° a -30° y -30° a 0° , ver capítulo 6.

Inicialmente la secuencia señala al usuario que va a comenzar hacia la derecha, prendiendo intermitentemente los leds de 0° y 30° , luego enciende el led central por aproximadamente 1.5 segundos, a continuación enciende el led correspondiente a 30° por el mismo tiempo y luego vuelve a encender el led central, repite esta secuencia siete veces. Seguido señala que va a comenzar la secuencia hacia la izquierda y realiza la misma secuencia explicada anteriormente, utilizando esta vez el led central y el led correspondiente a los -30° .

Se espera que el usuario siga con la mirada el led encendido, de esta manera se sabe que, por ejemplo, el pico correspondiente al barrido de 0° a 30° se va a dar en el período en que el led de 30° se encuentra encendido. Así es que el bloque diferencia qué pico

corresponde con qué barrida (transición) y los agrupa.

Aunque parezca sencillo seguir con la mirada el led encendido, hemos comprobado que es muy habitual que el usuario cometa errores, que nos sugirieron implementar las señalizaciones. El uso demostró también que es mejor hacer las repeticiones todas primero hacia un lado y luego hacia el otro, por que así el usuario va mejorando su precisión. La cantidad de repeticiones tampoco es arbitraria, quisimos tener un número suficiente de datos para realizar un promedio que sea representativo, pero si se incrementan las repeticiones el usuario se cansa y aumentan los errores. De las siete muestras, en cada caso, omitimos el valor máximo y el mínimo del promedio para mitigar errores del usuario. La decisión de medir 7 transiciones de cada tipo fue arbitraria y basada en lo que el sujeto sano podía hacer sin empeorar su performance.

Realizados los promedios, PANTOJO-1 los almacenan en memoria para que el bloque de normalización pueda utilizarlos.

7.1.4. Normalización

El bloque de normalización recibe el dato a normalizar y la indicación de con que valor hacerlo desde el bloque de reconstrucción de la posición, normaliza y reparametriza el valor de la amplitud del pico normalizada en el correspondiente ángulo barrido por el ojo según el modelo presentado en la sección 6.5.

7.1.5. Determinación de la posición

7.1.5.1. Salida

El bloque de reconstrucción de la posición es el encargado de dar la mejor estimación de la posición del ojo en posiciones discretas dentro del rango de posiciones oculares, determinado previamente en $\pm 45^\circ$. En el capítulo 6 se halló un modelo lineal para la relación ángulo voltaje en el rango de posiciones de $\pm 30^\circ$, en el cual hay un error promedio de 2° . Esto nos dio la pauta que discretizar la salida sería necesario. Para estudiar si al discretizar la salida, ésta es representativa de la posición ocular realizamos el “estudio de la tía”, ver anexo 4, donde concluimos que una discretización de 5° es representativa de la posición ocular.

El bloque de determinación de la posición contiene dos modalidades de uso, seleccionables desde el botón del modulo principal. En un modo la salida en el rango de $\pm 30^\circ$ se da en pasos de 5° y en el otro en pasos de 10° . Ambos modos cuentan con dos salidas representativas de la zona no lineal, $+40^\circ$ y -40° siendo estas extrema derecha y extrema izquierda respectivamente.

- Salida modo 1

-40° -30° -25° -20° -15° -10° -5° 0° 5° 10° 15° 20° 25° 30° 40°

- Salida modo 2

-40° -30° -20° -10° 0° 10° 20° 30° 40°

7.1.5.2. Reconstrucción en zona lineal

Para la reconstrucción de la posición en zona lineal estudiamos dos tratamientos distintos, entre los cuales decidimos en base a los ensayos presentados en el capítulo 9.

El primer paso es verificar si sucedió un pico: para esto basta con mirar la bandera manejada por el bloque de detección de picos, si no hubo pico se mantiene la salida anterior.

En caso de que hubiese sucedido un pico, se normaliza su amplitud según la posición en que se encontraba anteriormente el ojo y el signo del pico, como se presentó en la sección 6.3 y se reparametriza al correspondiente ángulo barrido. Para ésta acción se utiliza el bloque de normalización.

Luego si el valor del ángulo barrido no supera el 65% del paso de la salida ($3,25^\circ$ en el caso de pasos de 5° y $6,5^\circ$ en el caso de pasos de 10°) se descarta el pulso y se mantiene la salida anterior. El parámetro umbral (65% del paso), fue determinado empíricamente para mejorar la estabilidad de la salida, sobre todo en la discretización de 5° , por que hay que tener en cuenta que la señal no es libre de ruido.

Si la amplitud supera el umbral, el procesamiento difiere entre los dos tratamientos desarrollados, "historia discreta" e "historia continua".

En el caso de historia discreta se considera que cada nuevo barrido se origina a partir de la salida discreta anterior, por lo tanto simplemente se suma el nuevo barrido a la posición discreta anterior y se calcula la nueva salida según que posición discreta es la más cercana a este resultado.

En el caso de historia continua se utiliza una variable de historia de la posición continua, donde se lleva registro de los barridos realizados sin discretizar a una posición de la salida. Cada vez que se realiza un barrido se considera el origen de éste como el valor contenido en la variable de historia continua, por lo que se suman, actualizando la variable y para dar la salida se ve que posición discreta es la más cercana a éste resultado sin alterar la variable de historia. Solo cuando la salida es 0° esta variable es modificada según el resultado de la salida, en este caso la variable se resetea, tomamos esta decisión porque entendimos que cuando el ojo vuelve a 0° es muy probable que en la variable de historia continua quede un remanente debido a acumulación de errores y es el momento adecuado para sincronizar nuevamente la variable con la posición ocular.

Para ambos tratamientos los retornos a 0° se diferencian del resto de los posibles movimientos al momento de calcular la salida. Para dar la salida se ve la suma del barrido realizado con la historia de la posición ocular, sea discreta o continua, y se calcula cual es la posición discreta de la salida más cercana, o sea se divide el espacio entre dos posiciones discretas a la mitad. En el caso de los retornos a 0° este espacio no se divide equitativamente, se le da mayor peso al 0° y si la suma está a una distancia de la posición central menor igual al 75% del paso de la discretización, la salida será 0° . Este parámetro se determinó empíricamente para eliminar posibles acumulaciones de errores.

En el capítulo 9 se concluye que para discretización de pasos de 5° el tratamiento que mejor responde es el de historia continua, mientras que para discretización de pasos de 10° el tratamiento que mejor responde es el de historia discreta.

7.1.5.3. Reconstrucción en zona no lineal

En el caso de la zona lineal, como fue previamente mencionado, se dan dos posiciones en la salida, $+40^\circ$ y -40° representando extrema derecha y extrema izquierda respectivamente. A las posiciones de zona no lineal se llega si la suma del barrido realizado con la posición de origen supera los 30° más medio paso de discretización o -30° menos medio paso de discretización respectivamente, estas son las condiciones utilizadas para determinar que el ojo llegó a zona no lineal. Una vez en zona no lineal sólo los retornos a 0° son admitidos como validos, cualquier otro caso se considera como un error de reconstrucción. La razón de esto es que, como se vio en el capítulo 6, las amplitudes de los picos de retorno a 0° desde los puntos de la zona lineal son similares y como en retornos a 0° esta posición tiene más peso que sus adyacentes es posible interpretar estos comportamientos. En cambio cualquier otro pico de menor amplitud no podemos correlacionarlo con un barrido porque se encuentra fuera del rango de nuestro modelo.

7.1.5.4. Errores de reconstrucción

La detección de errores de reconstrucción se da en dos casos que se presentan a continuación.

El primero fue mencionado en el punto anterior, que se da cuando estando en zona no lineal se genera un pico que no es de retorno a 0° , este es un caso de error por dos razones, una es que no podemos interpretarlo por estar fuera del rango del modelo y la otra es que puede ser el resultado de una acumulación de errores que lleva a la reconstrucción a una posición fuera del rango de posiciones oculares físicamente posibles. Ambas razones están contempladas en este caso.

El segundo caso de detección de error es a través de un time out. Teniendo en cuenta que el ojo tiende a volver a la posición central, que puede considerarse como posición de reposo, y que un desfase en la reconstrucción puede llevar a que ésta no retorne a 0° cuando el ojo si lo hace, cada vez que se detecta que el ojo sale de la posición central se inicia un contador decreciente tal que si su cuenta llega a cero sin que el ojo haya retornado a la posición de reposo, se interpreta como un caso de error. El tiempo para el time out fuera de 0° es una decisión de diseño y se determino empíricamente en 10 segundos.

Cada vez que el sistema detecta un error en la reconstrucción prende el buzzer por un periodo de dos segundos, de esta manera se le indica al usuario que debe llevar el ojo a la posición central y mantenerlo hasta que el buzzer cese de sonar. De esta manera se logra volver a sincronizar la reconstrucción con la posición ocular luego de detectar un error.

7.1.5.5. Formato de la salida

Dado que PANTOJO-1 es la primera etapa de desarrollo de PANTOJO y actualmente no existe un desarrollo que trabaje con la salida de PANTOJO-1, el formato de ésta contiene parámetros de prueba y está pensado para comprobar el funcionamiento de PANTOJO-1. Eventualmente en un futuro el formato de la salida de PANTOJO-1 puede ser modificado en base a los requerimientos de la implementación en que se utilice.

TP	NP ₂	NP ₁	NP ₀	DO ₆	DO ₅	DO ₄	DO ₃	DO ₂	DO ₁	DO ₀	DR ₂	DR ₁	DR ₀
----	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------	-----------------

Tabla 7.1: Formato de la salida del equipo

- TP: Tipo de paquete
- NP: Numero de paquete
- DO: Dato original
- DR: Dato reconstruido

La salida se da en caracteres ASCII, el primer caracter indica si el paquete transmitido corresponden a la secuencia de calibración (c), si el paquete transmitido son los valores de la normalización (n) o si el paquete corresponde a la reconstrucción de la posición (d).

Seguido del caracter de tipo de paquete, van tres caracteres de número de paquete utilizados para realizar un control de paquetes perdidos debido a la transmisión inalámbrica. Este número se incrementa circularmente con cada paquete enviado y tiene como valor máximo 255.

- valores de normalización (n), cuando finaliza la calibración se trasmite un paquete con los valores de los parámetros de calibración en voltios, cada uno con signo, un dígito entero y cuatro decimales. Este caso es el único donde el formato de la salida no se corresponde con lo mostrado en la Tabla 7.1.

Ej: n006-0.5023+0.6102+0.4986-0.5923

- valores durante calibración (c) y datos de reconstrucción (d), en estos dos casos el formato de la salida es igual, luego del prefijo común a todos los paquetes va el valor de la señal ocular filtrada digitalmente en voltios, con signo, un dígito entero y cuatro decimales. A continuación va el dato de la reconstrucción en grados, con signo y dos dígitos enteros. Para los valores durante la calibración el dato de la reconstrucción vale cero.

Ej: c122+1.024+00

d255-0.3221-15

En este ítem se presentó el procesamiento implementado en el microprocesador de PANTOJO-1, todo el código fue escrito en lenguaje C y se encuentra disponible en el CD del proyecto.

7.2. Procesamiento utilizando Wavelets

Cuando empezamos a definir cómo procesar las señales, las Wavelets surgieron como una posible opción. En la etapa de investigación, buscando información sobre proyectos o aplicaciones similares, encontramos algunos donde utilizaban la transformada Wavelet para filtrar la deriva. Es así que decidimos estudiar en paralelo las 2 formas de procesamiento, por picos y con la transformada Wavelet.

La transformada Wavelet presentaba mejores resultados ya que no se reduce al estudio de los flancos de la señal, como es el caso del procesamiento por picos, sino que es capaz de reproducir cualquier tipo de movimientos. El problema es que no se puede procesar en tiempo real. Lo más rápido que pudimos procesar fue con un retraso al rededor de 5 segundos. Éste retraso fue la razón principal por la cual terminamos implementando el procesamiento por picos.

El procesamiento mediante la transformada Wavelet quedó inconcluso. De todas formas quisimos presentar los resultados por varias razones:

- por más que este inconcluso, está muy avanzado y realmente creemos que es novedoso y abre toda una línea de investigación
- Puede ser de interés para ésta u otra aplicación que tenga que procesar señales biológicas contaminadas por ruido proveniente de los electrodos de adquisición
- Nos consumió mucho tiempo de trabajo y pensamos que debía quedar reflejado en la documentación del proyecto

En lo que sigue explicaremos lo hecho.

7.2.1. Introducción

Lo que se busca con este procesamiento es eliminar la deriva. El resultado de filtrar mediante wavelets a una serie de datos es una señal de baja frecuencia que representa muy bien a la deriva. Restando esta señal a los datos originales se obtiene la señal buscada.

Para tener una descripción detallada de que es la transformada Wavelet se puede recurrir a los artículos *“Introducción a la transformada wavelet y sus aplicaciones al procesamiento de señales de emisión acústica”* [18] o *“Introducción a la Transformada Wavelet”* [19]. En ellos basamos nuestro estudio.

MATLAB tiene una gran cantidad de herramientas y funciones para tratar las señales con la transformada Wavelet. De ellas fue que sacamos el método de cálculo que utilizamos. El capítulo *“2.3.4. Algoritmo Piramidal. Descomposición Wavelet”* del documento [19] presenta éste algoritmo de cálculo para descomponer la señal en series de Wavelets. Luego en el mismo documento, capítulo 3 *“Algoritmo de la transformada wavelet piramidal”*, se explica en detalle el algoritmo.

Las Figura 7.3 y Figura 7.4 fueron tomadas de la ayuda de MATLAB. Explicaremos algunos puntos que resulten importantes para entender el procesamiento.

Siendo:

- s : señal a filtrar

- Lo_D: Filtro discreto Wavelet pasa-bajos
- Hi_D: Filtro discreto Wavelet pasa-altos

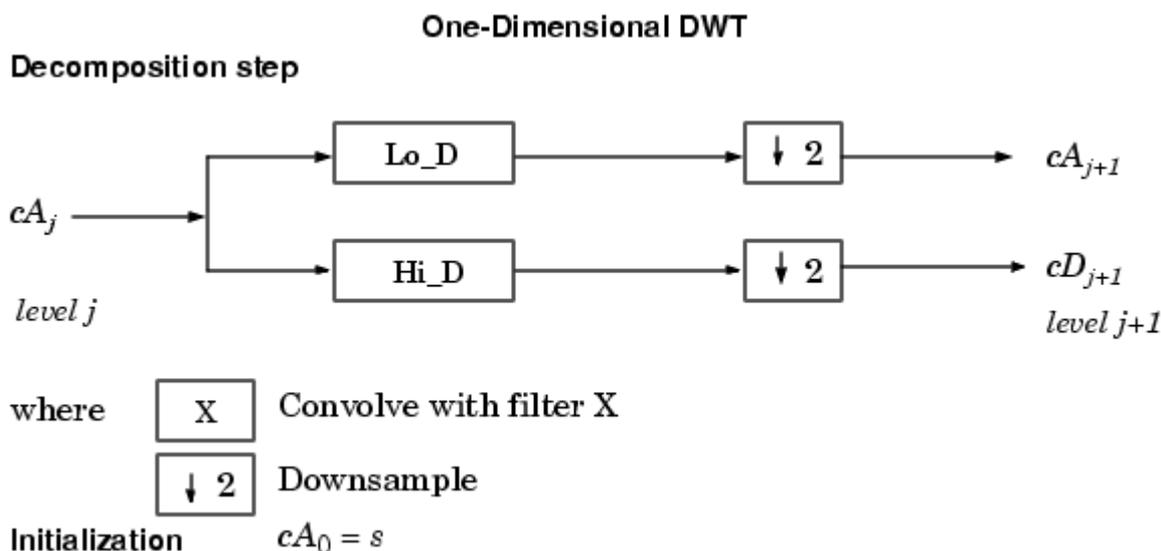


Figura 7.3: Algoritmo de cálculo para descomposición en series Wavelets. Imagen tomada de la ayuda de MATLAB.

A los cA_j se los llama coeficientes de aproximación y a los cD_j coeficientes de detalle, donde j es el nivel de descomposición.

Los coeficientes cA_j son llamados de aproximación por que, justamente, aproximan a la señal. Se puede decir que contiene los componentes de baja frecuencia. Los coeficientes cD_j tienen la información de los componentes de alta frecuencia de la señal, se puede decir que es el detalle de la señal, por eso también su nombre.

Lo que muestra la Figura 7.3 es que dado un nivel de descomposición j y una serie de coeficientes de aproximación cA_j , el siguiente nivel de descomposición, formado por los coeficientes cA_{j+1} y cD_{j+1} , es el resultado de convolucionar y luego submuestrear los coeficientes de cA_j con los filtros Lo_D y Hi_D respectivamente.

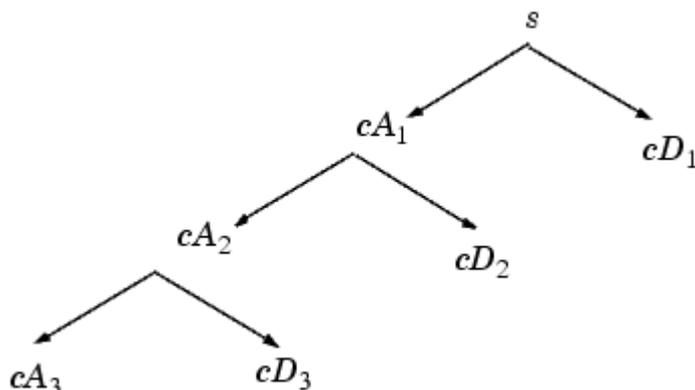


Figura 7.4: Descomposición en series Wavelets. Imagen tomada de la ayuda de MATLAB.

La Figura 7.3 muestra esquemáticamente cómo se genera las series de coeficientes.

Es importante destacar que cada nivel $j+1$ de coeficientes de aproximación tiene la mitad de muestras que el nivel anterior j . Lo mismo ocurre con los coeficientes de detalle.

Esto quiere decir que si se quiere obtener hasta el nivel j de descomposición, la señal s debe tener al menos 2^j muestras.

La wave u ondina utilizada es la DMEYER, que es la versión discreta de la wave de MEYER. La elección de ésta onda la sacamos del artículo “*Wavelet-Based Cascaded Adaptive Filter for Removing Baseline Drift in Pulse Waveforms*” [20].

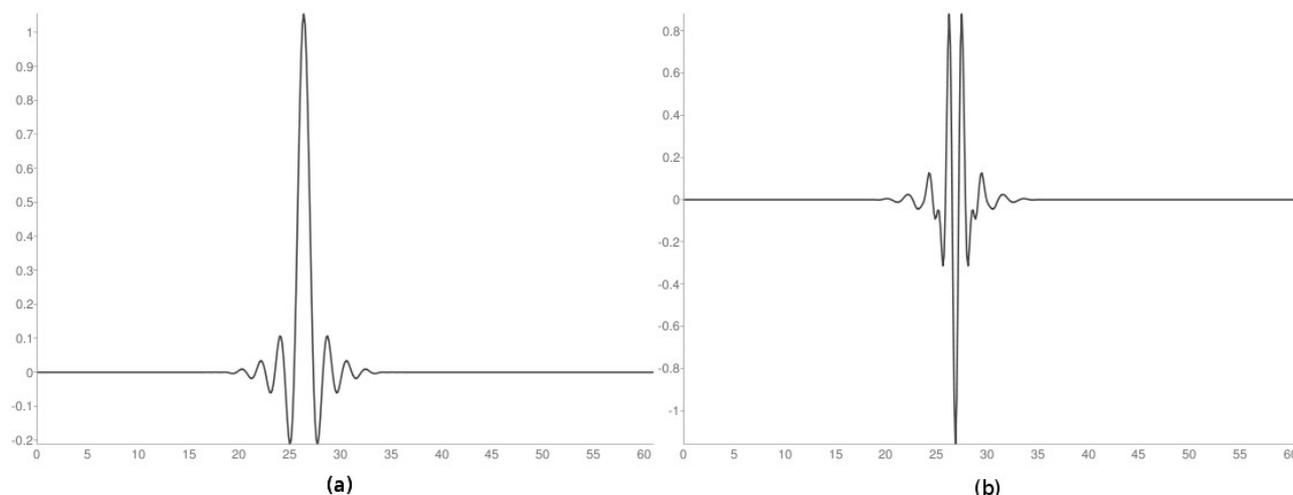


Figura 7.5: Wave Meyer, (a) pasa-bajos, (b) pasa-altos

Éste procesamiento quedó implementado en MATLAB. Todos los archivos pertinentes para correr el programa están en el CD que se entrega junto con la documentación.

7.2.2. Acondicionamiento de la señal

Para poder realizar este procesamiento fue necesario acondicionar la señal. Recordamos que la señal esta filtrada con un filtro pasa-bajos y dos filtros pasa-altos analógicos, esto se ve en el capítulo 5. Para el cálculo de la deriva debimos implementar 2 filtros digitales inversos a los pasa-altos para recuperar los componentes de baja frecuencia.

Lo que se busca es una cancelación cero-polo para los filtros pasa-altos analógicos. Por ejemplo, si tenemos un filtro pasa-altos con un polo en 0Hz y un cero en a , ver Figura 7.6, el filtro de cancelación cero-polo tiene un cero en 0Hz y un polo en a , ver Figura 7.7. Teóricamente de esta manera se recupera las componentes de baja frecuencia de la señal. El filtro de cancelación cero-polo es un integrador hasta la frecuencia a .

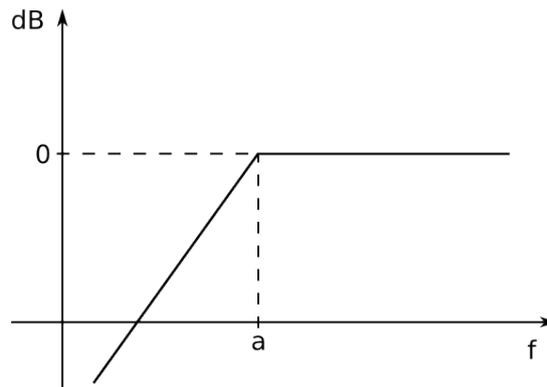


Figura 7.6: Pasa altos

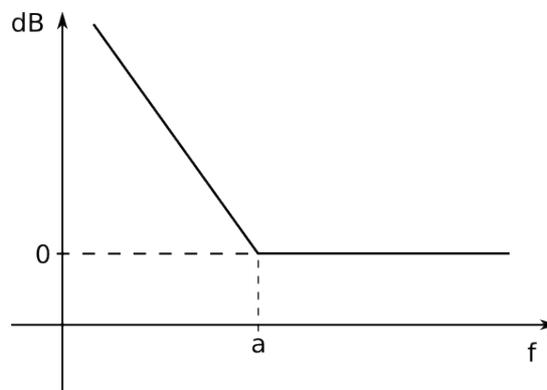


Figura 7.7: Integrador

La etapa de acondicionamiento de la señal previa al filtrado Wavelet es:

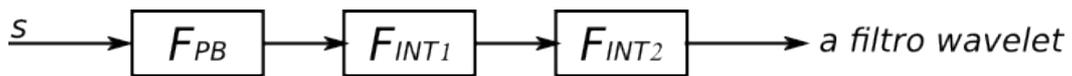


Figura 7.8: Acondicionamiento previo al filtro Wavelet

El primer filtro F_{PB} es un Butterworth pasa-bajos de cuarto orden en 10Hz para limpiar aun más la señal. Se ejecuta dentro del PIC. El polo fue determinado empíricamente, buscando no perder señal.

$$F_{PB} = \frac{0.06058 z^4 + 0.2423 z^3 + 0.3635 z^2 + 0.2423 z + 0.06058}{z^4 - 0.5097 z^3 + 0.5682 z^2 - 0.112 z + 0.0228}$$

En la Figura 7.9 se muestra el diagrama de Bode de este filtro.

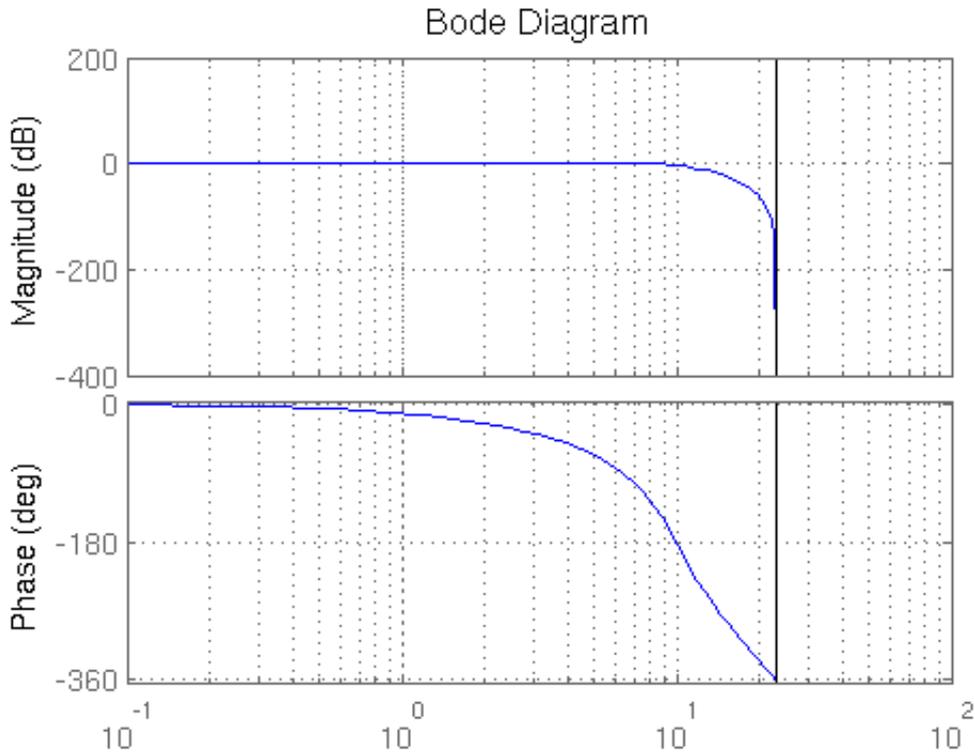


Figura 7.9: Filtro Butterworth pasa-bajos en 10Hz

Luego viene F_{INTI} que es uno de los 2 filtros inversos a los filtros pasa-altos analógicos. El polo del primero de éstos está en 1.59Hz . Implementamos entonces el siguiente filtro inverso:

$$F_{INTI} = \frac{s+a_1}{s}$$

donde:

$$a_1 = \frac{1}{R_1 C_1} \text{ con } R_1 = 10\text{k}\Omega \text{ y } C_1 = 10\mu\text{F}.$$

Lo que nos pone un cero en $f_1 = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = 1.59\text{Hz}$.

Utilizando la función "BILINEAR" de MATLAB y teniendo en cuenta que la frecuencia de muestreo es de 46Hz, transformamos la función de transferencia F_{INTI} del espacio continuo a la función de transferencia FD_{INTI} del espacio discreto.

$$F_{INTI} = \frac{s+a_1}{s} = \frac{1+10}{s} \rightarrow FD_{INTI} = \frac{1.109z-0.8913}{z-1}$$

En la Figura 7.10 se muestra el diagrama de Bode de este filtro.

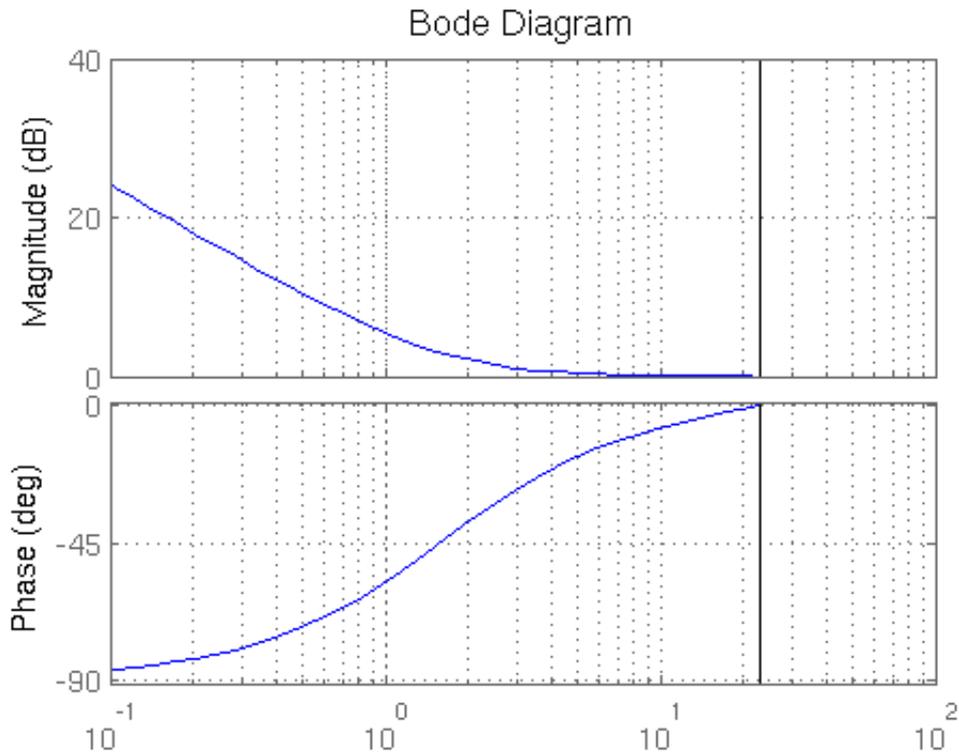


Figura 7.10: Filtro inverso 1, cero en 1.59Hz

Haciendo lo mismo con el segundo polo del filtro pasa-altos, ubicado en 0.08Hz , con $R_2=200k\Omega$ y $C_2=10\mu F$:

$$F_{INT2} = \frac{s+a_2}{s} = \frac{s+0.5}{s} \rightarrow FD_{INT1} = \frac{1.005z-0.9946}{z-1}$$

El cual nos pone un cero en $f_2 = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = 0.08\text{Hz}$.

En la Figura 7.11 se muestra el diagrama de Bode de este filtro.

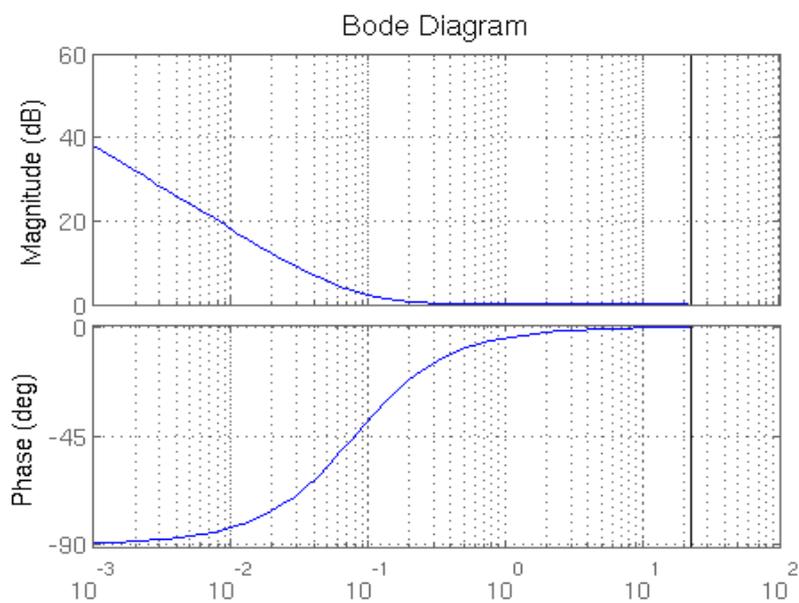


Figura 7.11: Filtro inverso 2, cero en 0.08Hz

La transferencia total de esta etapa previa al tratamiento Wavelet queda como se muestra en la Figura 7.12.

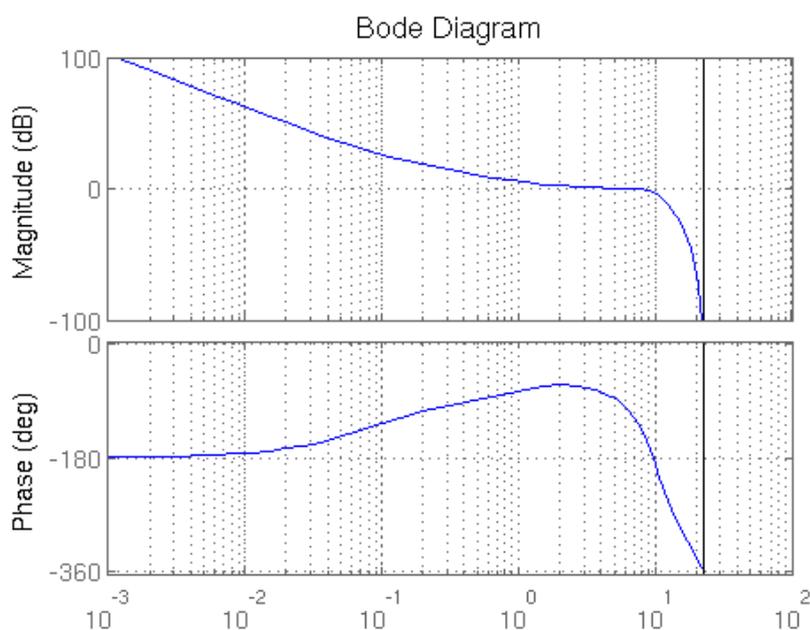


Figura 7.12: Etapa previa al tratamiento Wavelet

Si consideramos la transferencia total de todo el circuito, la etapa analógica más la digital, resulta ser un filtro pasa-bajos con un polo de cuarto orden en 10Hz, debido al filtro

Butterworth, más un polo de primer orden en 20Hz, debido al filtro analógico.

Con esta configuración de filtros recuperamos la señal original. En la Figura 7.13 se muestra un ejemplo del resultado de procesar los datos con esta configuración de los filtros. En la gráfica superior se muestra la señal EOG como se recibe del PIC, y en la gráfica inferior se muestra la señal luego de la etapa de acondicionamiento de la señal. Se puede apreciar que cumple muy bien con el objetivo buscado, que era recuperar la señal original. Se puede ver también que aparece la deriva junto con la señal original. En la gráfica de la señal integrada se ve que a partir de los 40 segundos la señal empieza a crecer lentamente, esto es debido a la deriva. Para eliminarla se implementa la etapa de filtrado Wavelet.

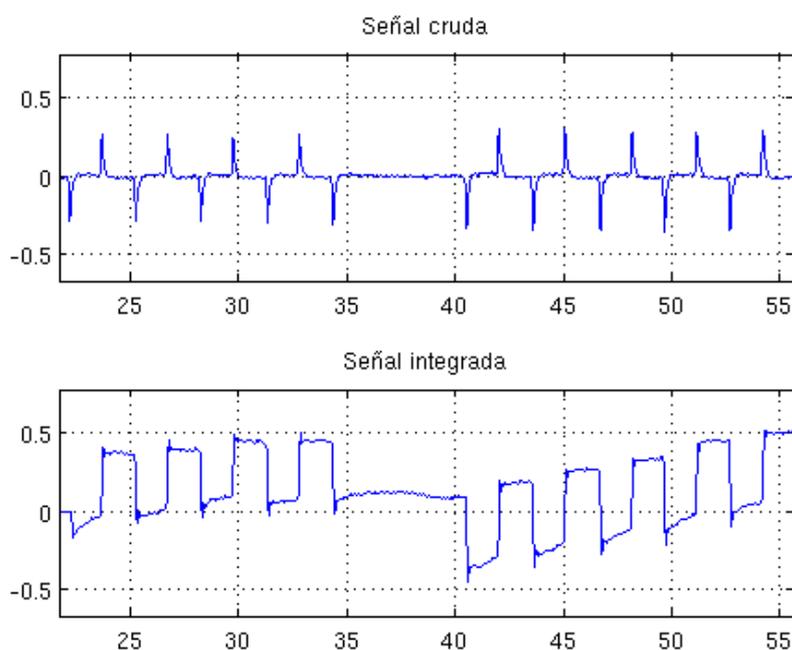


Figura 7.13: Señal cruda e integrada

7.2.3. Tratamiento Wavelet

Como se explicó en la introducción, la wave utilizada es la llamada DMEYER. A los efectos del procesamiento implementado solo fue necesario calcular los coeficientes cA_j , por que éstos son los que definen la deriva. Por lo cual solo utilizamos el filtro pasa-bajos.

El nivel de descomposición lo determinamos empíricamente. Tomamos una señal cualquiera de las adquiridas y la descompusimos en las series wavelets. El nivel de descomposición fue determinado empíricamente, arrancando desde el nivel 1 de descomposición para luego ir incrementado el nivel de descomposición hasta lograr el resultado deseado.

En la Figura 7.14 se muestra gráficamente cómo se ven las sucesivas descomposiciones de la señal. Donde s es la señal sin procesar y cA_j es la descomposición de la señal s hasta el nivel j de descomposición. En la Figura 7.15 se puede ver un tramo en detalle de la señal mostrada en la Figura 7.14.

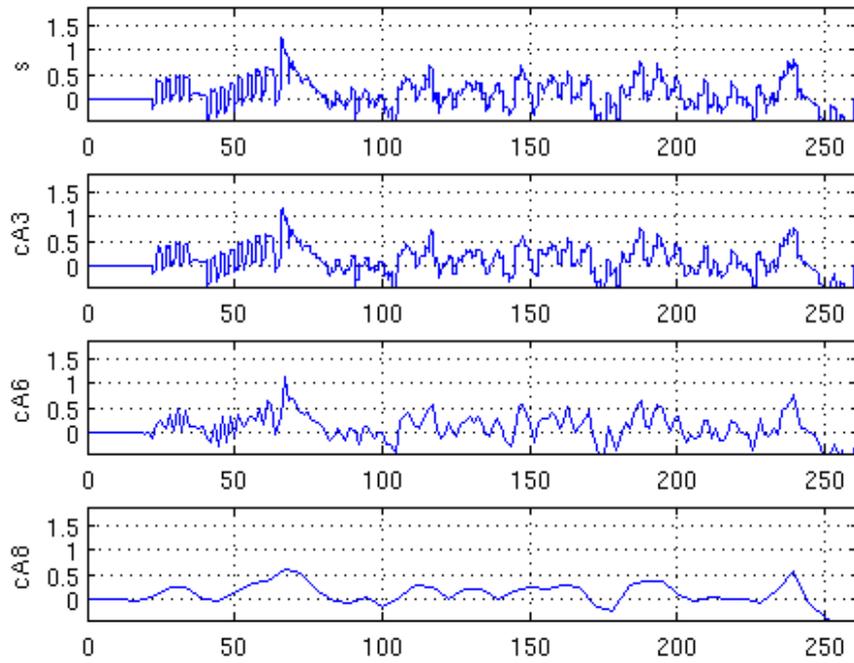


Figura 7.14: Descomposición en series Wavelets

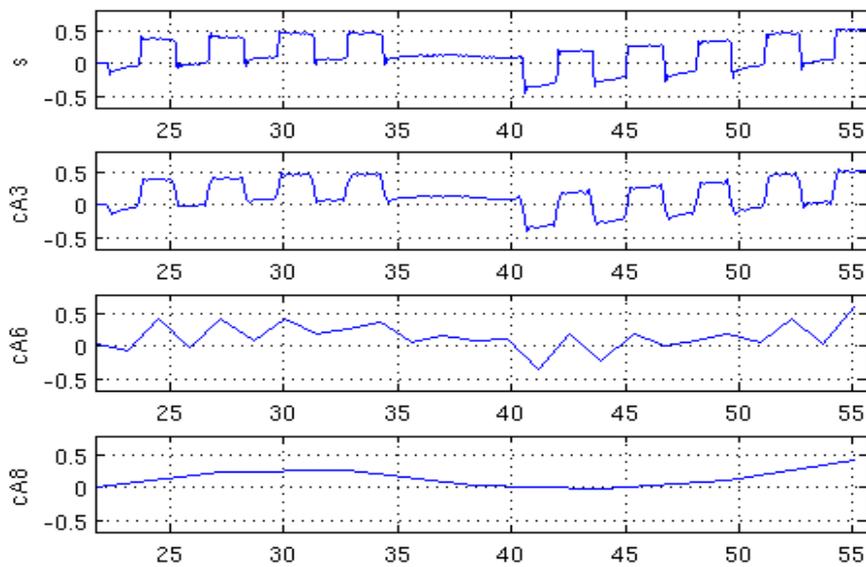


Figura 7.15: Detalle de descomposición por Wavelets

El nivel de descomposición elegido fue el 8. Lo que quiere decir se necesitan al menos 2^8 muestras, pero la experiencia nos dijo que se necesita tomar más muestras para tener un resultado aceptable. Al final terminamos tomando 2^{10} muestras que, con una frecuencia de muestreo de 46Hz, equivale a un tiempo de 22.26 segundos. La cantidad de muestras totales también fue determinado empíricamente.

Procedimiento

El procedimiento es el siguiente: una vez pasado el tiempo inicial que garantice que tenemos al menos las 2^{10} muestras se empieza a filtrar con wavelets. Cuando llega una nueva muestra, que llamaremos $s_i[n]$, se toman las 2^{10} últimas muestras adquiridas y se les aplica la descomposición en wavelets hasta el nivel 8. El resultado de esto es una nueva muestra que representa la deriva y a la cual llamaremos $s_d[n]$. Haciendo la resta $s_o[n]=s_i[n]-s_d[n]$ tendríamos la señal sin deriva. Y es aquí donde empiezan los problemas. La muestra $s_d[n]$ no equivale a la deriva actual, sino la deriva de unos instantes atrás. El retraso depende mayormente del nivel de filtrado. Con un nivel de descomposición igual a 8 tenemos un retraso del orden de $2^8=256$ muestras, que equivale a 5.56 segundos. Éste tiempo es muy grande a los efectos del proyecto.

7.2.4. Análisis

Nos preguntamos cual es la diferencia entre este procesamiento y otros, como por ejemplo un pasa-altos convencional. Para responder a la pregunta analizaremos mejor el proceso de filtrado wavelet.

Viendo que el filtrado se hace por convolución de la señal con los filtros, decidimos ver la transformada de Fourier de la wave DMeyer, ver Figura 7.16. Efectivamente como su nombre lo indica, es un pasa-bajos con ganancia, y con frecuencia de corte en 11.5Hz. Ver Figura 7.17.

El submuestreo que se aplica a las muestras cA_j es como dividir la frecuencia de muestreo por 2. Pero las muestras del filtro no cambian, o sea que al cambiar la frecuencia de muestreo cambia el polo del filtro pasa-bajos. Más precisamente, la frecuencia del polo también se divide por 2.

Esto quiere decir que en cada nivel de descomposición se hace el filtrado con el polo cada vez más abajo. Las muestras cA_j son filtradas con el polo en $11.5/2^{j-1}$. Es así que el nivel 8 de descomposición se filtra con el polo 0.0898Hz.

La concatenación de esta serie de filtros termina siendo un filtro de muy alto orden.

En definitiva, el aporte del filtrado mediante Wavelets fue: el filtro FIR pasa-bajos de alto orden, o sea la wave Dmeyer, y fundamentalmente el método de cálculo. La idea de filtrar en etapas y submuestrear es muy buena. Al submuestrear se reduce rápidamente el numero de muestras para los cálculos, lo que redundo en menos tiempo de cálculo. Sin éste método de calculo, le tomaría mucho más tiempo a un filtro similar llegar a los mismo resultados.

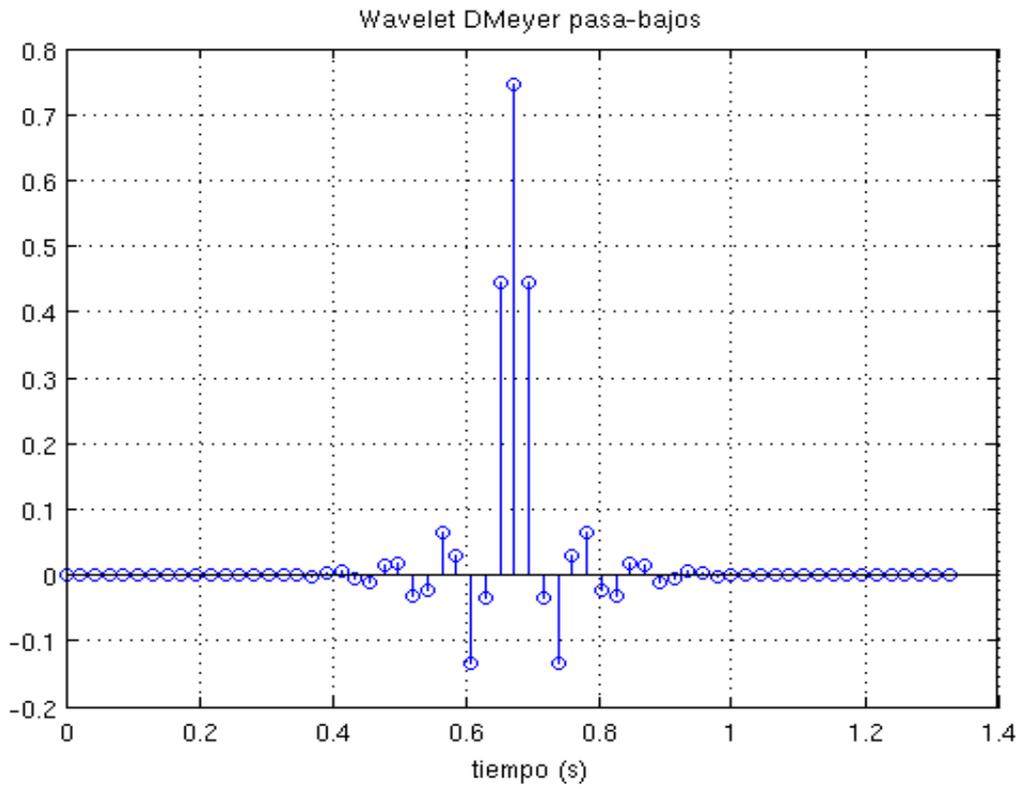


Figura 7.16: Wave DMeyer pasa-bajos

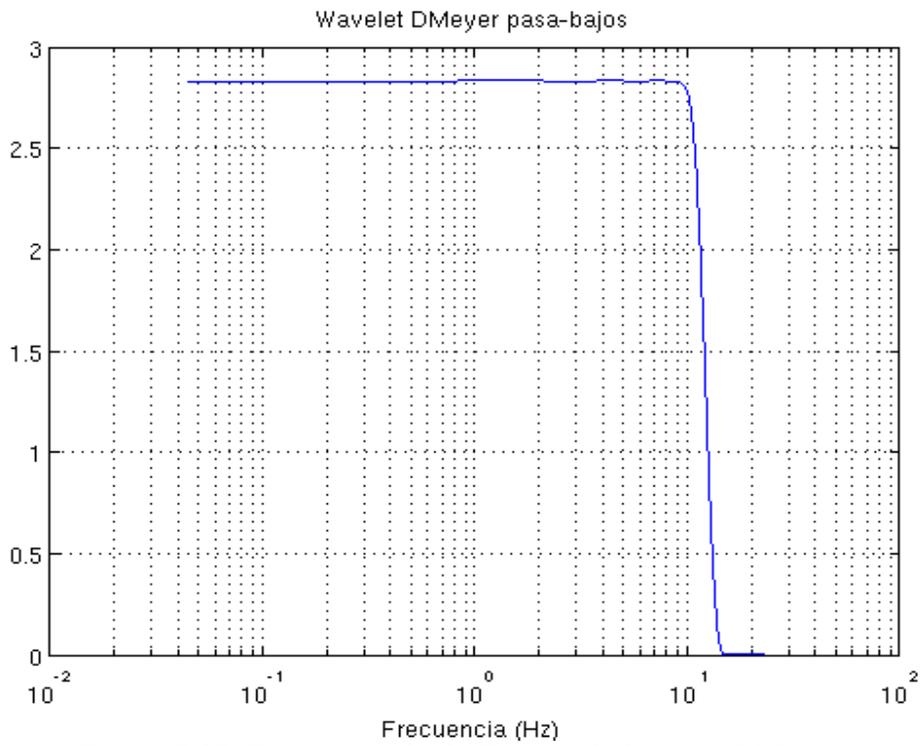


Figura 7.17: Transformada de Fourier de la wave DMeyer

7.2.5. Conclusiones

El procesamiento Wavelet es muy prometedor, sobre todo si no es imprescindible trabajar en tiempo real. Con retardos razonablemente chicos, entre 5 y 10 segundos, podemos sustraerle la deriva a la señal del EOG. Pensamos que podría ser aplicable a otras señales biológicas como ser ECG, EEG, etc.

8. Diseño mecánico

Físicamente Pantojo-1 esta conformado por tres partes o módulos como se muestra en la Figura 8.1.

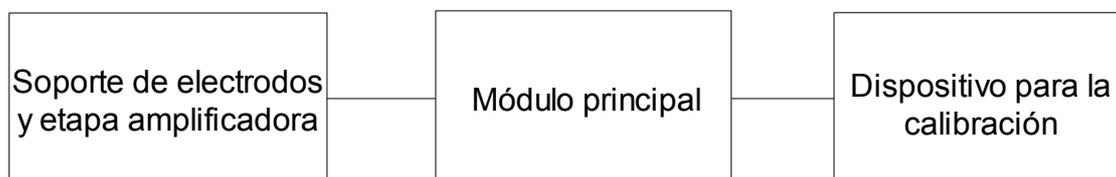


Figura 8.1: Bloques físicos de Pantojo-1

Esta disposición mecánica se explica por la información obtenida en la etapa de investigación presentada en el capítulo 3 y por la experiencia que fuimos adquiriendo a través de la realización de sucesivos prototipos de partes de PANTOJO-1.

Realizamos la conexión del dispositivo de calibración y del soporte de electrodos con etapa amplificadora al módulo principal utilizando conectores plug de 5 pines DIN 270 y cable mallado de cuatro hilos con la malla conectada al negativo de la alimentación. El conexionado se detalla en las Tabla 8.1 y Tabla 8.2.

En el ítem 8.1. correspondiente al soporte de electrodos y etapa amplificadora nos extendemos más allá de la documentación de la configuración actual, pensamos que es importante recoger la experiencia y documentar la evolución, sobre todo pensando en aportarle información a posibles proyectos que implementen a PANTOJO-1 y piensen en rediseñar el soporte de electrodos.

En este capítulo todas las dimensiones de longitud son expresadas en milímetros.

8.1. Soporte de electrodos y amplificación

Para captar una señal EOG que represente el movimiento del ojo derecho en el plano axial son necesarios tres electrodos dispuestos como en la Figura 8.2.

Como se vio en el capítulo 6 los electrodos A y B son los de señal y el E de referencia.

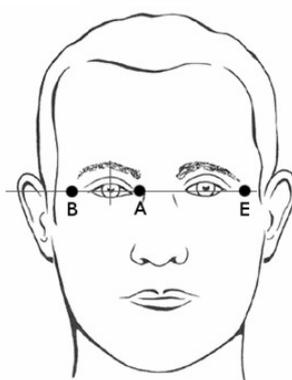


Figura 8.2: Disposición de electrodos para EOG del ojo derecho.

Los electrodos deben estar lo más fijos y quietos que se pueda en la cara para evitar ruido por movimiento.

En todos los casos, previo a la colocación de los electrodos, la piel debe recibir una abrasión mecánica para remover células muertas y debe ser limpiada con alcohol.

Las primeras pruebas fueron realizadas fijando los electrodos a la cara utilizando cinta adhesiva como se muestra en la Figura 8.3.



Figura 8.3: Electrodos pegados con cinta adhesiva

Este método si bien nos permitió adquirir las primeras señales no fue implementado definitivamente, los electrodos no quedaban bien sujetos a la piel y eso nos producía ruido. Fue así que concluimos que los electrodos debían ejercer presión sobre la piel.

Así nació el primer prototipo de marco de lentes con electrodos, que tenía implementado un sistema de fijación de electrodos que utilizaba un resorte para ejercer presión sobre la cara y una guía que hacía apoyar al electrodo siempre en el mismo lugar, este dispositivo se muestra en la Figura 8.4 y en la Figura 8.5.



Figura 8.4: Primer prototipo de marco de lentes con electrodos



Figura 8.5: Detalle del sistema de resortes y guía

Este prototipo tenía la desventaja de no amoldarse bien a las curvas de las distintas caras provocando que en las distintas personas los electrodos no quedarán dispuestos en el mismo lugar ni ejerciendo la misma presión. Además el electrodo que apoya en el caballete de la nariz no siempre hacía buen contacto.

En una segunda versión de este sistema sustituimos el resorte y la guía por un tornillo, de esta forma era posible ajustar a conveniencia la presión con que los electrodos laterales se ajustaban a la cara. En la Figura 8.6 se aprecia esta versión de lentes con electrodos.

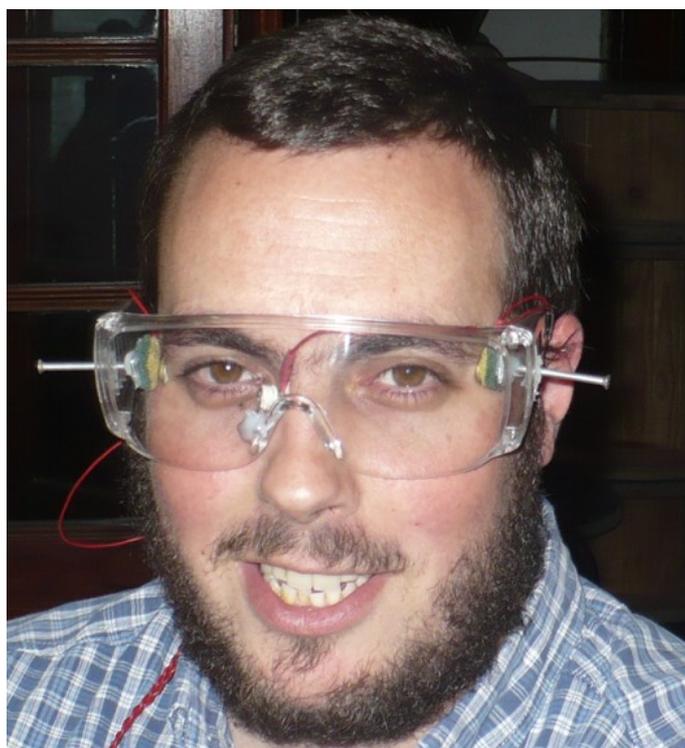


Figura 8.6: Segundo prototipo de marco de lentes con electrodos

El sistema mejoró con respecto a los electrodos laterales pero no en el caso del que apoya en la nariz, este resultado nos llevó a pensar que los electrodos no debían estar fijados a una misma base sino que debían fijarse a un soporte individual y luego fijar los

mismos a la cara por otro medio, de esta forma se les da la capacidad de amoldarse a la superficie en que se apoyan. En esta línea construimos la tercer versión presentada en la Figura 8.7.

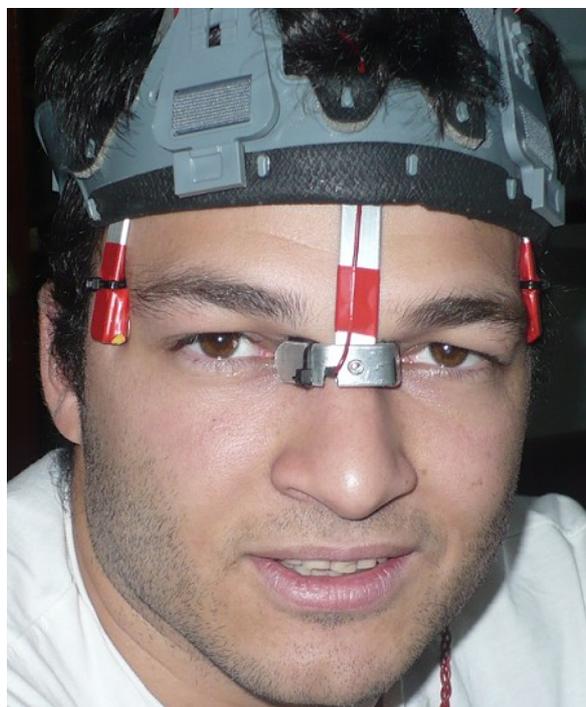


Figura 8.7: Tercer versión de dispositivo para fijar electrodos

El resultado fue muy bueno, esto confirmó que el análisis hecho previo a la construcción fue correcto, el problema fue que aumento la aparatosidad del dispositivo.

Finalmente construimos la versión definitiva del soporte de electrodos, este diseño toma la idea principal del tercer prototipo pero utiliza una cinta elástica para sujetar los soportes de los electrodos a la cara. La cinta elástica tiene unas divisiones donde se colocan los soportes de los electrodos, esto permite hacer el ajuste manualmente y ubicar los electrodos donde sea mejor. La presión necesaria de ajuste se genera estirando la cinta y cerrándola por atrás de la cabeza con velcro.

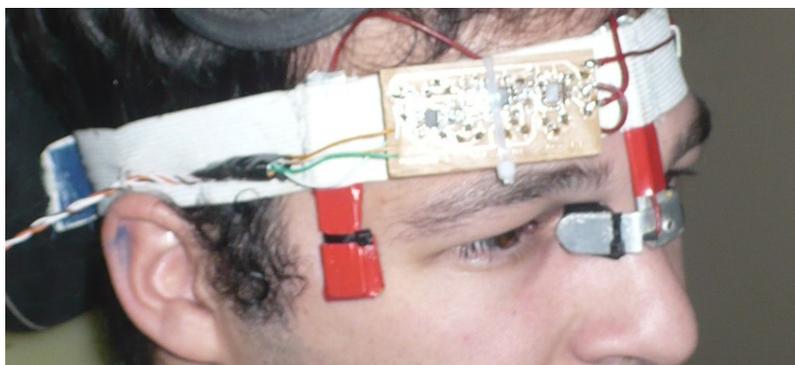


Figura 8.8: Soporte de electrodos con etapa de amplificación y filtrado

Además en esta versión integramos al soporte elástico los circuitos electrónicos de la etapa de amplificación y filtrado, que como ya se vio en capítulos anteriores es necesario para acortar los cables de los electrodos y minimizar así el ruido introducido por inducción magnética del ambiente (red de distribución de energía eléctrica y redes inalámbricas entre otros factores).

El circuito de la etapa de amplificación y filtrado fue encapsulado utilizando una caja plástica de la empresa OKW modelo Soft Case S, ver Figura 8.9

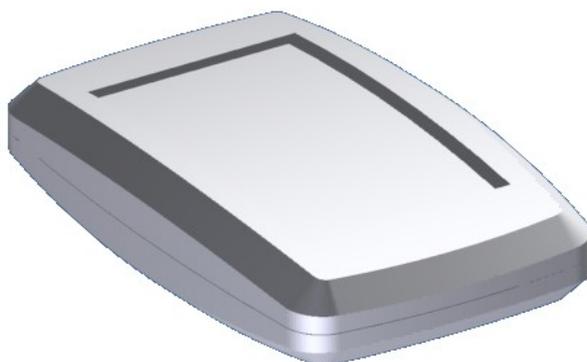


Figura 8.9: Caja plástica OKW, modelo Soft Case S

Fresamos la caja según la Figura 8.10, luego de ensamblar el circuito la caja fue fijada a la cinta elástica.

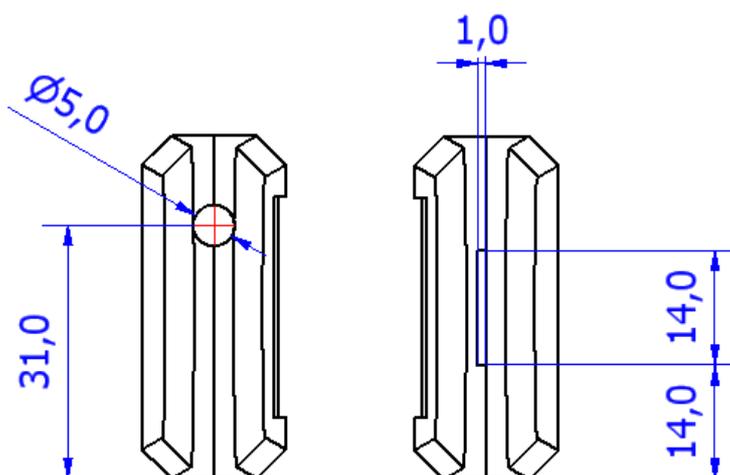


Figura 8.10: Esquema del fresado de la caja plástica del módulo de amplificación y filtrado

En la Figura 8.11 se aprecia la vincha con electrodos terminada.

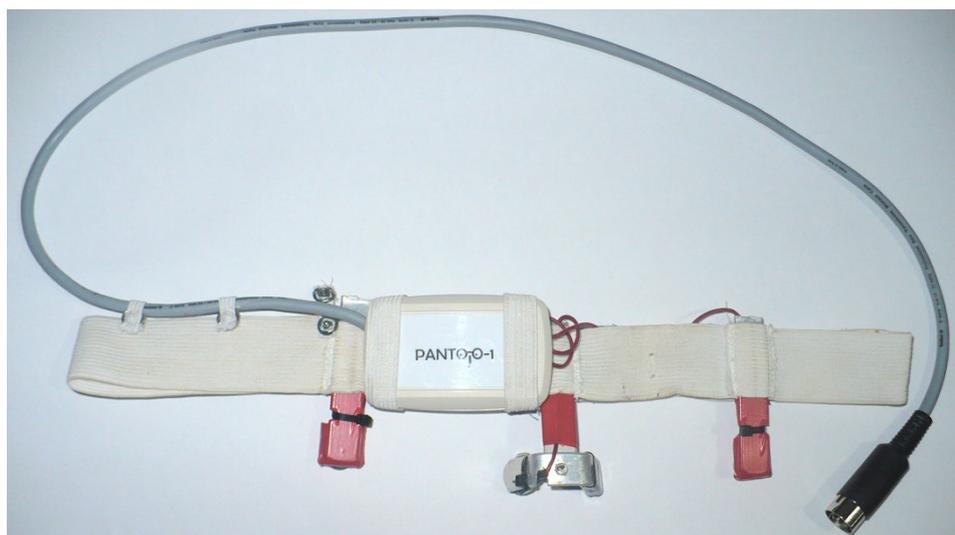


Figura 8.11: Vincha elástica con electrodos y preamplificación de PANTOJO-1

La vincha con electrodos y etapa amplificadora tiene un peso total de 150 gramos, esta característica sumada a la elasticidad, la ergonomía de su diseño y el ajuste del soporte, la hacen cómoda de utilizar por períodos largos de tiempo.

8.2. Módulo principal

El módulo principal está constituido por el circuito que contiene los módulos de procesamiento e interfaz con el usuario, comunicación y alimentación vistos en el capítulo 5, los conectores hembra de los plugs de 5 pines para el conexionado del dispositivo de calibración y el soporte de electrodos con etapa amplificadora, los leds de encendido y batería baja, el botón de calibración y la llave de encendido. Para encapsular y montar todos estos componentes utilizamos la caja plástica de OKW modelo Ergo Case flat M, ver Figura 8.12. La caja posee un diseño ergonómico adecuado para ser fijada al usuario en uno de sus brazos.



Figura 8.12: Caja plástica OKW, modelo Ergo Case flat M

Colocamos todos los componentes de panel sobre la cara plana superior, la ubicación y el tamaño de los agujeros realizados sobre esta superficie se detallan en la Figura 8.13.

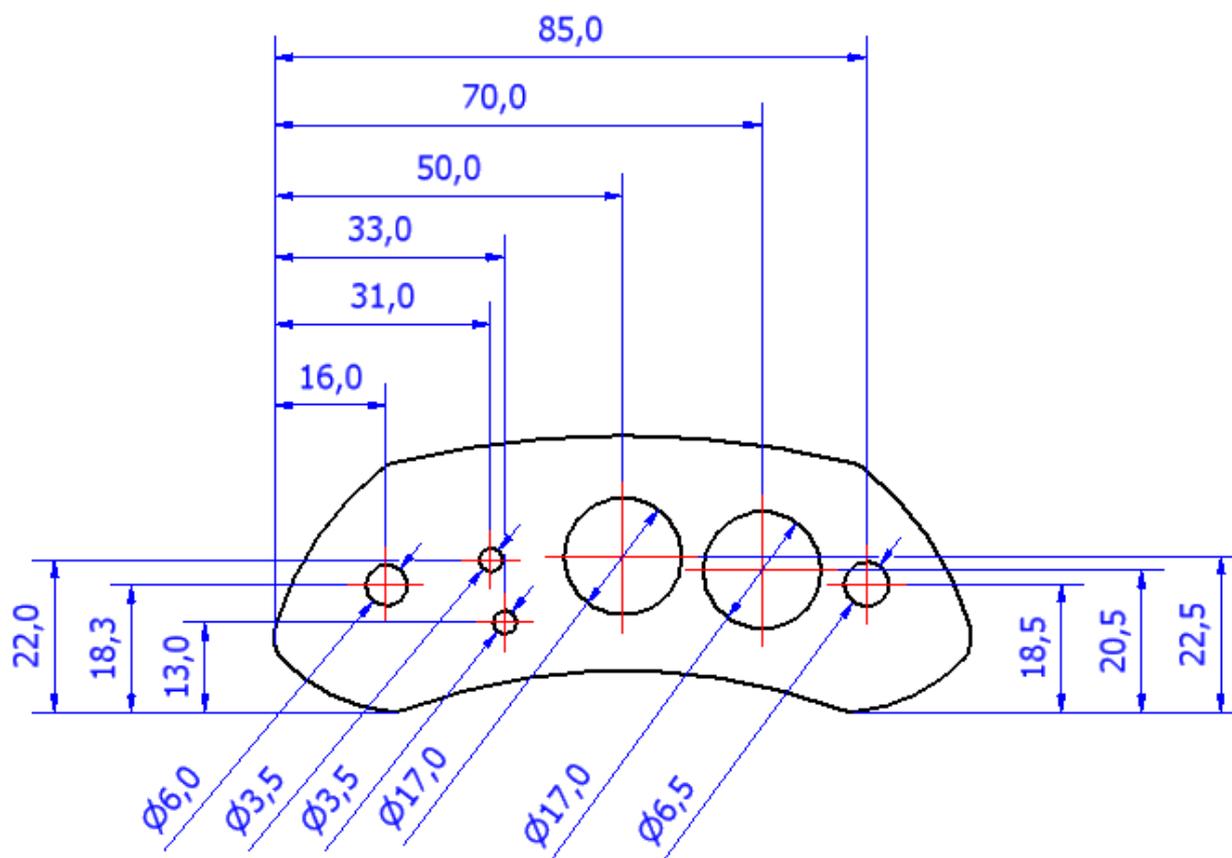


Figura 8.13: Esquema del fresado de la caja plástica del módulo principal

El conexionado de los conectores de panel al circuito lo realizamos de acuerdo a las Tabla 8.1 y Tabla 8.2.

Conexionado del Conector plug para el dispositivo calibrador al PCB. DIN 270	
Conector	PCB - CON1
1	1 - GND
2	2 - Led izquierda
3	3 - Led derecha
4	4 - Led central
5	NC

Tabla 8.1: Conexionado del plug del dispositivo calibrador al circuito principal de PANTOJO-1.

Conexión del Conector plug para el soporte de electrodos al PCB DIN 270	
PIN	PCB - CON2
1	1 - GND
2	2 - Referencia
3	3 - Salida de amplificación y filtrado
4	4 - VDD (3.3V)
5	NC

Tabla 8.2: Conexión del plug del soporte de electrodos y amplificación al circuito principal de PANTOJO-1.

En la Figura 8.14 se aprecian los componentes ya ensamblados a la caja



Figura 8.14: Panel de PANTOJO 1.

En la Figura 8.15 se aprecia el ensamble y la Figura 8.16 el modo en que la tarjeta adquisidora UBW se acopla al circuito.

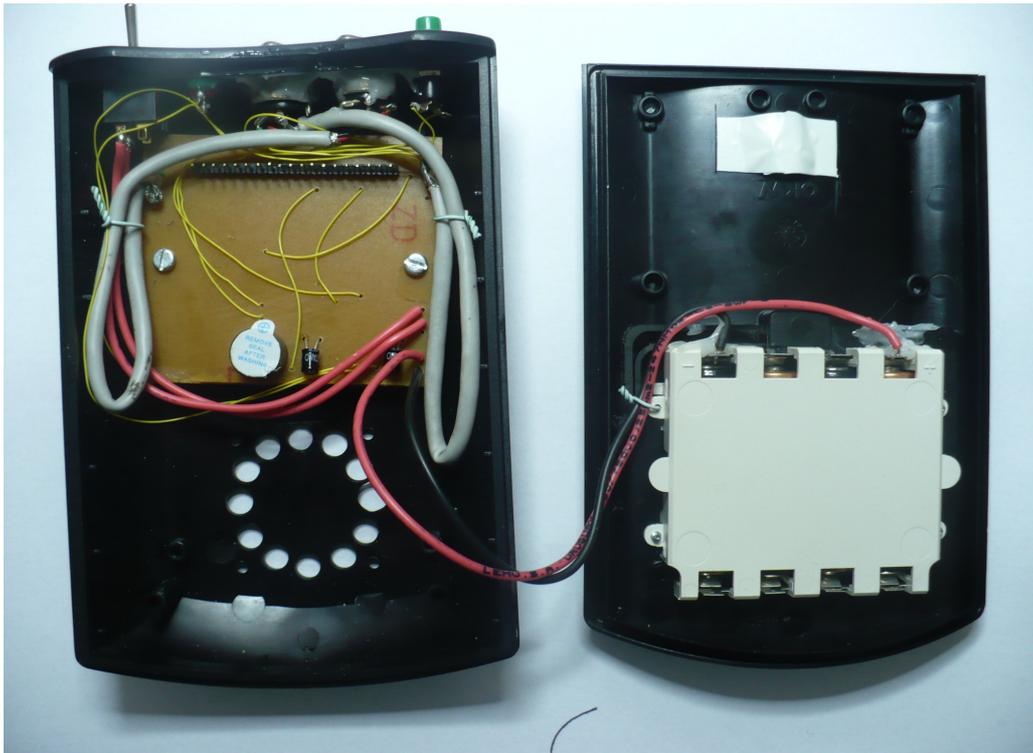


Figura 8.15: Circuito principal ensamblado

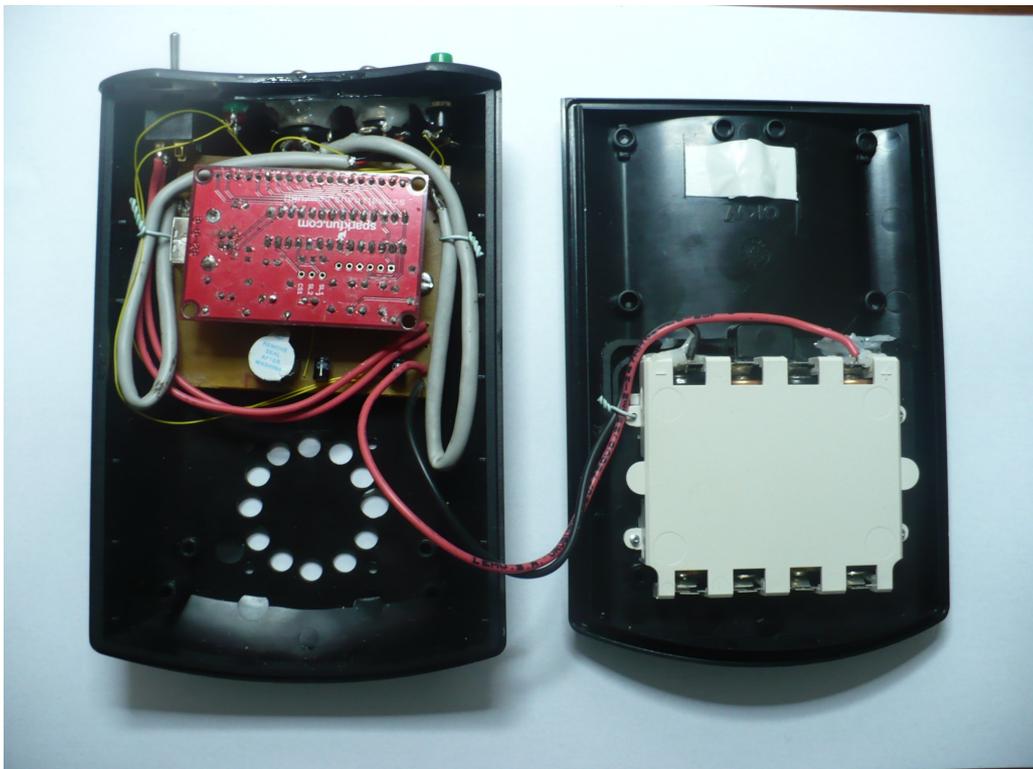


Figura 8.16: Tarjeta UBW acoplada al circuito principal

En la Figura 8.17 puede verse el módulo principal totalmente ensamblado.



Figura 8.17: Módulo principal de PANTOJO-1

El módulo principal tiene un peso de 350 gramos con pilas incluidas, se fija al brazo del usuario utilizando una cinta con velcro que permite un ajuste adaptable a las dimensiones del brazo del usuario. En la Figura 8.18 se muestra el módulo principal fijado al brazo de un usuario.



Figura 8.18: Módulo principal de PANTOJO-1 fijado a un brazo

8.3. Brazo Calibrador

El procesamiento de la señal EOG implementado en PANTOJO-1 realiza una normalización de los pulsos adquiridos y para ello requiere valores de las amplitudes de los pulsos generados al mover los ojos un arco de 30° de ida y de vuelta a la derecha y un arco de 30° de ida y de vuelta a la izquierda. Estos valores son obtenidos a partir de una calibración y para realizarla se debe utilizar el brazo calibrador, dispositivo que describimos a continuación.

Consiste en la distribución de tres leds en el plano axial de tal forma que el arco formado por dos de ellos y el ojo sea de 30° y de -30° a partir de la posición central de reposo y con origen en el ojo. Son los límites extremos del modelo lineal ángulo-voltaje determinado.

Diseñamos una estructura ergonómica de aluminio que cumple con lo antes expuesto y que se adapta a cualquier usuario. En la Figura 8.19 se muestra un esquema que ayuda a comprender mejor la idea.

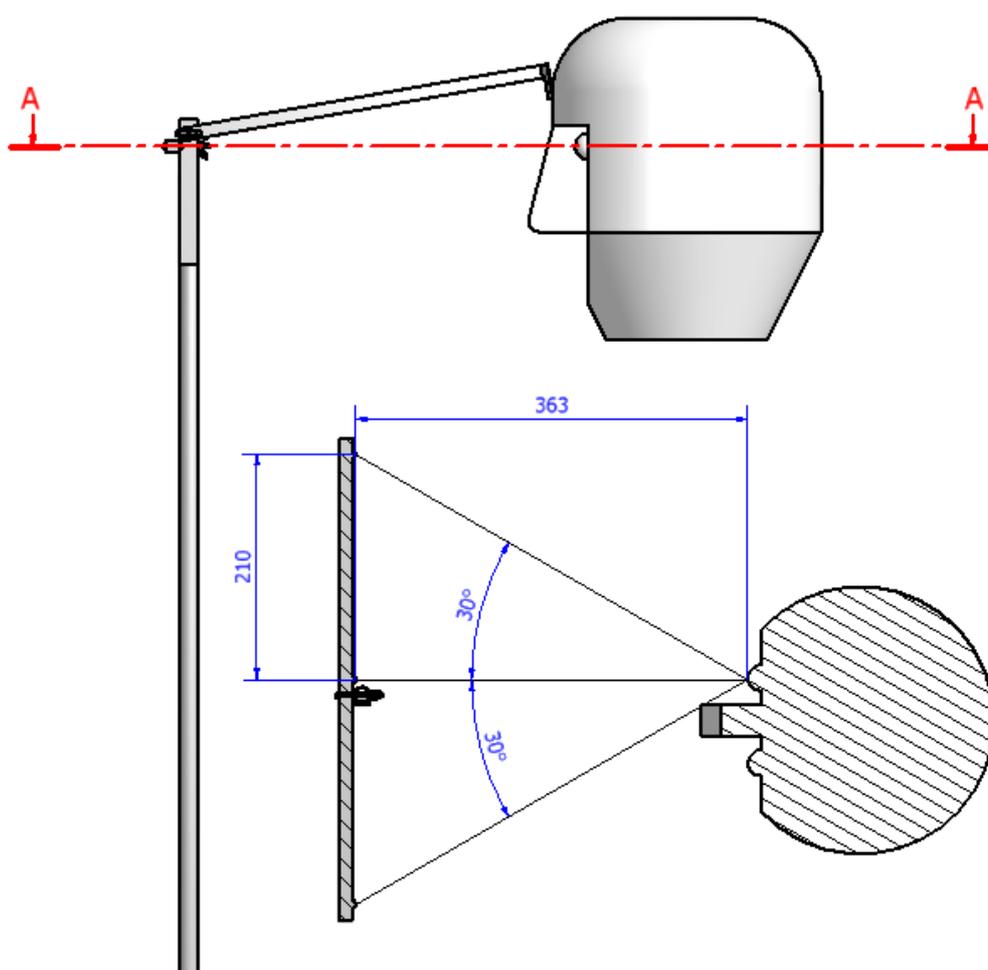


Figura 8.19: Dispositivo calibrador de PANTOJO-1.

Los leds fueron montados a un perfil de aluminio con una separación de 210 mm entre sí, la distancia a la cabeza es establecida por el brazo separador que se apoya en dos puntos de la frente. La distancia del ojo a la barra de leds cuando se encuentra en el

plano axial es de 363 mm., para que se establezca el arco buscado de 30°. Los dos apoyos en la frente tienen la finalidad de fijar la barra con leds en el plano axial que pasa por los ojos de la persona. Para ello se procedió a ajustar las medidas sobre tres voluntarios adultos sanos.

Notar que:

$$\arctan\left(\frac{210}{363}\right) = 30^\circ$$

El brazo calibrador tiene un peso de 300 gramos, las dimensiones globales se muestran en la Figura 8.20.

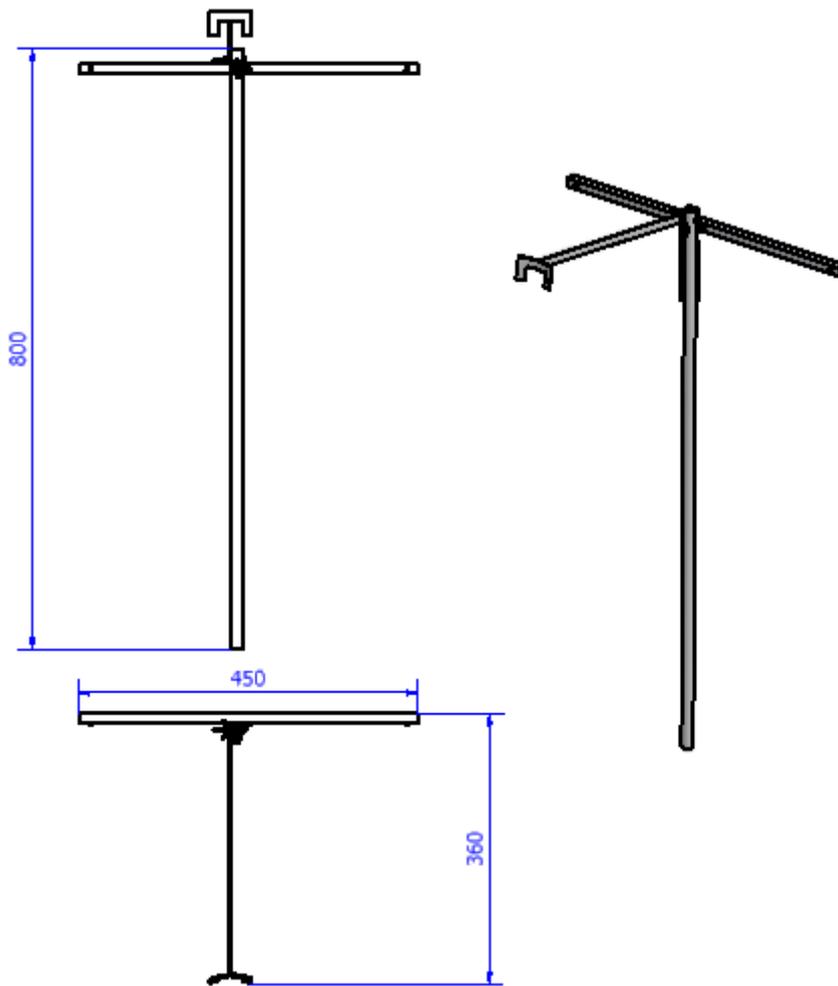


Figura 8.20: Dimensiones del dispositivo calibrador

La Figura 8.21 muestra cómo se utiliza el dispositivo durante una calibración.



Figura 8.21: Brazo calibrador de PANTOJO-1 en uso

8.4. Características físicas de PANTOJO-1

En la Figura 8.22 se muestra a un usuario utilizando los tres módulos físicos que componen a PANTOJO-1, el módulo principal, la vincha con electrodos y etapa de amplificación y el brazo calibrador.

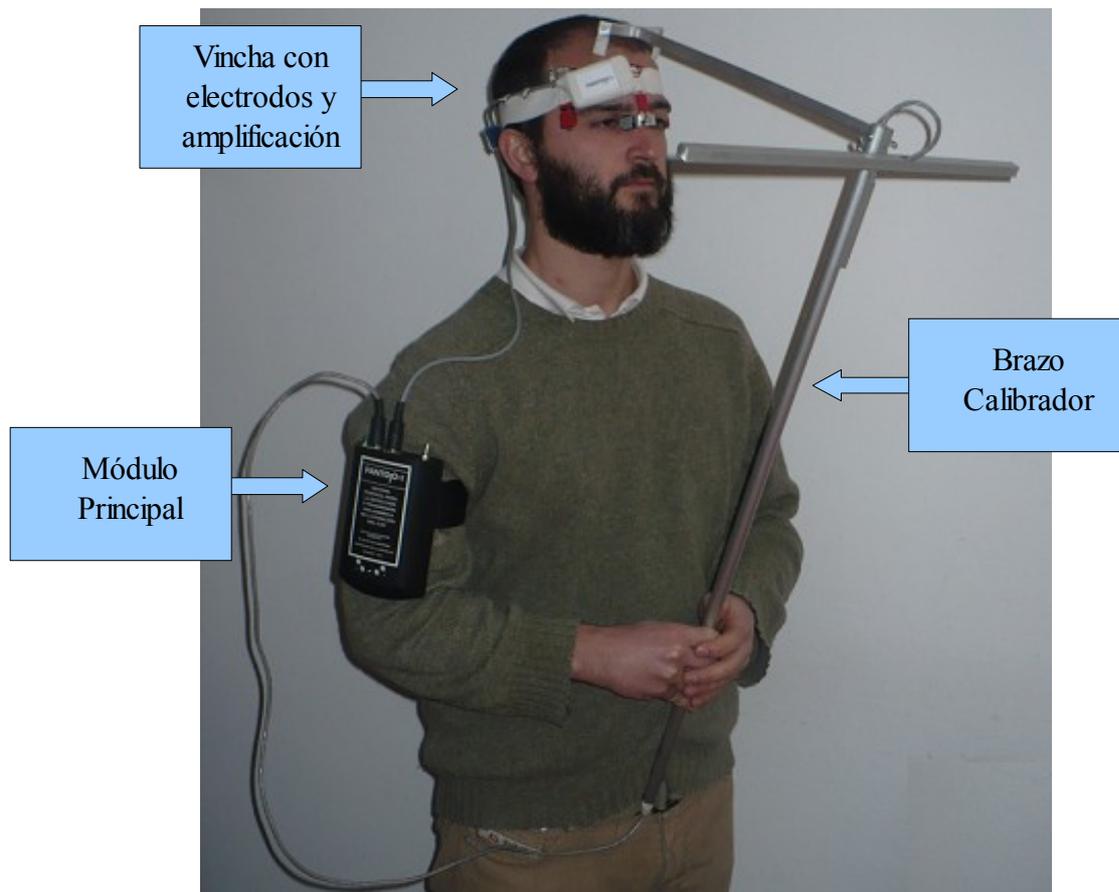


Figura 8.22: Usuario utilizando los tres módulos de PANTOJO-1

Resumimos en la Tabla 8.3 las principales características mecánicas de los tres módulos.

	Módulo principal	Vincha elástica con electrodos	Brazo Calibrador
Dimensiones externas (mm) (ancho x profundidad x altura)	(100 x 40 x 150)	(60 x 30 x 8) Perímetro mínimo: 480 Perímetro máximo: 750	Extendido: (450 x 360 x 800) Plegado: (40 x 60 x 1025)
Peso (gramos)	350	120	300
Adaptable a cualquier usuario	SI	SI	SI
Diseño ergonómico	SI	SI	SI

Tabla 8.3: Características mecánicas de los módulos de PANTOJO-1

En la Figura 8.23 se aprecia como se ve un usuario utilizando felizmente a PANTOJO-1.



Figura 8.23: Usuario utilizando PANTOJO-1

9. Ensayos

Para verificar el funcionamiento del prototipo PANTOJO-1 fue planificada una serie de ensayos que representan el espíritu y los objetivos del proyecto. Más allá de las pruebas que pudiéramos hacer en el momento, nos propusimos documentar cómo respondía PANTOJO-1 a un evento puntual y cómo se comportaba en un período prolongado de tiempo.

El enfoque inicial fue el de someter a PANTOJO-1 a todos y cada uno de los posibles eventos que debía contemplar de acuerdo a las especificaciones. Es posible que esta fuera la mejor manera de validar lo hecho, sin embargo fue descartada rápidamente por varios motivos.

Un motivo importante fue el tiempo, estudiar todos los posibles eventos consumiría un tiempo excesivo. Sin embargo, la principal razón para no hacer pruebas extensivas fue que un ensayo “universal” no hubiera contemplado el espíritu ni las especificaciones del proyecto. No era tan importante ver cuanto acertábamos en cada salto de posición, sino ver cuan bien podíamos seguir al ojo en un período de tiempo prolongado. Decidimos entonces focalizarnos en los objetivos del proyecto en concreto, lo cual nos permitió reducir la cantidad de pruebas y potenciar su eficacia.

Basándonos en esta idea, decidimos diseñar un ensayo que se describe a continuación.

9.1. Diseño del ensayo

Primero se describe cuales son las condiciones e hipótesis del ensayo.

9.1.1. Guía

Definimos que se debe entender cuando se habla de guía y luego se explica como funciona lo que llamamos “guía aleatoria”. La guía aleatoria es la que se utiliza en el ensayo.

9.1.1.1. Definición de guía

Blanco puntual móvil cuyo valor representa la tangente del ángulo θ , donde θ toma valores entre -45° y $+45^\circ$. El ángulo θ es una variables que maneja el programa.

Decimos que el ojo mira a la guía cuando el vector formado por la retina y la cornea del ojo es colineal y tiene la misma dirección que el vector formado por la retina del ojo y la guía.

9.1.1.2. Guía aleatoria

La guía aleatoria se puede mover entre posiciones discretas. Cada cambio de posición es denominado por nosotros como un “salto”.

La guía es aleatoria en cuanto al tiempo en que cambia de posición y en cuanto al salto que da. Sin embargo debe cumplir con algunas limitantes dadas por la fisiología del ojo:

- Límite de tiempo mínimo t_{min} *entre saltos*: es el tiempo tal que, si el tiempo transcurrido desde el último cambio de posición es menor a t_{min} , la guía no

cambia de posición. Esto es para permitir al usuario ubicar la posición a la que se movió la guía y mover el ojo en consecuencia.

- Límite de tiempo máximo t_{max} : es el tiempo tal que, si el tiempo transcurrido desde el último cambio de posición es mayor a t_{max} , la guía cambia obligatoriamente de posición. Esto es una necesidad fisiológica, ya que es difícil y doloroso mantener el ojo mucho tiempo en una posición que no sea la central.
- Límite de tiempo máximo fuera de 0° t_{max}^0 : es el tiempo tal que, si el tiempo transcurrido desde la última vez que estuvo en la posición central, 0°, es mayor a t_{max}^0 entonces el próximo salto será hacia la posición central. Nótese que no es inmediatamente después de transcurrido este tiempo que se da el salto, sino, la próxima vez que vaya a cambiar de posición. Esta condición deriva de la fisiología ocular también, por que la posición central del ojo es la natural y cuesta mucho pasar periodos largos de tiempos fuera de ella.
- Límite máximo de salto A_{max} : es la amplitud máxima en grados que la guía puede saltar. Este límite viene determinado por que era necesario que el salto que de la guía caiga dentro del campo visual del ojo. De otra forma se introducen errores externos por que el ojo debe buscar la posición de la guía.

Para los ensayos realizados tomamos los siguientes valores:

$$t_{min} = 1.5s$$

$$t_{max} = 2.8s$$

$$t_{max}^0 = 5s$$

$$A_{max} = 20 \text{ grados}$$

9.1.2. Condiciones físicas de los ensayos

Se proyecta una imagen sobre un fondo blanco y de superficie plana. La imagen contiene la guía. El usuario está ubicado en una posición fija de modo que, si el usuario mira a la guía, el ángulo θ , es igual al ángulo formado por el vector retina-cornea del ojo y la normal de la superficie sobre la que se proyecta.

El usuario está sentado sobre una silla. Su cabeza está fija mediante el dispositivo para fijar la cabeza, ver Anexo 5, para minimizar los errores por movimientos inconscientes.

9.1.3. Ensayos

Ensayo: Consiste en el seguimiento de la guía, en las condiciones descritas anteriormente, durante 3 minutos.

Se eligieron 3 minutos para cada ensayo por 2 motivos: el primero es que consideramos que en 3 minutos entra una cantidad razonable de saltos de la guía para estudiar resultados. El segundo es debido a que tiempos mayores afectan la concentración del usuario y aumentan los errores.

En el momento de las pruebas teníamos 4 posibles tratamientos de la señal, así que, además de ensayar el prototipo, estas pruebas nos iban a servir para determinar objetivamente cual tratamiento resultaba mejor.

Los 4 tratamientos fueron:

1. Discretización de saltos de a 10 grados, historia de la posición del ojo continua.
2. Discretización de saltos de a 10 grados, historia de la posición del ojo discreta.
3. Discretización de saltos de a 5 grados, historia de la posición del ojo continua.
4. Discretización de saltos de a 5 grados, historia de la posición del ojo discreta.

Los ensayos fueron realizados sobre nosotros 3. Nos denominamos Persona 1, Persona 2 y Persona 3. Vamos a hacer referencia a estos seudónimos para referirnos a los ensayos de cada persona¹.

Cada persona debe ensayar 3 veces cada uno de los tratamientos.

Hipótesis

1. Suponemos que el ojo no se equivoca en el seguimiento de la guía.

Es posible que el movimiento del ojo no sea el correcto, lo cual introduce errores. Las pruebas fueron testeadas sobre nosotros 3, que nos consideramos “ojos entrenados” para realizar las pruebas. De esta manera tratamos de minimizar los errores. Igualmente es un riesgo que debemos asumir. Las pruebas sobre una cuarta persona -no entrenada- confirmaron el supuesto de que los tres podíamos considerarnos “entrenados” y con mucho menor tasa de error.

9.2. Resultados

La concordancia entre la posición de la guía y la respuesta que da PANTOJO-1 de la posición de ojo, fue evaluada por la coincidencia entre los saltos de posición efectuados por la guía y los saltos que PANTOJO-1 detectó. En cada prueba se anota el salto aleatorio generado por la guía y el salto que deduce PANTOJO-1 del EOG procesado.

Luego de hacer las pruebas nos centramos en estudiar 2 situaciones:

1. Porcentaje de saltos exactos que se dan. Esto es, la guía y la posición del ojo tienen el mismo origen y destino. Se trata de aciertos exactos
2. Porcentaje de posiciones calculadas del ojo iguales o cercanas a la posición de la guía. Posiciones cercanas a la guía consideramos que son 1 posición más o 1 posición menos de discretización. Por ejemplo, en una discretización de 5 grados, si la guía está ubicada en 20 grados, consideramos correcto si el ojo se ubica en 15 ,20 o 25 grados. Se trata de aciertos flexibles

A continuación mostraremos un ejemplo de los estudios realizados y se explica como deben leerse.

Se presentan 4 estudios.

1. Gráficas de aciertos exactos, ejemplo en la Figura 9.1. son 4 gráficas de barras:
 - Esquina superior izquierda: se muestra una gráfica de barras en 3 dimensiones que representa el total de saltos dados por la guía. El eje x es el origen del salto, el eje y es el destino y el eje z es la cantidad de veces en

¹ Si se necesita recordar a que nos referimos con historia continua y discreta de la posición del ojo, puede referirse al capítulo 7 de Procesamiento, en la sección 7.1.5.2 Reconstrucción en zona lineal.

que la guía realizó el salto con éste origen y éste destino.

- Esquina superior derecha: se muestra una gráfica de barras en 3 dimensiones que representa los aciertos exactos donde el ojo siguió exactamente a la guía. El eje x es el origen del salto, el eje y es el destino y el eje z es la cantidad de veces en que el ojo siguió exactamente a la guía con éste origen y éste destino.
- Esquina inferior izquierda: se muestra una gráfica de barras en 3 dimensiones que representa el porcentaje de aciertos exactos respecto al total de saltos dados por la guía. El eje x es el origen del salto, el eje y es el destino y el eje z es el porcentaje de aciertos exactos respecto al total de saltos dados por la guía con éste origen y éste destino.
- Esquina inferior derecha: se muestra una gráfica de barras que representa el porcentaje de aciertos exactos respecto al total. Tiene la misma información que la gráfica de porcentajes en 3 dimensiones, pero aquí se presenta en un plano para poder tener una idea mas general del total de los datos y estimar a ojo que tan bueno o malo fue el resultado.

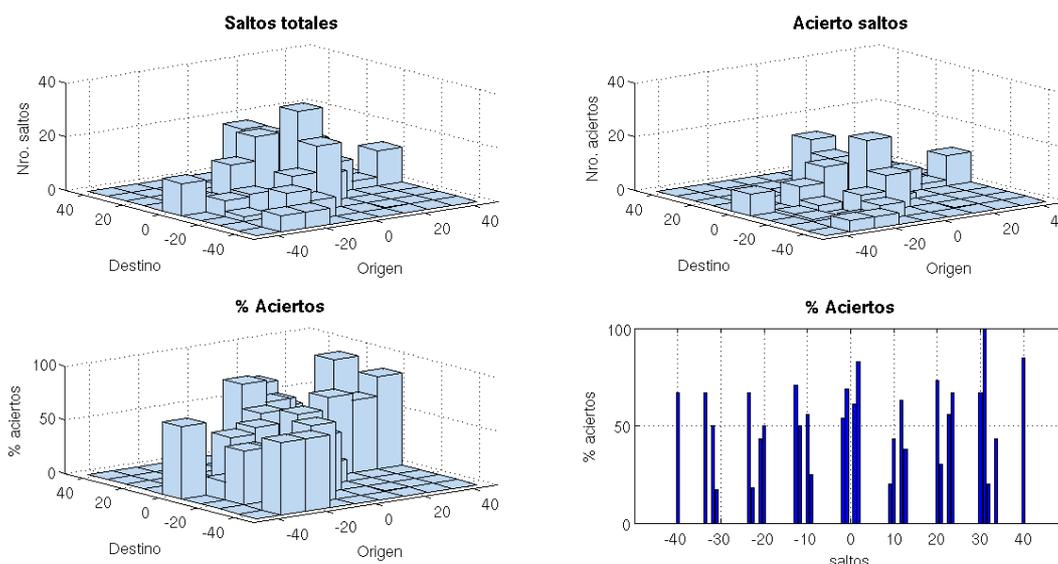


Figura 9.1: Ejemplo aciertos exactos

2. Porcentajes de aciertos exactos, ejemplo en la Tabla 9.1 Esta es una tabla donde se muestra el porcentaje de aciertos de cada salto.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					67				
	-30	67		50	17					
	-20	67	18		43	50				
	-10		71	50		56	25			
	0			54	69		61	83		
	10				20	43		63	38	
	20					73	30		56	67
	30					67	100	20		43
	40					85				

Tabla 9.1: Ejemplo porcentaje de aciertos exactos

3. Gráficas de aciertos flexibles, ejemplo en la Figura 9.2. Estas son 3 gráficas de barras:

- Gráfica superior: Es una gráfica de barras que muestra la cantidad total de posiciones tomadas por la guía. El eje x es la posición y el eje y es la cantidad de veces que la guía tomó esta posición.
- Gráfica del medio: Es una gráfica de barras que muestra la cantidad de aciertos flexibles adquiridos. El eje x es la posición y el eje y es la cantidad de veces que el ojo tuvo un acierto flexible en esta posición.
- Gráfica inferior: Es una gráfica de barras que muestra el porcentaje de aciertos flexibles respecto al total de posiciones tomadas por la guía. El eje x es la posición y el eje y es el porcentaje de aciertos flexibles en esta posición.

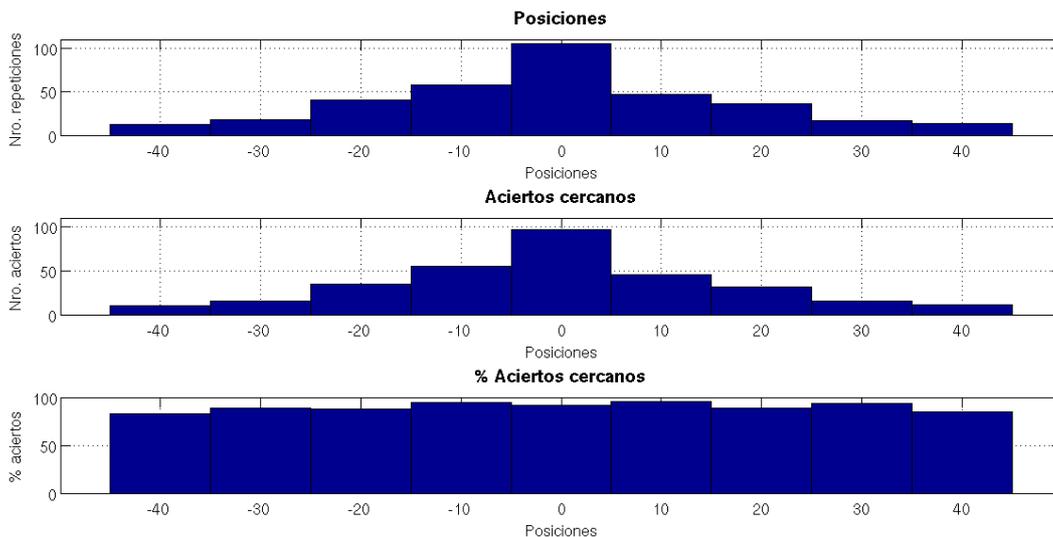


Figura 9.2: Ejemplo aciertos flexibles

4. En la Tabla 9.2 exponemos el porcentaje de aciertos globales exactos y flexibles. Son los resultados globales de ambos estudios.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
54.3 %	91.6 %

Tabla 9.2: Ejemplo resultado globales

Presentamos los resultados en 2 modalidades, primero resultados parciales individuales para cada persona, después resultados parciales por cada uno de los cuatro tratamientos de señales.

9.2.1. Persona 1

A continuación se presentan los resultados de la persona 1.

9.2.1.1. Tratamiento 1

La Figura 9.3 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

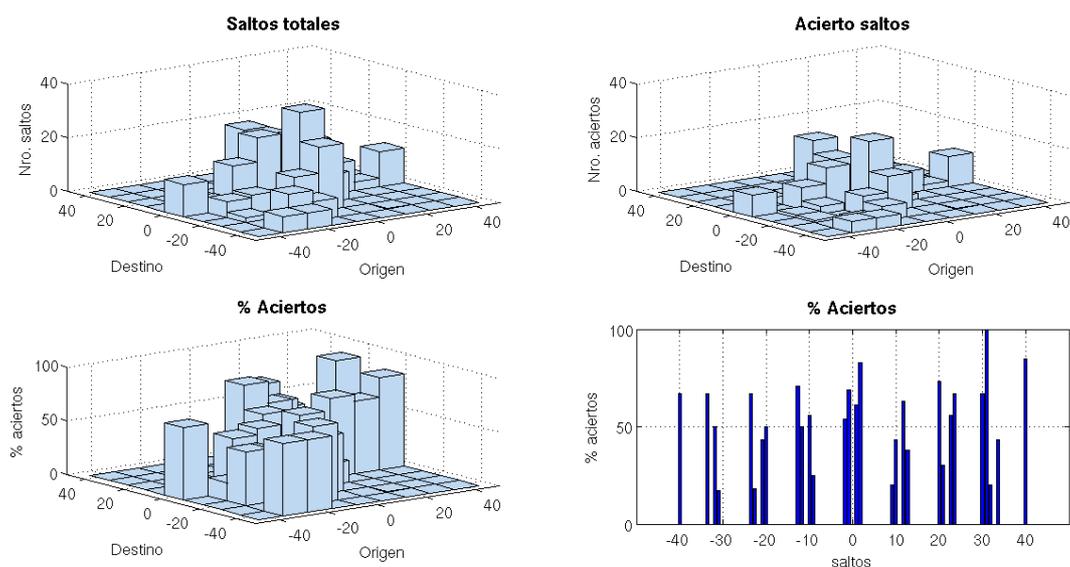


Figura 9.3: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 1

La Tabla 9.3 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					67				
	-30	67		50	17					
	-20	67	18		43	50				
	-10		71	50		56	25			
	0			54	69		61	83		
	10				20	43		63	38	
	20					73	30		56	67
	30					67	100	20		43
	40					85				

Tabla 9.3: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 1

La Figura 9.4 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

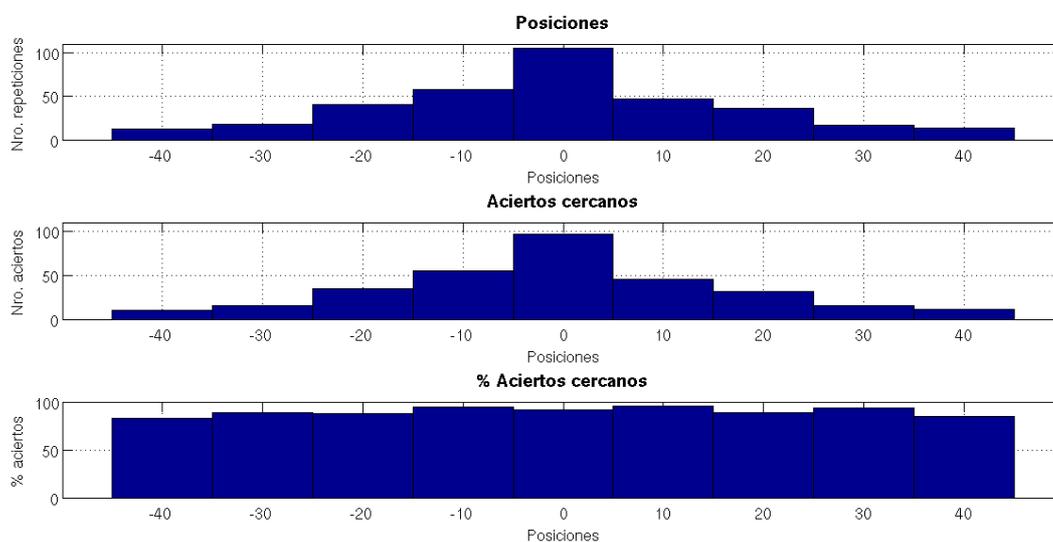


Figura 9.4: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 1

La Tabla 9.4 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
54.3 %	91.6 %

Tabla 9.4: Resultados globales, persona 1, tratamiento 1

9.2.1.2. Tratamiento 2

La Figura 9.5 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

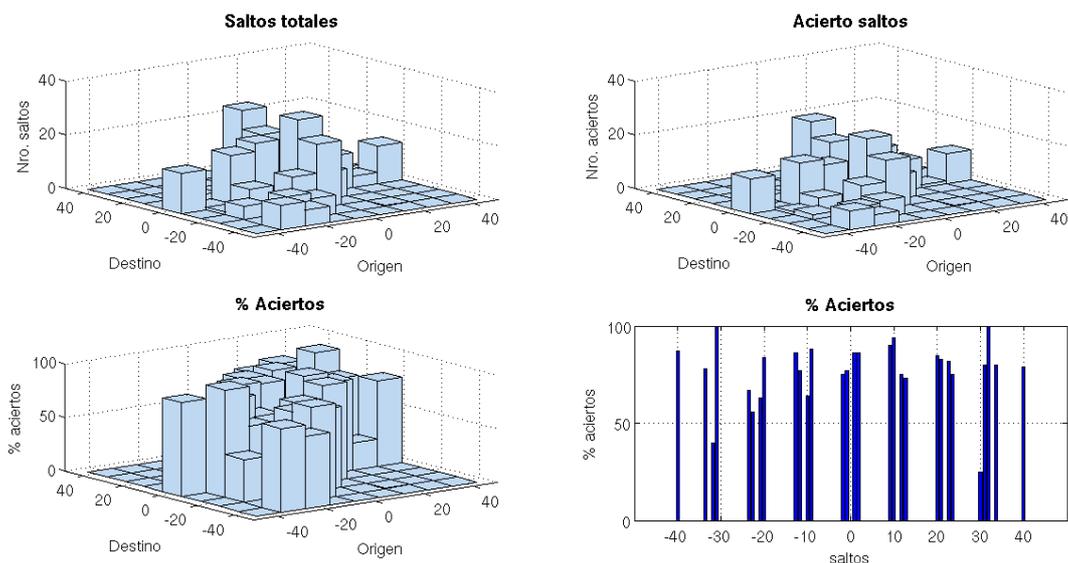


Figura 9.5: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 2

La Tabla 9.5 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					87				
	-30	78		40	100					
	-20	67	56		63	84				
	-10		86	77		64	88			
	0			75	77		86	86		
	10				90	94		75	73	
	20					85	83		82	75
	30					25	80	100		80
	40					79				

Tabla 9.5: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 2

La Figura 9.6 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

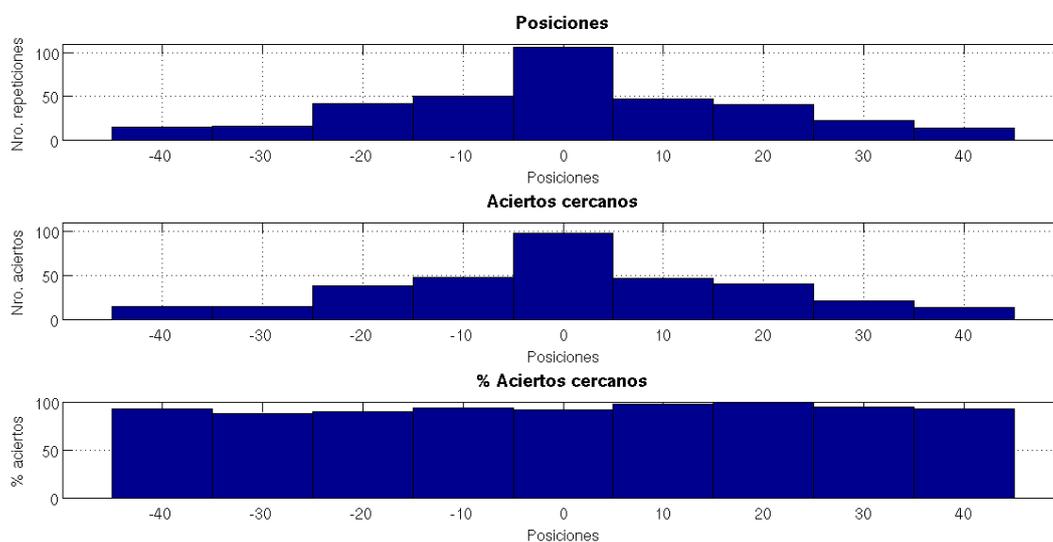


Figura 9.6: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 2

La Tabla 9.6 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
78.4 %	94.0 %

Tabla 9.6: Resultados globales, persona 1, tratamiento 2

9.2.1.3. Tratamiento 3

La Figura 9.7 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

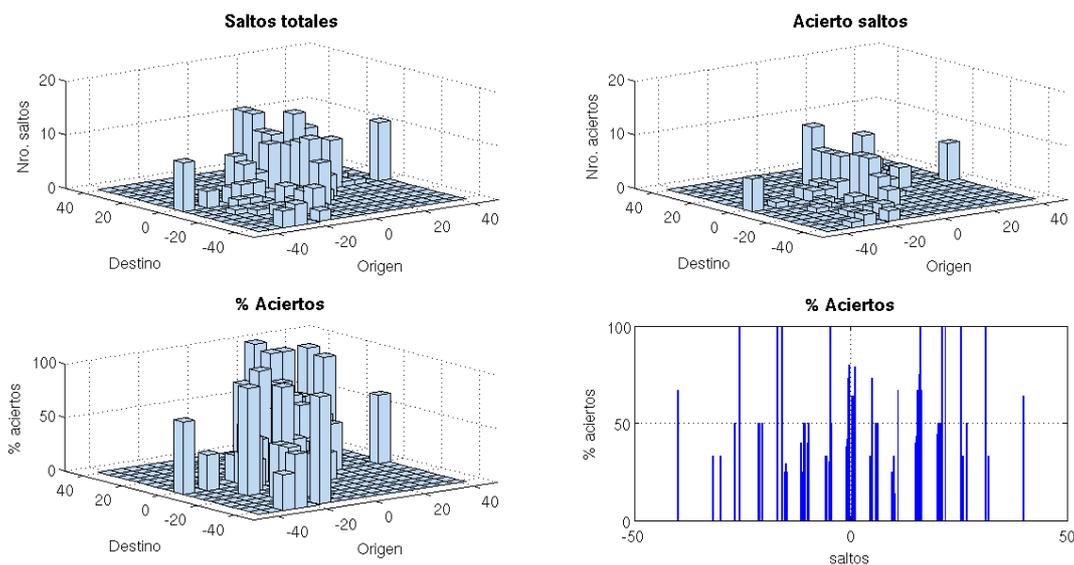


Figura 9.7: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 3

La Tabla 9.7 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								67									
	-35																	
	-30	33					0			33								
	-25	50				0	100	0										
	-20			50	50		0	50	0	0								
	-15	100			0	100		0	25	29	25							
	-10			40	25	50	50		0	40	50	0						
	-5				0	0	33	33		30	100	50	0					
	0					38	42	73	80		64	64	50	79				
	5						0	33	17	73		0	50	25	50			
	10							25	0	33	14			67	0			
	15									40	43	67		75	100	67		0
	20									44	50	33	50		100	0		100
	25									0	0	100		33				50
	30									0		0			100			33
	35																	
40									64									

Tabla 9.7: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 3

La Figura 9.8 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

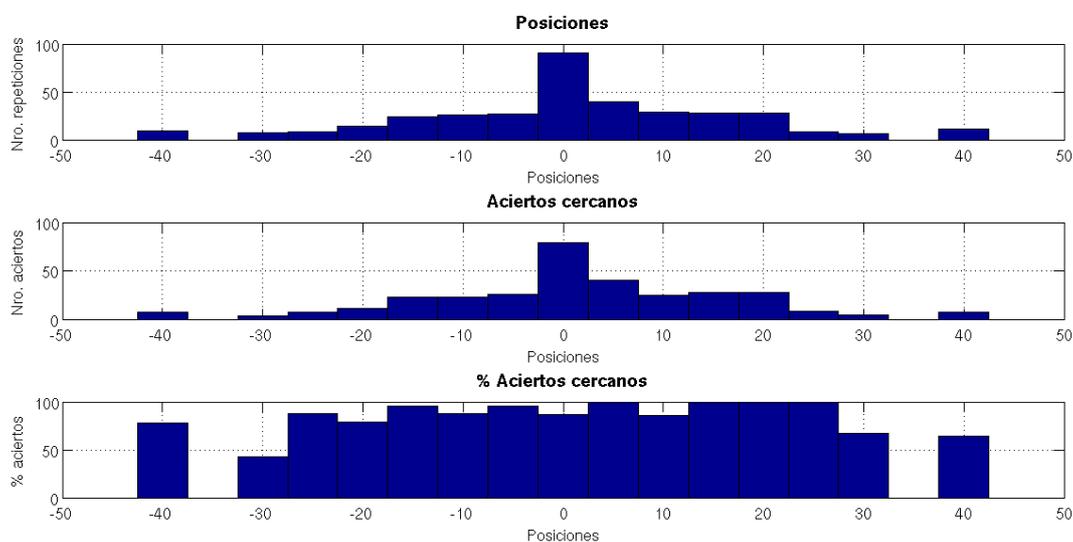


Figura 9.8: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 3

La Tabla 9.8 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
44.9 %	89.6 %

Tabla 9.8: Resultados globales, persona 1, tratamiento 3

9.2.1.4. Tratamiento 4

La Figura 9.9 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

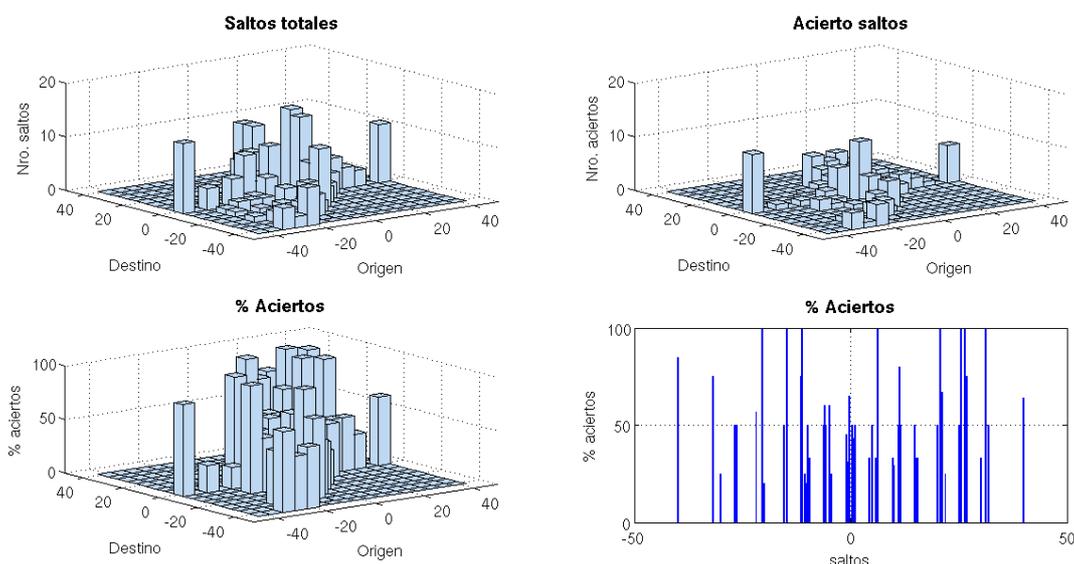


Figura 9.9: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 4

La Tabla 9.9 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								85									
	-35																	
	-30	75			0		0	0		25								
	-25	50		50				0										
	-20	57		0	0		0	100	0	20								
	-15			0		0		50	0	0	100							
	-10			75	100	0	25		20	50	0	33						
	-5				50	60	50			60	0	25	0					
	0					45	13	31	65		50	43	33	50				
	5						33	0	0	50		0	33	0	100			
	10							0	33	29	0			50	80	50		
	15								50	29	33	33		0	0	0		0
	20									50	0		100		67	0		25
	25									50	0	100				100		75
	30									33		0	0	0	100			50
	35																	
40									64									

Tabla 9.9: Aciertos exactos, persona 1, tratamiento 4

La Figura 9.10 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

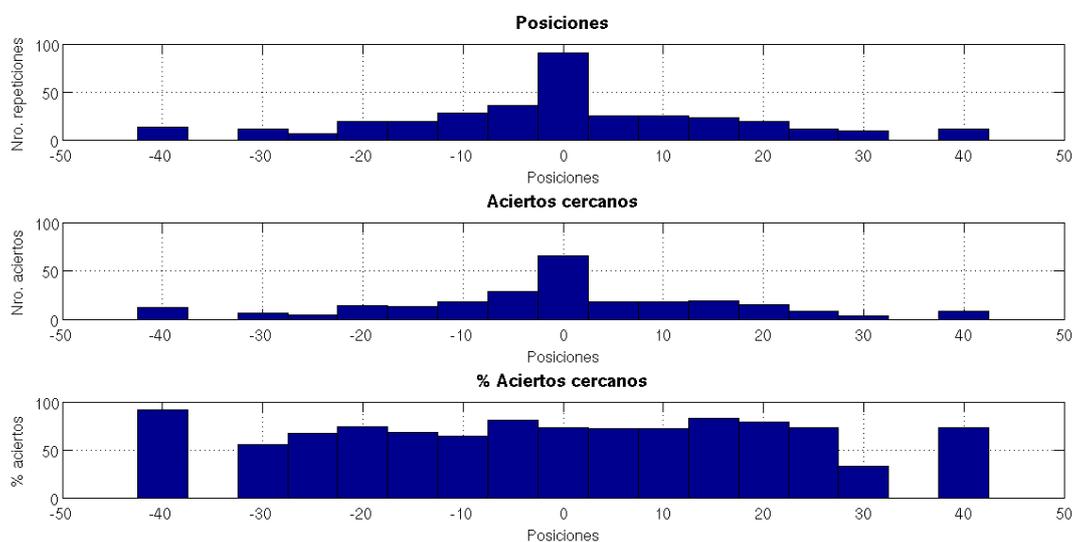


Figura 9.10: Aciertos flexibles, persona 1, tratamiento 4

La Tabla 9.10 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 1 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
33.0 %	72.5 %

Tabla 9.10: Resultados globales, persona 1, tratamiento 4

9.2.2. Persona 2

A continuación se presentan los resultados de la persona 2.

9.2.2.1. Tratamiento 1

La Figura 9.11 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

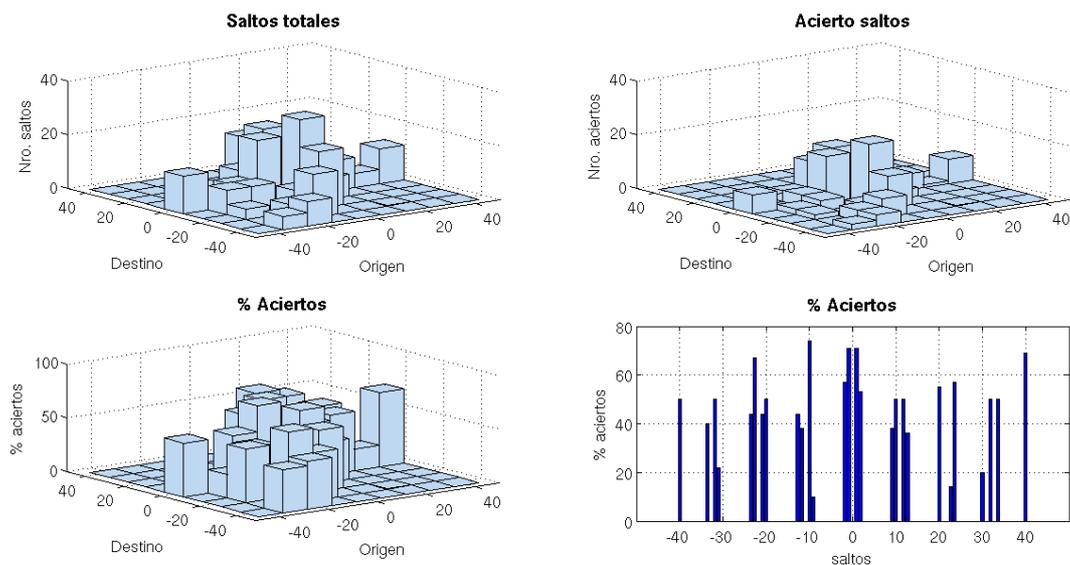


Figura 9.11: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 1

La Tabla 9.11 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					50				
	-30	40		50	22	0				
	-20	44	67		44	50				
	-10		44	38		74	10			
	0			57	71		71	53		
	10				38	50		50	36	
	20					55	0		14	57
	30					20	0	50		50
	40					69				

Tabla 9.11: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 1

La Figura 9.12 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

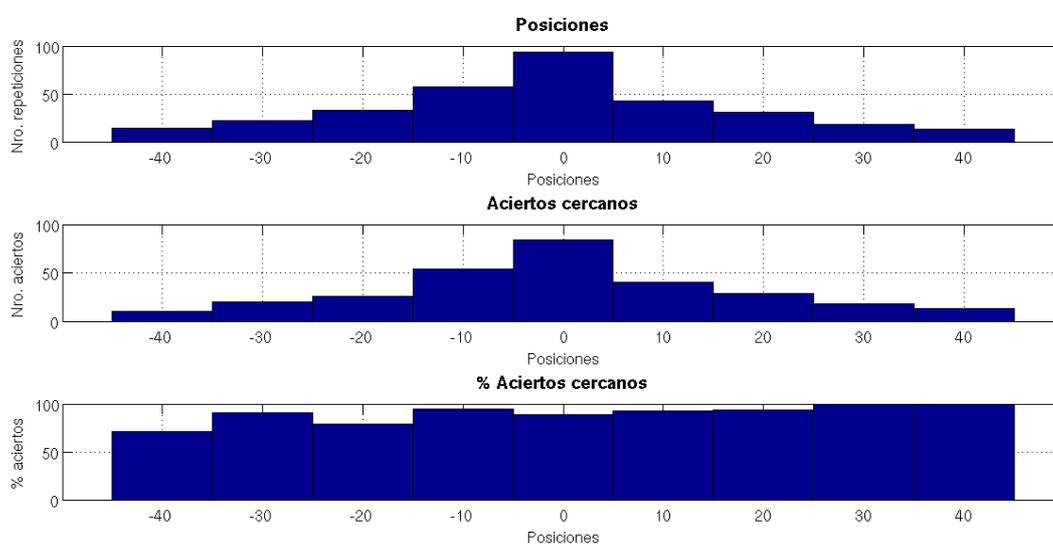


Figura 9.12: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 1

La Tabla 9.12 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
50.2 %	90.5 %

Tabla 9.12: Resultados globales, persona 2, tratamiento 1

9.2.2.2. Tratamiento 2

La Figura 9.13 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

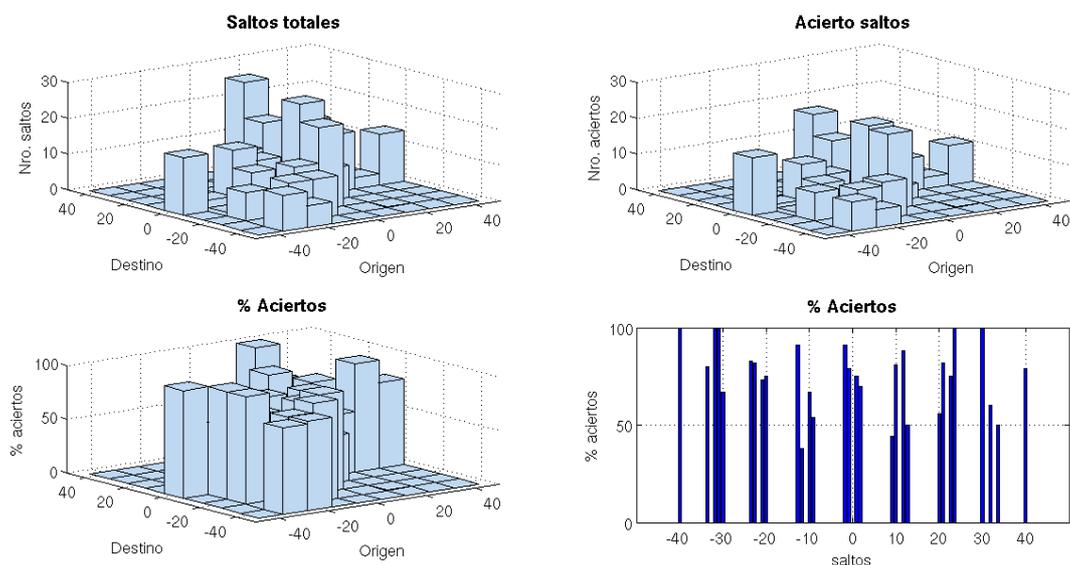


Figura 9.13: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 2

La Tabla 9.13 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					100				
	-30	80		100	100	67				
	-20	83	82		73	75				
	-10		91	38		67	54			
	0			91	79		75	70		
	10				44	81		88	50	
	20					56	82		75	100
	30					100	0	60		50
	40					79				

Tabla 9.13: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 2

La Figura 9.14 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

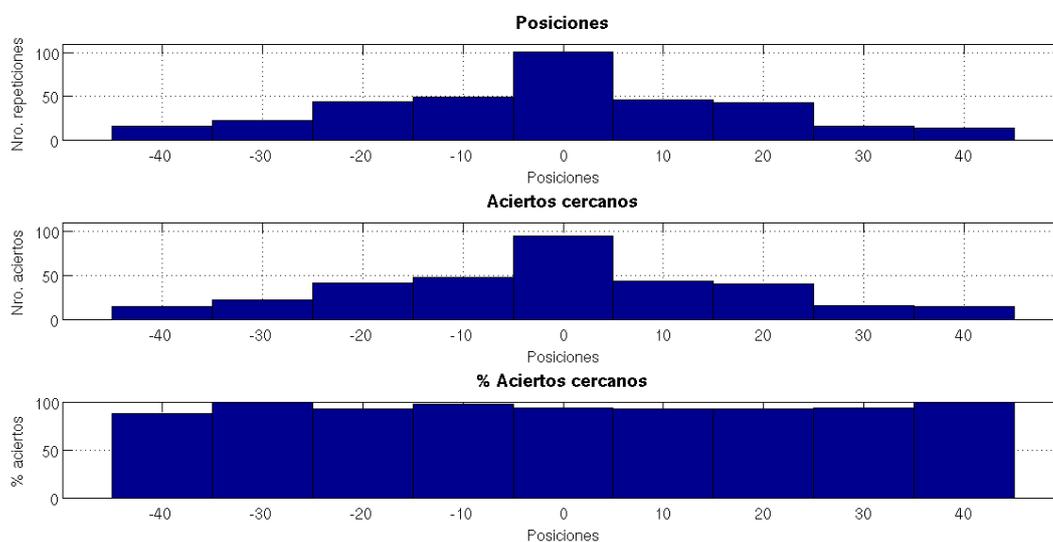


Figura 9.14: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 2

La Tabla 9.14 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
74.6 %	94.6 %

Tabla 9.14: Resultados globales, persona 2, tratamiento 2

9.2.2.3. Tratamiento 3

La Figura 9.15 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

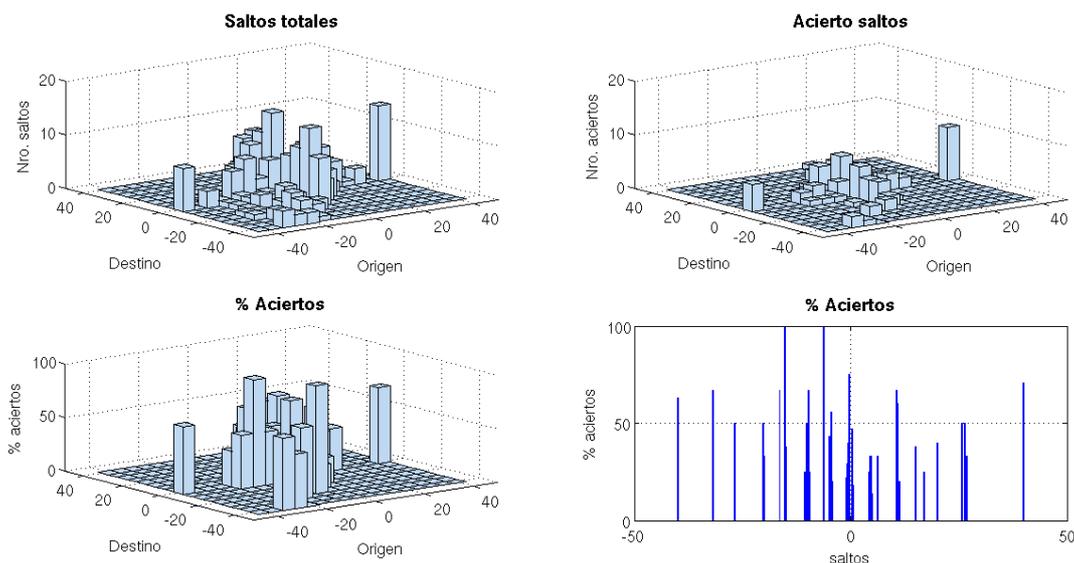


Figura 9.15: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 3

La Tabla 9.15 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40									63								
	-35																	
	-30	67			0	0				0								
	-25	50		0		0	0	0	0	0								
	-20	0		0	0		0	0	50	33								
	-15	0		67	0	0		0	100	38	0							
	-10			0	0	0	25		50	25	67	25						
	-5				100	0	0			43		56	20					
	0					22	29	40	75		47	18	0	0				
	5						25	33	33	14		0	0	0	33			
	10							0	0	0	0		67	60	20	0		
	15								0	38	0			0	0	0		25
	20									40		0	0		0			0
	25									0	0	0	50	0		50		33
	30									0		0		0				
	35																	
40									71									

Tabla 9.15: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 3

La Figura 9.16 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

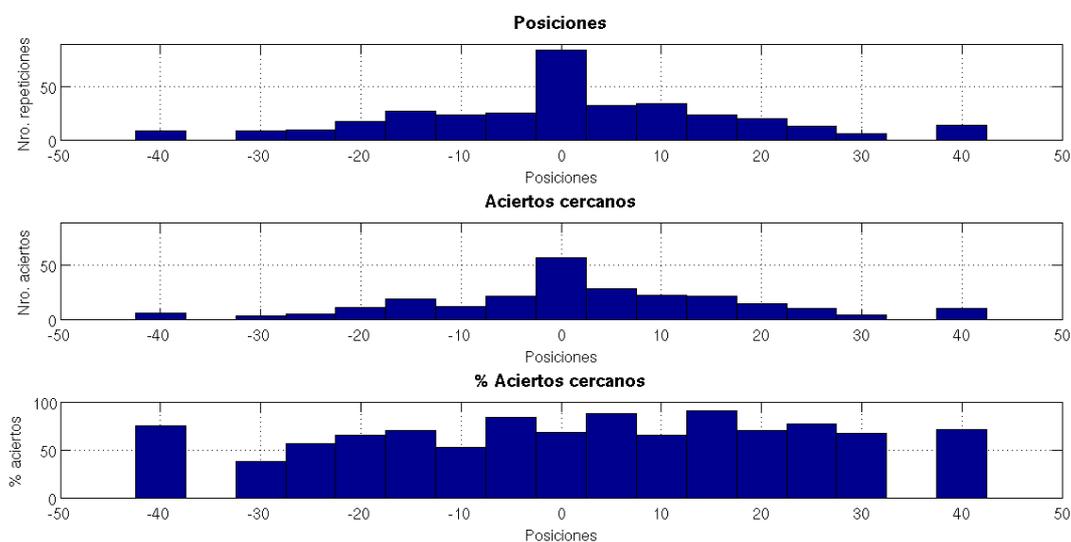


Figura 9.16: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 3

La Tabla 9.16 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
26.5 %	70.8 %

Tabla 9.16: Resultados globales, persona 2, tratamiento 3

9.2.2.4. Tratamiento 4

La Figura 9.17 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

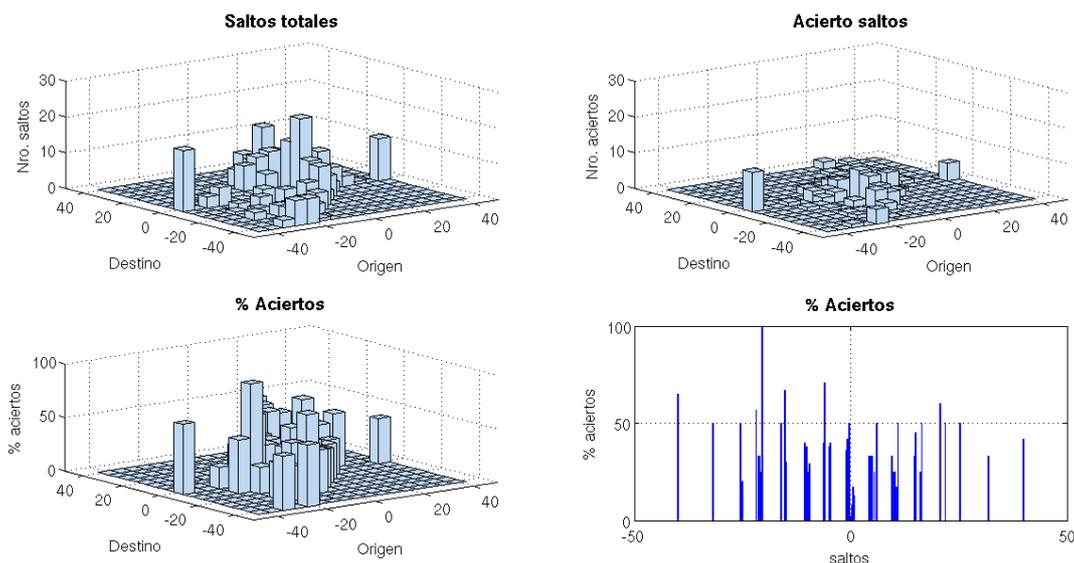


Figura 9.17: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 4

La Tabla 9.17 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								65									
	-35																	
	-30	50			0		0		0									
	-25	0				0		50		20								
	-20	57		33	33		25	100	0	0								
	-15	0		0	50	0		0	67	30	0							
	-10			0	0	0	40		38	25	0	29						
	-5				40	71	0	0		38	40	0	0					
	0					36	42	30	50		8	17	13	0				
	5						33	33	0	33		25	0	50	0			
	10							33	25	13	25		17	50	0	0		
	15								33	45	0	0		0	25	50		0
	20									0	0	0	60		0			50
	25									0	50		0	0		0		0
	30									0		0		0				33
	35																	
40									42									

Tabla 9.17: Aciertos exactos, persona 2, tratamiento 4

La Figura 9.18 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

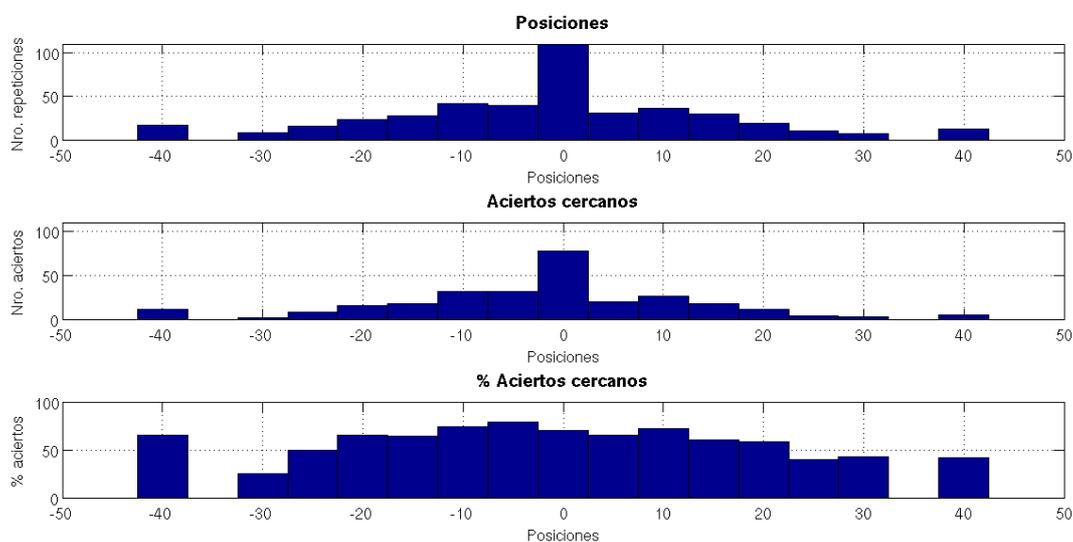


Figura 9.18: Aciertos flexibles, persona 2, tratamiento 4

La Tabla 9.18 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 2 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
26.6 %	65.4 %

Tabla 9.18: Resultados globales, persona 2, tratamiento 4

9.2.3. Persona 3

A continuación se presentan los resultados de la persona 3.

9.2.3.1. Tratamiento 1

La Figura 9.19 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

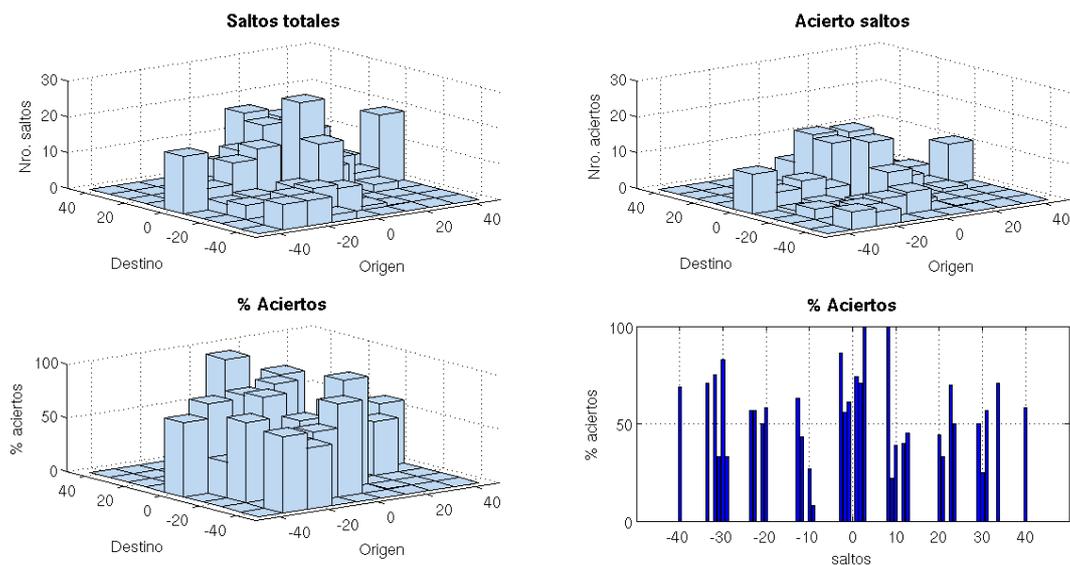


Figura 9.19: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 1

La Tabla 9.19 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					69				
	-30	71		75	33	83	33			
	-20	57	57		50	58				
	-10	0	63	43		27	8		0	
	0		86	56	61		74	71	100	
	10		0	100	22	39		40	45	0
	20					44	33		70	50
	30				50	25	57	0		71
	40					58				

Tabla 9.19: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 1

La Figura 9.20 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

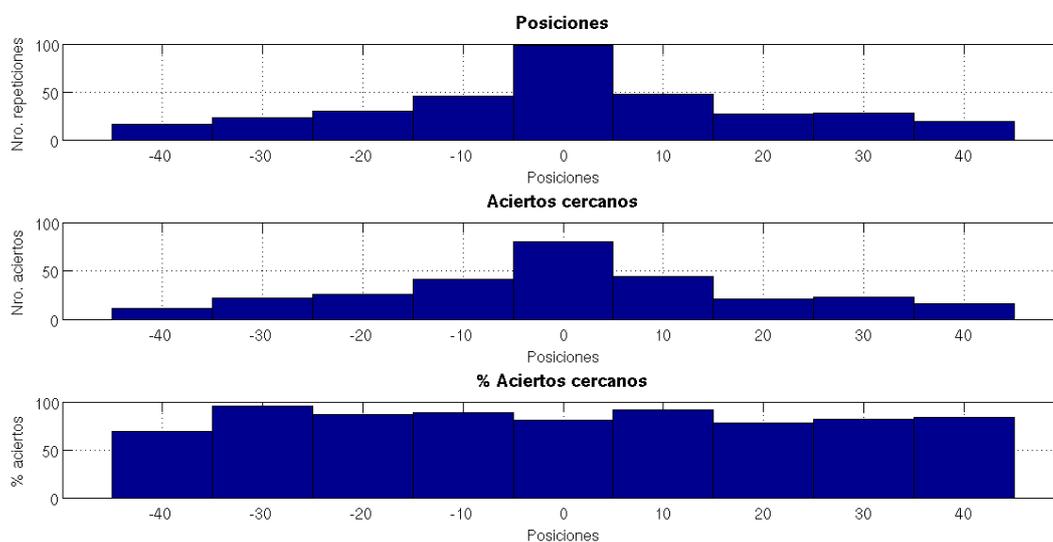


Figura 9.20: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 1

La Tabla 9.20 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
54.2 %	84.5 %

Tabla 9.20: Resultados globales, persona 3, tratamiento 1

9.2.3.2. Tratamiento 2

La Figura 9.21 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

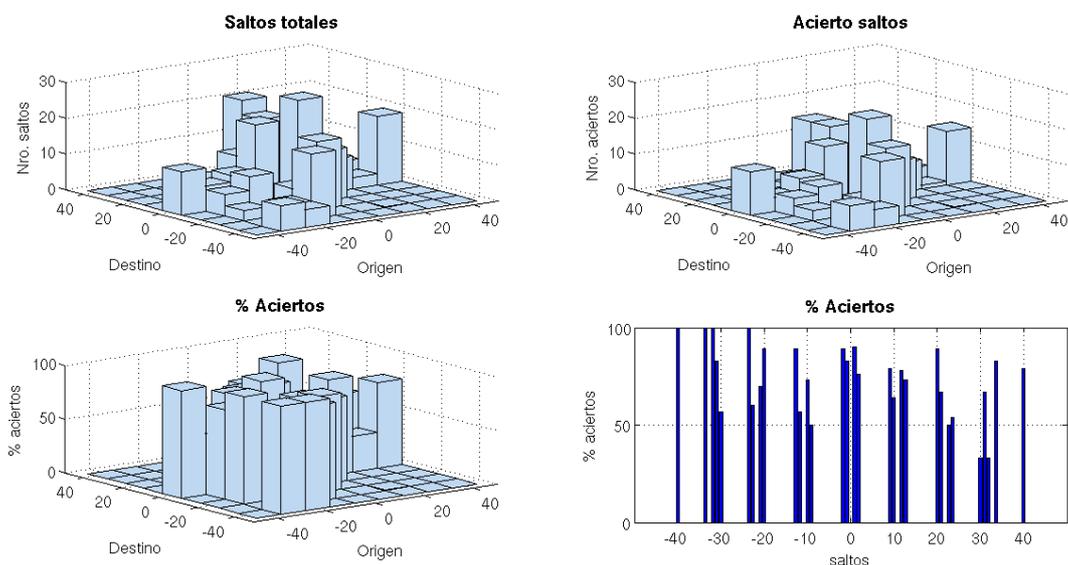


Figura 9.21: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 2

La Tabla 9.21 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					100				
	-30	100		100	83	57				
	-20	100	60		70	89				
	-10		89	57		73	50			
	0			89	83		90	76		
	10				79	64		78	73	
	20					89	67		50	54
	30					33	67	33		83
	40					79				

Tabla 9.21: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 2

La Figura 9.22 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

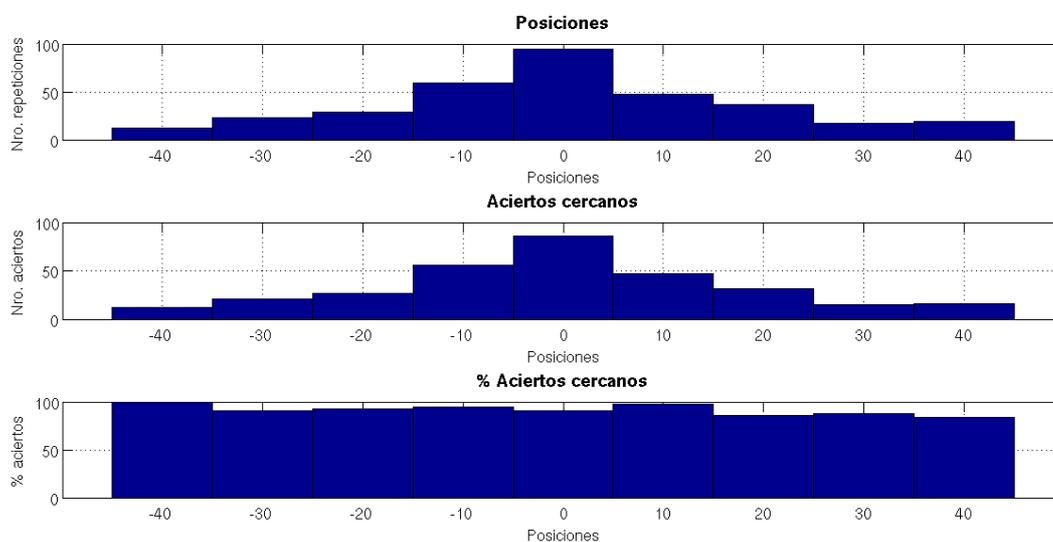


Figura 9.22: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 2

La Tabla 9.22 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
76.7 %	92.0 %

Tabla 9.22: Resultados globales, persona 3, tratamiento 2

9.2.3.3. Tratamiento 3

La Figura 9.23 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

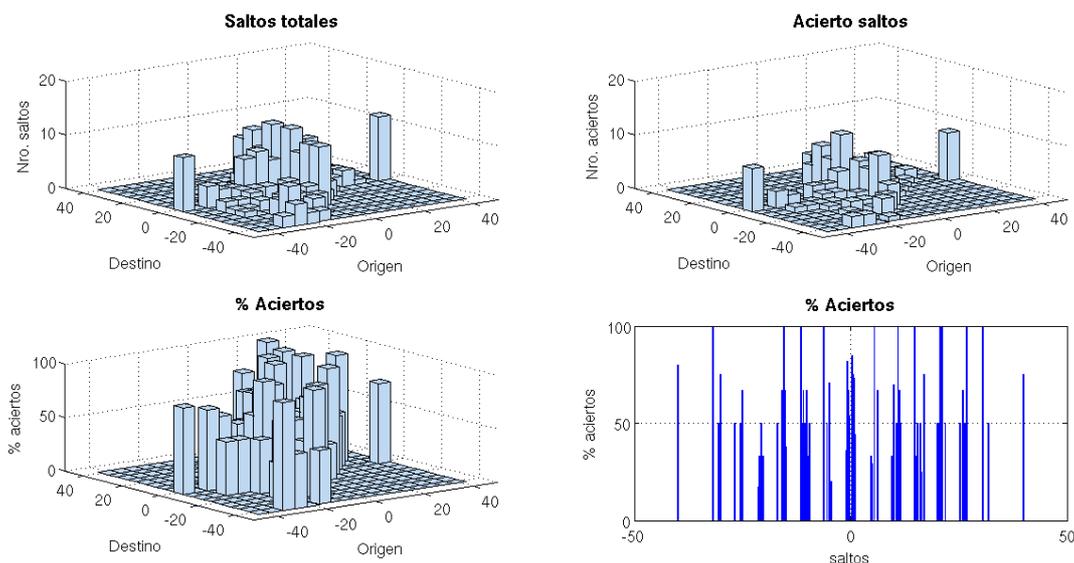


Figura 9.23: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 3

La Tabla 9.23 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40									80								
	-35																	
	-30	100				0	0	50		75								
	-25	50					0	50		67								
	-20	0		17	33		50	33	33	0								
	-15	50		0	0	67		100	67	38	0							
	-10			100	50	67	50		67	33	0	50						
	-5				100	0	0	50		71	20	20	0					
	0					36	82	67	54		85	75	73	44				
	5						0	0	33	29		100	0		67			
	10							33	0	70	0		50	100	67	50		
	15								100	33		50			50	25		75
	20									50	0	50	100		100	0		50
	25									0	50			67		50		100
	30									0		100	0	0	0			50
	35																	
40									75									

Tabla 9.23: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 3

La Figura 9.24 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

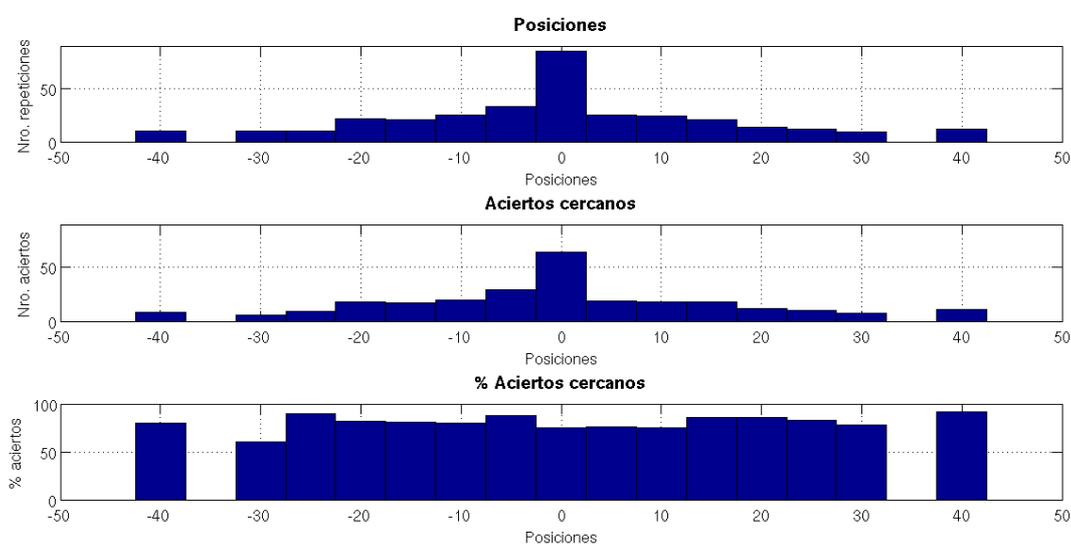


Figura 9.24: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 3

La Tabla 9.24 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
51.1 %	79.9 %

Tabla 9.24: Resultados globales, persona 3, tratamiento 3

9.2.3.4. Tratamiento 4

La Figura 9.25 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

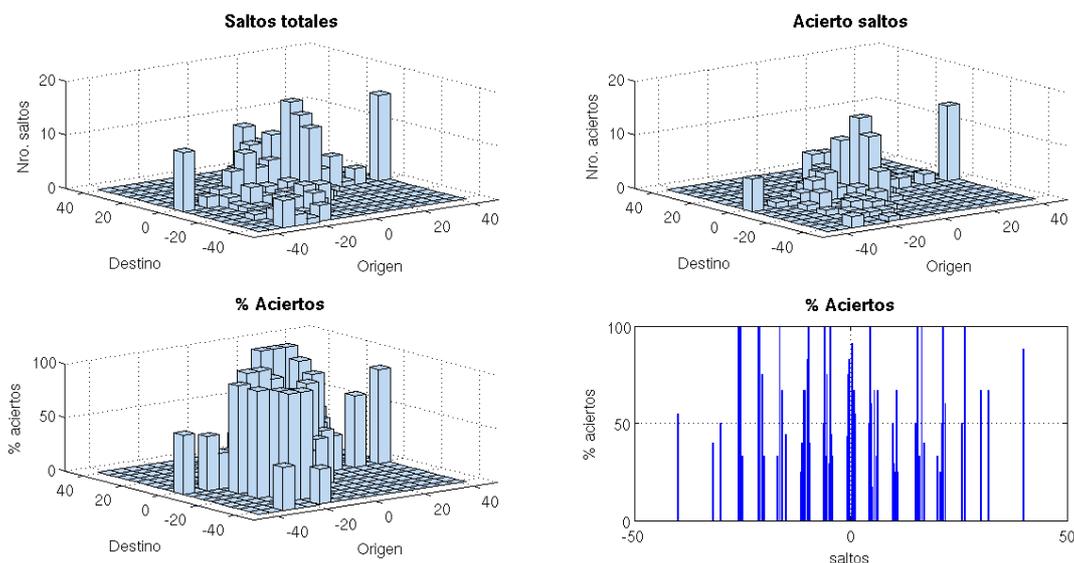


Figura 9.25: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 4

La Tabla 9.25 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								55									
	-35																	
	-30	40			0					50								
	-25	0		0		100	0	100	0	33								
	-20	0		100	100		0	75		33								
	-15	33		100	0	67		0	0	44	0							
	-10			25	40	67	67		0	83	100	40						
	-5				50	100	33	75		29	100	44	33					
	0					0	43	75	83		91	67	67	55				
	5						50	100	60	17		67		33	67			
	10							0	50	29	25		67	25	0	0		
	15								0	50	0	100		33	0	100		40
	20									33	0	0	25		50	100		60
	25									0			50			100		0
	30									67				0				67
	35																	
40									88									

Tabla 9.25: Aciertos exactos, persona 3, tratamiento 4

La Figura 9.26 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

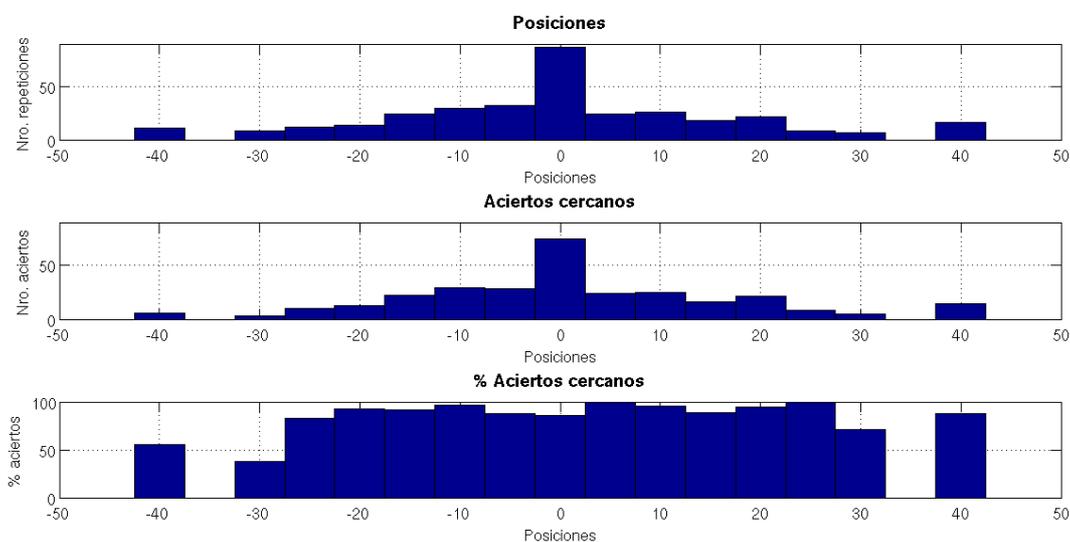


Figura 9.26: Aciertos flexibles, persona 3, tratamiento 4

La Tabla 9.26 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de la persona 3 cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
50.4 %	88.2 %

Tabla 9.26: Resultados globales, persona 3, tratamiento 4

9.2.4. Tratamiento 1

A continuación se presentaran los resultados totales de las 3 personas cuando el procesamiento de la señal es según el tratamiento 1.

La Figura 9.27 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de las 3 personas en total cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

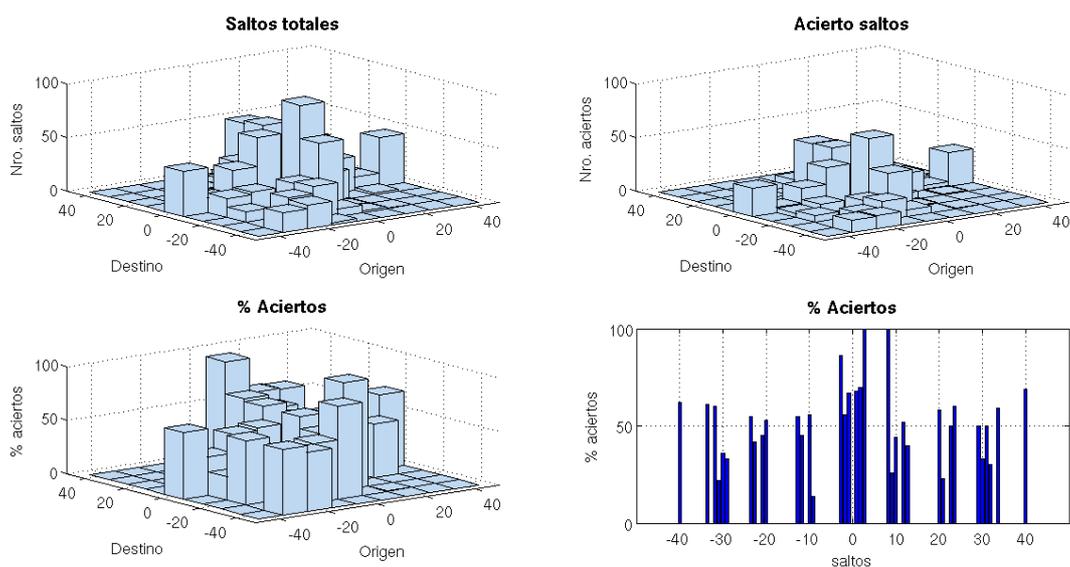


Figura 9.27: Aciertos exactos, tratamiento 1

La Tabla 9.27 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					62				
	-30	61		60	22	36	33			
	-20	55	42		45	53				
	-10	0	55	45		56	14		0	
	0		86	56	67		68	70	100	
	10		0	100	26	44		52	40	0
	20					58	23		50	60
	30				50	33	50	30		59
	40					69				

Tabla 9.27: Aciertos exactos, tratamiento 1

La Figura 9.28 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

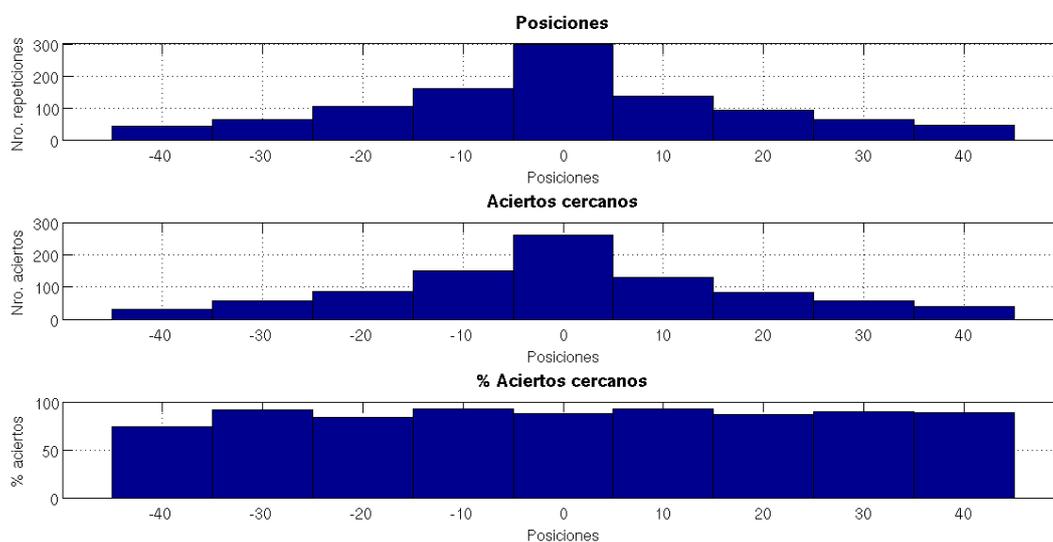


Figura 9.28: Aciertos flexibles, tratamiento 1

La Tabla 9.28 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 1.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
52.9 %	88.9 %

Tabla 9.28: Resultados globales, tratamiento 1

9.2.5. Tratamiento 2

A continuación se presentaran los resultados totales de las 3 personas cuando el procesamiento de la señal es según el tratamiento 2.

La Figura 9.29 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de las 3 personas en total cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

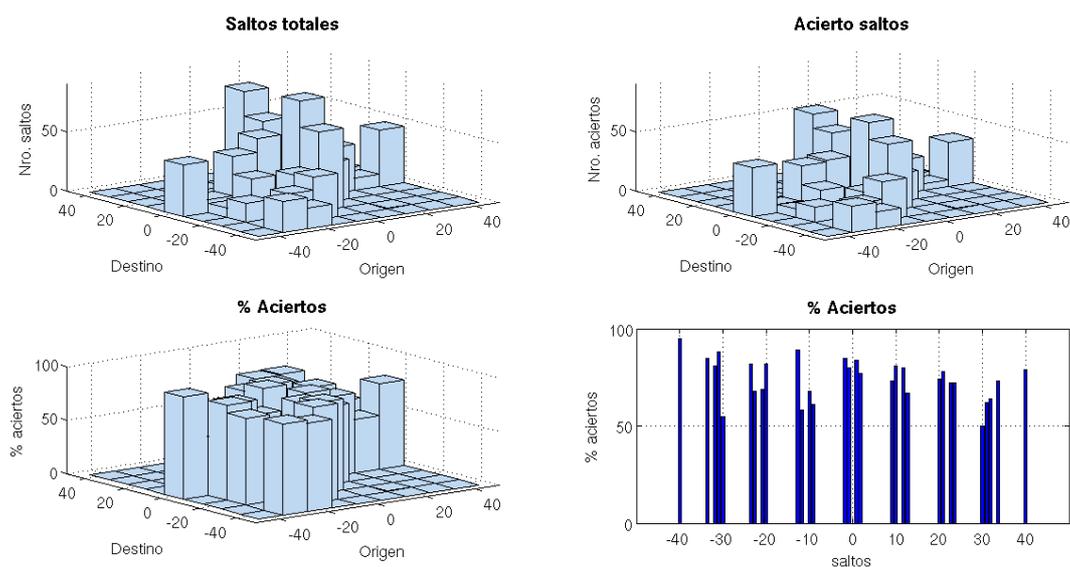


Figura 9.29: Aciertos exactos, tratamiento 2

La Tabla 9.29 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

		Destino								
		-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40
Origen	-40					95				
	-30	85		81	88	55				
	-20	82	68		69	82				
	-10		89	58		68	61			
	0			85	80		84	77		
	10				73	81		80	67	
	20					74	78		72	72
	30					50	62	64		73
	40					79				

Tabla 9.29: Aciertos exactos, tratamiento 2

La Figura 9.30 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

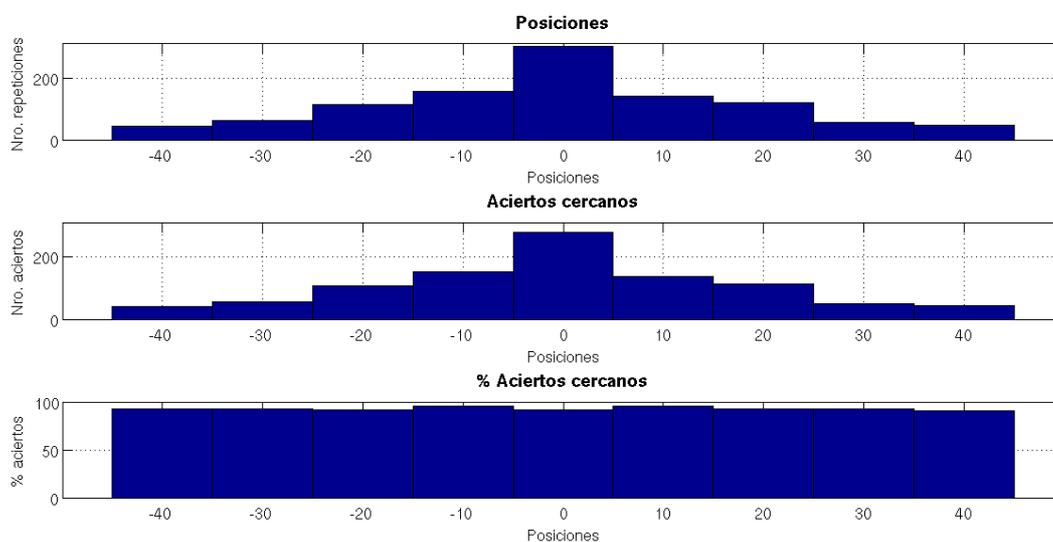


Figura 9.30: Aciertos flexibles, tratamiento 2

La Tabla 9.30 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 2.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
76.6 %	93.6 %

Tabla 9.30: Resultados globales, tratamiento 2

9.2.6. Tratamiento 3

A continuación se presentaran los resultados totales de las 3 personas cuando el procesamiento de la señal es según el tratamiento 3.

La Figura 9.31 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de las 3 personas en total cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

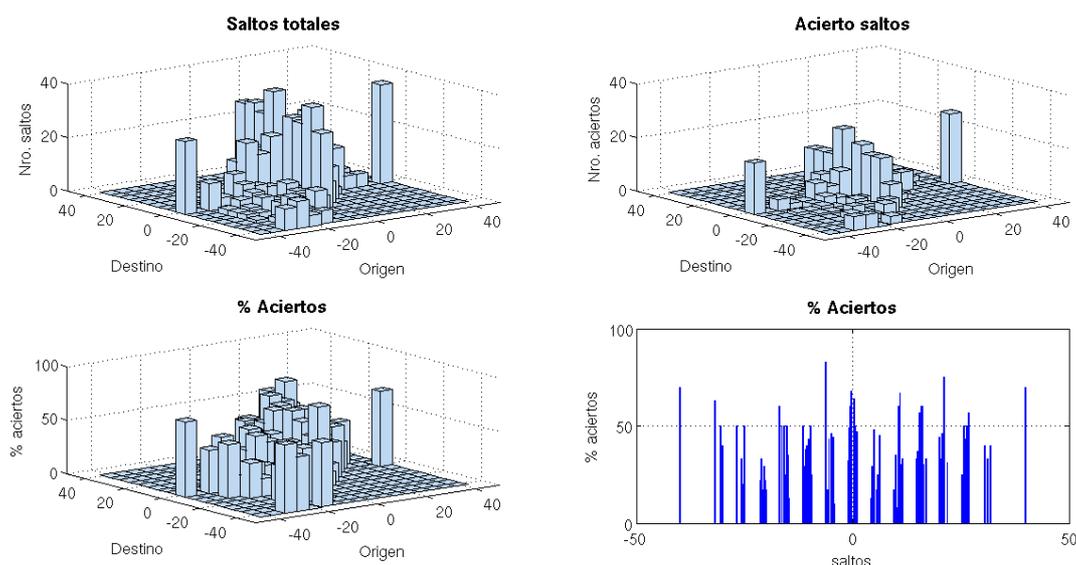


Figura 9.31: Aciertos exactos, tratamiento 3

La Tabla 9.31 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								70									
	-35																	
	-30	63			0	0	0	50		40								
	-25	50		0		0	33	20	0	50								
	-20	0		22	33		17	29	22	17								
	-15	60		50	0	50		25	50	35	13							
	-10			50	29	38	40		43	33	50	25						
	-5				83	0	17	43		46	43	44	10					
	0					32	49	60	68		64	50	45	47				
	5						13	29	29	48		17	25	14	45			
	10							17	0	35	8		60	67	30	33		
	15								33	37	27	57		60	60	30		33
	20									44	33	22	46		75	0		31
	25									0	25	25	50	43		50		57
	30									0		40	0	0	33			40
	35																	
40									70									

Tabla 9.31: Aciertos exactos, tratamiento 3

La Figura 9.32 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

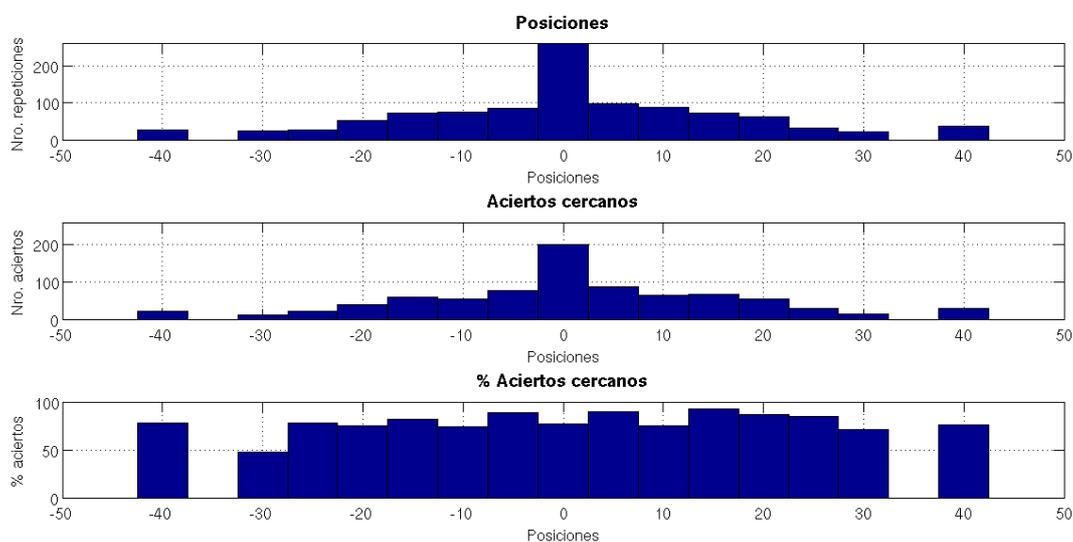


Figura 9.32: Aciertos flexibles, tratamiento 3

La Tabla 9.32 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 3.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
40.8 %	80.2 %

Tabla 9.32: Resultados globales, tratamiento 3

9.2.7. Tratamiento 4

A continuación se presentaran los resultados totales de las 3 personas cuando el procesamiento de la señal es según el tratamiento 4.

La Figura 9.33 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos exactos de las 3 personas en total cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

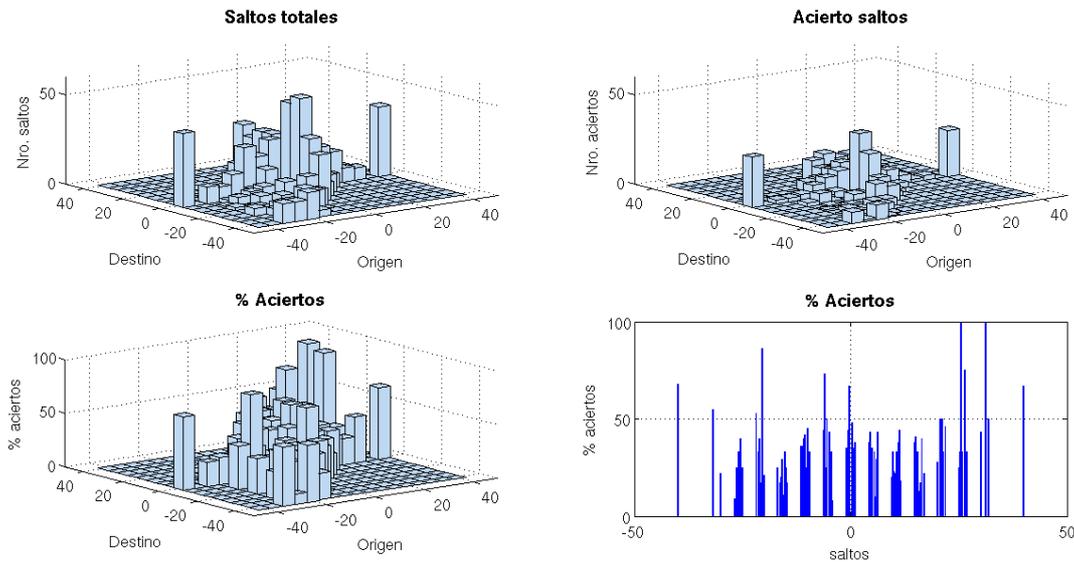


Figura 9.33: Aciertos exactos, tratamiento 4

La Tabla 9.33 presenta los resultados del porcentaje de aciertos exactos de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

		Destino																
		-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40
Origen	-40								68									
	-35																	
	-30	55			0		0	0		22								
	-25	9		25		33	0	40	0	25								
	-20	53		33	40		17	86	0	21								
	-15	25		17	20	29		11	33	25	17							
	-10			36	36	40	42		25	45	22	33						
	-5				44	73	25	50		43	33	33	8					
	0					35	35	44	67		48	32	35	38				
	5						38	43	25	35		33	10	29	43			
	10							20	33	23	22		33	38	44	18		
	15								38	41	14	33		13	17	40		22
	20									28	0	0	50		50	33		46
	25									25	33	100	33	0		75		33
	30									43		0	0	0	100			50
	35																	
40									67									

Tabla 9.33: Aciertos exactos, tratamiento 4

La Figura 9.34 presenta los resultados, en forma de gráficas, de los aciertos flexibles de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

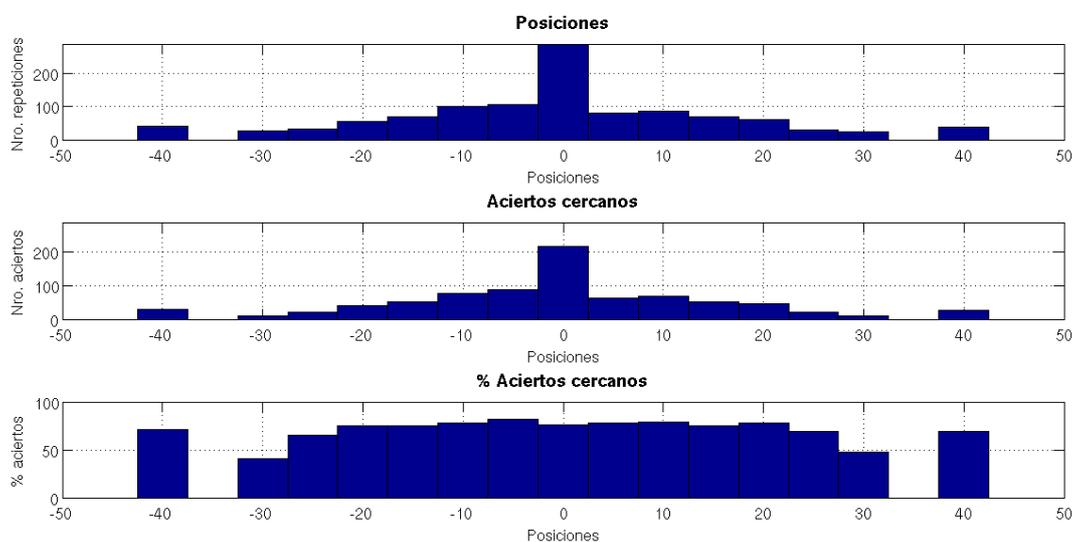


Figura 9.34: Aciertos flexibles, tratamiento 4

La Tabla 9.34 presenta los resultados globales, aciertos exactos y aciertos flexibles, de las 3 personas cuando la señal es procesada según el tratamiento 4.

Global de aciertos exactos	Global de aciertos flexibles
37.7 %	74.6 %

Tabla 9.34: Resultados globales, tratamiento 4

9.3. Conclusiones

En la Tabla 9.35 se muestra el resumen de los porcentajes de aciertos exactos y flexibles de todo el estudio. Las abreviaturas AE y AF significan “Aciertos exactos” y “Aciertos flexibles” respectivamente.

	Tratamiento 1 (10°, continuo)		Tratamiento 2 (10°, discreto)		Tratamiento 3 (5°, continuo)		Tratamiento 4 (5°, discreto)	
	A E	A F	A E	A F	A E	A F	A E	A F
Persona 1	54,3%	91,6%	78,4%	94,0%	44,9%	89,6%	33,0%	72,5%
Persona 2	50,2%	90,5%	74,6%	94,6%	26,5%	70,8%	26,6%	65,4%
Persona 3	54,2%	84,5%	76,7%	92,0%	51,1%	79,9%	50,4%	88,2%
Total	52,9%	88,9%	76,6%	93,6%	40,8%	80,2%	37,7%	74,6%

Tabla 9.35: Aciertos exactos y flexibles de PANTOJO-1

Debemos aclarar que las pruebas fueron hechas sólo sobre 3 personas, por lo cual no podemos concluir que los resultados sean generales. Entonces, decimos que estos resultados se reducen a un “universo de 3 personas”. En total los datos analizados aquí resumen 4194 saltos interpretados por PANTOJO, con un promedio de 350 saltos para cada persona en cada modo de tratamiento.

Los mismos datos de la Tabla 35 están graficados en la Figura 9.35.

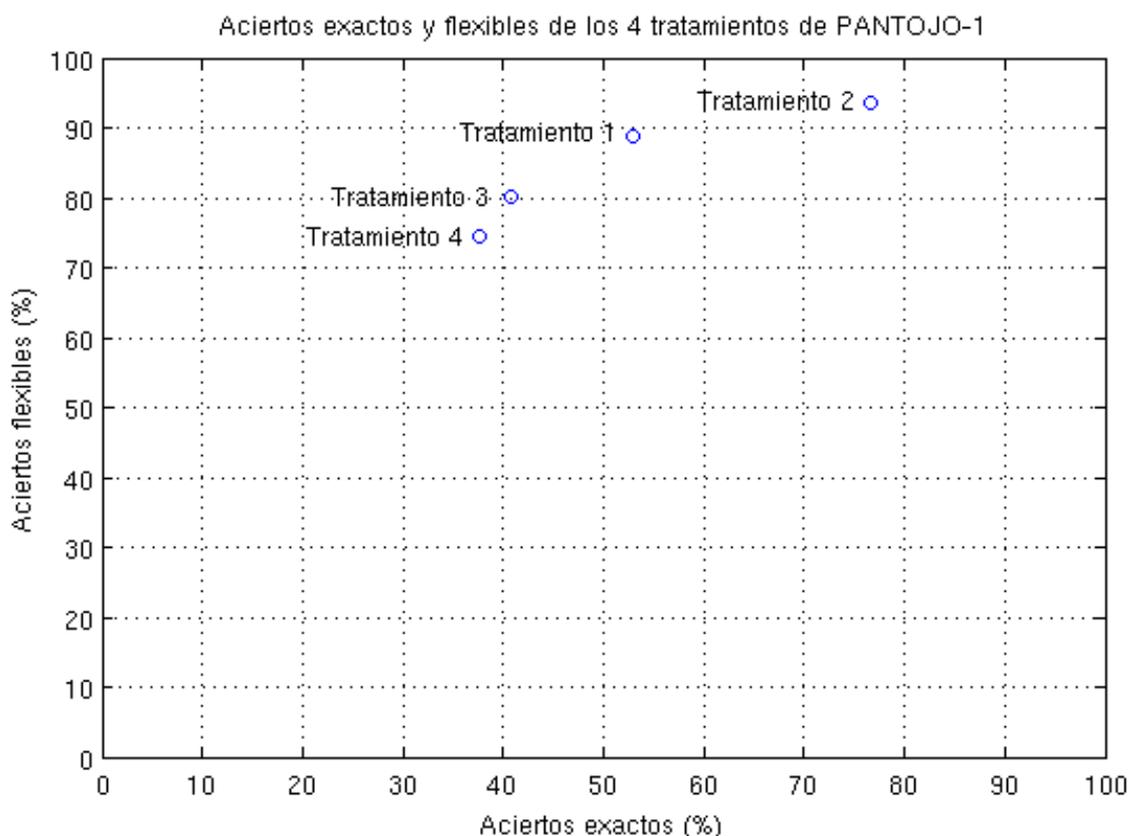


Figura 9.35: Aciertos exactos y flexibles de los 4 tratamientos de PANTOJO-1

Lo primero que hay que ver es cual procesamiento funciona mejor. Mirando la Tabla 9.35 se ve que el que da mejores resultados es el tratamiento 2, *discretización de saltos de a*

10 grados, *historia de la posición del ojo discreta*. Funciona mejor en los 2 estudios realizados, aciertos exactos y aciertos flexibles.

Tomando el total de datos, el tratamiento 2 tiene el porcentaje mas alto de aciertos exactos, 76,6 %, respecto a los otros 3 tratamientos. Además, también se comporta mejor si miramos los resultados de cada persona individualmente.

En el estudio de aciertos flexibles, se puede concluir exactamente lo mismo que para los aciertos exactos, funciona mejor en los resultados totales, 93,6 %, y en los resultados individuales de cada persona.

El resultado de aciertos flexibles del tratamiento 2 es muy bueno. Sin embargo debemos tener en cuenta que la discretización es de 10 grados por lo cual, cuando se erra en la posición exacta se le erra por mucho. 10 grados es un ángulo muy grande a efectos del proyecto. Por eso miramos ahora los resultados de los tratamientos con discretización de 5 grados, tratamiento 3 y 4. Aquí vemos que el que responde mejor es el tratamiento 3, *Discretización de saltos de a 5 grados, historia de la posición del ojo continua*.

En este caso, tomando los datos totales el tratamiento 3 es el mejor en los 2 estudios. Sin embargo, no es así tomando individualmente los resultados de cada persona. Para la persona 3, el tratamiento 4 da mejor resultado que el 3. De todas formas, ambos tratamientos tienen resultados muy parejos.

Concluyendo, considerando los objetivos del proyecto, creemos que la mejor solución es el tratamiento 3, *Discretización de saltos de a 5 grados, historia de la posición del ojo continua*. No tiene buenos resultados en aciertos exactos, pero en aciertos flexibles creemos que 80,2 % es un muy buen porcentaje. Se puede decir que, aproximadamente, estamos 80 % del tiempo en la posición correcta, a menos de un rango de ± 5 grados que como se demuestra en el Anexo 4 es poco perceptible a ojos de un tercero. En cambio si adoptáramos el tratamiento 2 con un grado de aciertos flexibles mayor (93,6%) la posición del ojo quedaría definida con una variedad de posiciones fijas espaciadas cada 10 grados, lo que da un error de ± 5 grados, considerado inaceptable en las pruebas de detección social de la posición del ojo.

Asumiendo el tratamiento de a 5 grados con memoria continua de la posición, en el 80% de los saltos el ojo queda bien determinado. En el 20% restante del tiempo, se puede pensar que algoritmos complejos de "inteligencia" que supervisen la determinación del punto puedan desautorizar al tratamiento 2 en base a una secuencia de estados incluidos en una "máquina de estados de la mirada". Todos temas para futuros desarrollo de la capacidad de determinar la posición del ojo.

Para cerrar este capítulo vale remarcar que se asumió que la persona que realiza el ensayo no comete errores al seguir la guía con la mirada. Esta suposición es muy optimista ya que luego de haber realizado la experiencia, las 3 personas declararon haber cometido errores, los cuales se traducen en errores del procesamiento.

10. Tiempos y Costos

El análisis de los tiempos y costos del desarrollo de PANTOJO-1 se basa en la documentación diaria del esfuerzo de los integrantes del grupo y de las compras hechas. El análisis permite estimar la factibilidad de proyectos similares y ajusta las estimaciones hechas antes de iniciar el desarrollo.

El tiempo empleado en el desarrollo de PANTOJO-1 fue adjudicado por separado a cada tarea y se estudia su distribución a lo largo del proyecto de marzo de 2010 a julio de 2011. Se compara el tiempo empleado con la planificación inicial hecha en marzo de 2010.

Si bien PANTOJO-1 reviste aspectos de investigación básica y tecnológica, con un resultado aun lejos de un modelo susceptible de producción, el objetivo del estudio de los costos del proyecto contribuye a estimar las posibilidades de desarrollo posterior con un plan de amortización del costo del proyecto si este se comercializara.

El proyecto fue financiado por el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB). El método de compra que se utilizó para realizar las compras fue el reembolso del dinero mediante la presentación de boletas.

10.1. Tiempo

10.1.1. Planificación

El tiempo estimado inicialmente para la ejecución del proyecto era desde marzo del 2010 a abril del 2011. De acuerdo con el diagrama de Gantt realizado al inicio el proyecto insumiría al equipo un total de 2200 horas con tareas identificadas a realizar y su demanda en horas al equipo, se presentan en la Tabla 10.1.

Actividades previstas en marzo 2010	Horas	%
1 - Estudio e Investigación	460	20,9
2 - Diseño y desarrollo de circuitos	480	21,8
3 - Desarrollo de software y programación del microcontrolador	640	29,1
4 - Pruebas de funcionamiento y validación	140	6,4
5 - Documentación	480	21,8
Total	2200	100

Tabla 10.1: Estimación inicial del esfuerzo requerido al equipo por tarea, medido en horas

Los tramos del camino crítico de mayor duración quedaron establecidos por las etapas de “Diseño y desarrollo de circuitos” y “Desarrollo de Software y programación del microcontrolador”.

En el análisis de riesgos fueron identificados varias posibilidades, tras el plan de contingencia nos quedó sin cubrir uno de alta probabilidad e impacto extremo. Este era el de no poder adquirir una señal fisiológica que fuera representativa de la posición del ojo y nos permitiera cumplir con los requerimientos de PANTOJO-1. Este riesgo fue asumido y seguimos adelante.

10.1.2. Ejecución

El proyecto comenzó en marzo del 2010 y culminó en Junio del 2011. La ejecución del proyecto le consumió al equipo un total de 3302 horas. La demanda en horas por tarea se detalla en la Tabla 10.2.

Actividades efectivamente realizadas	Horas	%
1 - Estudio e Investigación	720	21,8
2 - Diseño y desarrollo de circuitos	310	9,4
3 - Diseño y desarrollo de herramientas de software	515	15,6
4 - Diseño y desarrollo de herramientas mecánicas	120	3,6
5 - Desarrollo de software y programación del microcontrolador	795	24,2
6 - Pruebas de funcionamiento	325	9,8
7 - Reuniones con docentes	62	1,8
8 - Documentación	455	13,8
Total	3302	100

Tabla 10.2: Esfuerzo requerido al equipo por tarea, medido en horas

La distribución mensual de las horas dedicadas a las tareas mencionadas en la Tabla 10.2 se encuentra representada en la Figura 10.1.

10.1.3. Análisis de los resultados

La ejecución del proyecto insumió cincuenta por ciento más de horas de dedicación que lo planificado. En la Tabla 10.3 realizamos una comparación porcentual entre lo planificado y lo realizado.

	Horas estimadas en marzo 2010	Horas efectivamente empleadas hasta jun 2011	Variación (porcentual)
1 - Estudio e Investigación	456	720	58,00%
2 - Diseño y desarrollo de circuitos	480	310	-35,00%
3 - Diseño y desarrollo de herramientas de software	No fue previsto	515	-
4 - Diseño y desarrollo de herramientas mecánicas	No fue previsto	120	-
5 - Desarrollo de software y programación del microcontrolador	640	795	24,00%
6 - Pruebas de funcionamiento	140	325	132,00%
7 - Reuniones con docentes	No fue previsto como item	62	-
8 - Documentación	480	455	-5,00%
TOTAL	2200	3303	50,00%

Tabla 10.3: Comparación porcentual entra la demanda de horas planificada y la real

Como mencionamos en el ítem 10.1.1. en el análisis de riesgos inicial identificamos el riesgo de no poder adquirir una señal fisiológica que fuera representativa de la posición del ojo, le dimos una probabilidad de ocurrencia alta y un impacto extremo, este riesgo fue asumido en su momento.

A principios de agosto de 2010 habíamos desarrollado e implementado un prototipo para la adquisición de la señal EOG tal cual lo planificado, seguidamente nos enfrentamos con el problema de tratar la deriva en baja frecuencia producida por los electrodos ya mencionada en capítulos anteriores. Es en este momento es que el riesgo detectado al inicio se transforma en una realidad y pone en juego el futuro del proyecto. Tras haber analizado múltiples opciones para su tratamiento y haber realizado varias pruebas encontramos la manera de eliminarlo. Para ese entonces estábamos a fines de diciembre 2010, ya bastante atrasados en relación a lo proyectado.

Fue necesario además desarrollar una serie de herramientas mecánicas y de software para el análisis de las señales y la posterior construcción de un modelo que nos permitiera correlacionar la señal medida con la posición del ojo. Como se puede apreciar en la Tabla 10.3 estas tareas no fueron previstas al inicio del proyecto y nos demandaron el 20% del esfuerzo total según se deduce de la Tabla 10.2.

Estos inconvenientes fueron a nuestro entender los motivos principales que nos atrasaron y condujeron a que a fin de marzo de 2011 y con el aval de nuestro tutor le solicitamos a la comisión de carrera una prórroga de dos meses, aplazándose así el fin del proyecto a fin de Junio de 2011.

10.2. Costos

En esta sección detallamos los costos de desarrollo que tuvo PANTOJO-1 tanto en componentes como en horas de trabajo del equipo desarrollador. Además se estiman los posibles costos de producción, fueron estimados en base a la construcción y prueba del presente prototipo.

10.2.1. Costo de Componentes

En el Anexo 2 presentamos la lista de componentes y su precio. El monto total es de US\$ 150.

10.2.2. Costo de las horas de trabajo

Para estimar el costo de un prototipo se debe calcular el costo total del desarrollo incluyendo las horas-hombre insumidas y otros costos indirectos que no se hayan incluido. El costo de la hora hombre fue fijado por nuestro tutor en US\$20 la hora, cifra habitual utilizada en otros proyectos del nib, lo que permite hacer comparaciones y generalizaciones. Teniendo en cuenta que se emplearon 3300 horas, el equivalente en costo de horas-persona es de US\$ 66.000.

10.2.3. Costo del prototipo y posible plan de amortización del costo mediante la comercialización del producto

Con las cifras mencionadas en los puntos 10.2.1. y 10.2.2. estimamos el costo aproximado de construir 1, 10, 100 y 1000 unidades de PANTOJO-1.

En la Tabla 10.4 se muestra cual sería el costo de producir PANTOJO-1 en distintas cantidades, amortizando siempre el costo de desarrollo. Para una cantidad de 100 se considera un 10% de descuento en materiales y para 1000 un 20% de descuento, en ninguno de estos casos en que la producción es más masiva se considera el costo de construcción.

Cantidad de unidades	1		10		100		1000	
	US\$	%	US\$	%	US\$	%	US\$	%
Costo de materiales	150	0,23	150	2,23	135	27	120	64,5
Desarrollo pro-rateado	66000	99,77	6600	97,7	660	83	66	35,5
Costo unitario	66150	100	6750	100	795	100	186	100

Tabla 10.4: Costo estimado de una hipotética producción de PANTOJO-1

En caso de incluir PANTOJO-1 en una prótesis ocular móvil u otro dispositivo comandado por el ojo sano, el posible costo a incluir en un proyecto que use PANTOJO-1 como parte del sistema se deberá estimar en US\$ 150 para componentes y US\$ 66000 de desarrollo a amortizar.

11. Conclusiones y Proyecciones

11.1. Conclusiones

De acuerdo al resultado de los ensayos realizados, a nuestro juicio y al de nuestro tutor, PANTOJO-1 cumple satisfactoriamente con todos los objetivos establecidos inicialmente.

Este proyecto abre toda una línea de investigación y desarrollo de posibles aplicaciones que utilicen la señal EOG como fuente de información.

Como resultado colateral al proyecto quedó disponible una herramienta de software para la adquisición, procesamiento y análisis de señales que podrá ser reutilizada en futuros proyectos.

Con la investigación e implementación de filtros digitales Wavelet, marcamos en nuestro campo de acción un nuevo rumbo en el procesamiento de señales biológicas.

Hemos realizado un proyecto de alto contenido en investigación, en el transcurso del mismo aprendimos sobre la importancia de llevar una buena bitácora en la cual se detallan todas las actividades de investigación realizadas y sus resultados, ideas y bibliografía consultada, como también las horas invertidas en cada actividad.

El tiempo insumido para ejecutar el proyecto fue un 50% más que el previsto, pensamos que este resultado se debió a que el proyecto inicialmente no estaba bien delimitado y a nuestra inexperiencia en la planificación de tareas a largo plazo, y la cuantificación de las tareas en horas de trabajo. También surgieron fuertes inconvenientes durante el desarrollo con la adquisición de la señal EOG que ocasionaron un importante atraso.

El equipo humano se desempeñó muy bien, la asignación de tareas fue realizada siempre que se pudo tratando de satisfacer los gustos y habilidades de cada miembro. Las decisiones de calado fueron tomadas en conjunto y por mayoría.

A lo largo de este año y medio de trabajo hemos logrado funcionar realmente como un equipo, nos parece importante destacar este punto ya que el fracaso o el éxito de muchos proyectos depende de esto.

11.2. Proyecciones

11.2.1. Mejoras

Analizando las posibles mejoras que se podrían realizar en futuras implementaciones o en una etapa de rediseño, surgieron los siguientes puntos:

- Sería conveniente cambiar la fuente de poder de pilas a baterías recargables para poder reutilizarlas. Podrían utilizarse baterías de 9V o baterías AA de hasta 2700mAh para aumentar la autonomía. Tener cuidado si se piensa en la segunda opción ya que las baterías recargables AA son de 1,2V de tensión nominal por lo que cuatro no serían suficientes para alimentar a PANTOJO-1. Los reguladores de voltaje soportan cualquiera de las dos opciones.

No era objetivo de PANTOJO-1 cumplir con una determinada autonomía por lo que no concentramos esfuerzos en ese punto y lo resolvimos con pilas comunes por un

tema de costo.

- Sería conveniente alimentar a todo el dispositivo en 3,3V, para esto habría que cambiar el microcontrolador por uno que opere en este nivel de tensión de alimentación, de esta forma se eliminaría el regulador de 5V
- El microcontrolador debería ser integrado a la placa principal directamente, es decir no se debería usar la tarjeta adquisidora UBW sino solo el PIC, de esta forma se reduciría el tamaño.
- Claramente la vincha con electrodos amerita un rediseño, sería muy deseable para realizar esta tarea contar con el apoyo de alguien con conocimientos en diseño industrial y materiales.
- El procesamiento siempre podrá ser mejorado, se podría agregar más inteligencia al sistema de forma de identificar escenarios y dar así distintos tratamientos a la señal según convenga, por ejemplo “caminando”, “mirando la tele”, “conversando”, etc.
- En cuanto al tratamiento Wavelet, habría que investigar más para poder reducir el retraso. Algunas posibilidades son: elegir otra wave que se comporte mejor a los efectos del proyecto, ver de estimar la futura deriva de alguna forma, etc.

11.2.2.Aplicaciones

Durante los ensayos de PANTOJO-1 vimos el potencial del mismo como sistema de control con la mirada. Para utilizar PANTOJO-1 bajo este concepto, creemos que la salida con discretización en pasos de 10° es la más conveniente. Esto es porque tiene mayor exactitud en la determinación de la posición ocular y vimos que cuando la persona que hace uso de PANTOJO-1 cuenta con una realimentación de la posición la exactitud en la misma se torna imprescindible.

A continuación listamos las posibles aplicaciones que a nuestro criterio se podría utilizar PANTOJO-1 como sistema de control con la mirada. En algunas de estas aplicaciones alcanzaría con utilizar PANTOJO-1 para determinar simplemente cuando la persona mira hacia la derecha o hacia la izquierda.

Lista de posibles aplicaciones:

- Menú desplegable: Se trata de un software que desplegaría un menú horizontal en la pantalla, el usuario utilizando PANTOJO-1 podría seleccionar con su mirada la opción deseada y confirmar con un “pestaño” por ejemplo. La opción seleccionada que agrupa un tipo de tareas, al ser seleccionada desplegaría otro menú con opciones de ese tipo de tareas que una vez más el usuario podría seleccionar. Así se podría navegar en tantos niveles como sea necesario. Esta aplicación sería para personas cuádruplégicas que quieran interactuar en forma más independiente con el mundo, contribuyendo así en mejorar su calidad de vida.
- Podría realizarse un control para una silla de ruedas, habría que idear un sistema de comandos para operar la silla que se corresponda con una determinada secuencia en el movimiento de los ojos.

- Se podría utilizar para disparar una alarma de atención por una persona que se encuentra internada en cuidados intensivos y necesita de la atención urgente del personal de sala.
- En el caso de los transportistas de larga distancia, ómnibus de pasajeros o camiones de carga, se podría usar ésta herramienta para detectar si el conductor se esta durmiendo.
- Se podrían desarrollar juegos para niños minusválidos, por ejemplo una versión de Arcanoid, o cualquier actividad que permita dar al niño una mejor calidad de vida.

12. Anexo 1 - Métodos para la detección de la posición ocular

En este anexo presentamos los métodos estudiados para la detección de la posición del ojo. Analizamos ventajas y desventajas en lo referente a costo, complejidad, viabilidad y materiales disponibles.

12.1. Reflexión de luz

Principio

La determinación de la posición del ojo por reflexión de luz es realizada con una o varias, fuentes luminosas y fotodiodos ubicados en un marco de lentes, de frente al ojo. Cuando la fuente ilumina, la luz se refleja en el ojo y es captada por los fotodiodos. Debido a que el radio de curvatura de la cornea es menor al radio de curvatura del ojo, la luz se refleja en distintas direcciones. Procesando los datos es posible identificar la relación entre la luz reflejada y los centros de los radios de curvatura del ojo y de la cornea. De esta forma se ubica la posición del ojo.

También se suelen utilizar lentes de contacto especiales para reflejar mejor la luz, que consisten en espejos planos pegados al lente. Estos espejos facilitan la detección de la luz y mejoran sustancialmente la resolución.[21]

Evaluación

Es un método técnicamente realizable, los componentes que requiere existen en el mercado a precios razonables, para el caso de la reflexión en el ojo. El caso del lente de contacto adicional es distinto ya que no se consiguen en el mercado local estos lentes de contacto con espejos. Sin embargo fue descartado debido a que no se puede exponer el ojo mucho tiempo a la luz de la fuente para evitar dañar el único ojo sano en caso de prótesis y los dos ojos en caso de otras aplicaciones. Sirve para estudios puntuales donde el ojo es expuesto a la luz un tiempo acotado, pero los objetivos del proyecto exigen un uso prolongado en el tiempo del dispositivo que capte la posición del ojo.

12.2. Campo magnético del ojo

Este método no existe actualmente, es una idea que nuestro tutor nos planteo y pidió que analizáramos. El estudio teórico expuesto en el anexo 7 fue elaborado por el ingeniero Carlos Zaltzman.

Principio

Se considera al ojo como un dipolo eléctrico debido a la diferencia de cargas que existe entre la cornea y la retina. Se puede modelar como un dipolo eléctrico, con el positivo en la cornea y el negativo en la retina. Cuando el ojo se mueve se genera un campo electromagnético en las inmediaciones del ojo. El principio se basa en que este campo EM podría ser sensado por ejemplo por la tensión inducida en una bobina situada en un plano perpendicular al del eje en el que está físicamente el dipolo eléctrico, por ejemplo

una bobina de muchas vueltas en el armazón de los lentes. El desarrollo teórico completo puede verse en el **Anexo 7** "Campo magnético producido por el movimiento de un ojo en sus inmediaciones".

Evaluación

Este es un método muy tentador, ya que no es invasivo y el dispositivo para adquirir el campo magnético se puede realizar con los componentes existentes en plaza. Sin embargo resulta inviable, según los cálculos realizados el campo EM generado al moverse el dipolo eléctrico del ojo genera una tensión en la bobina imperceptible ($6.6e-39$ V) en comparación con la tensión inducida en la misma bobina por el campo EM terrestre ($7.5e-08$ V)

12.3. Lentes de contacto con espira

Principio

Se trata de un lente de contacto con una espira de un material metálico pegado al ojo en la sclera conectada al dispositivo de procesamiento. El lente debe moverse solidario al ojo y el dispositivo no debe interferir en los movimientos oculares. Se requieren lentes de contacto especiales ya que los lentes convencionales no sirven porque se mueven mucho respecto del ojo. Para fijar el lente se requieren presiones de por lo menos -20mmHg entre el lente y el ojo.

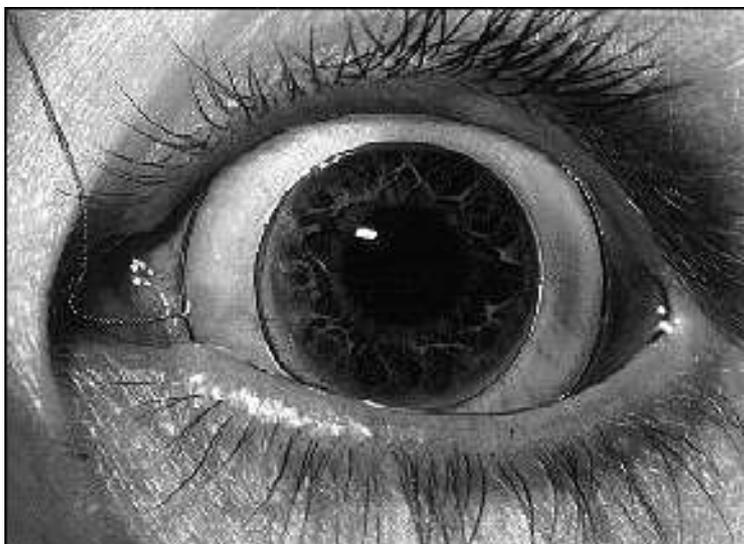


Figura 12.1: Lente con espira. Imagen extraída de [21]

Utilizando la espira más exterior al ojo se genera un campo magnético el cual induce una corriente en la espira pegada al lente. La corriente inducida depende únicamente de la relación entre la posición del ojo y la dirección del campo magnético. La corriente inducida es captada por el dispositivo y procesando estos datos se consigue posicionar el ojo.[21]

Evaluación

Es un método muy poco viable, en cuanto a precio debido al lente con la espira, técnicamente no es fácil generar un campo magnético uniforme en las condiciones del proyecto además de ser una técnica extremadamente invasiva.

12.4. Videoculograma

Principio

Consiste en filmar el ojo y, mediante el procesamiento de imágenes, detectar la posición. Se debe instalar una cámara de filmar en un par de lentes, gorra o algún dispositivo fijado en la persona y que la cámara filme al ojo.



Figura 12.2: Dispositivo para montar cámara. Imagen extraída de internet

Evaluación

Es el método mayormente utilizado. Se logra mejor resolución de la posición del ojo respecto a otros métodos. Incluso existen varias opciones comerciales.[21]

El método de detección de la posición del ojo por videoculograma depende de un sistema de filmación, cuyo costo es del orden de 300 dólares y de un programa que procese la filmación detectando la pupila y por ende la línea de mirada. Por lo tanto la implementación de este método sería viable. Sin embargo también fue descartada esta opción debido a que, si bien no es “medicamente” invasivo, el dispositivo llama mucho la atención por la cámara de filmar. La miniaturización de las cámaras permitirá considerar esta opción en el futuro una vez que su tamaño y su precio se reduzcan sustancialmente respecto a la situación tecnológica actual.

12.5. Electroóculograma (EOG)

Principio

La electrooculografía se basa en la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina del ojo. Colocando electrodos sobre la piel, cercanos a la órbita ocular es posible medir dicho potencial y correlacionarlo con la posición del ojo. [13],[08], [21]

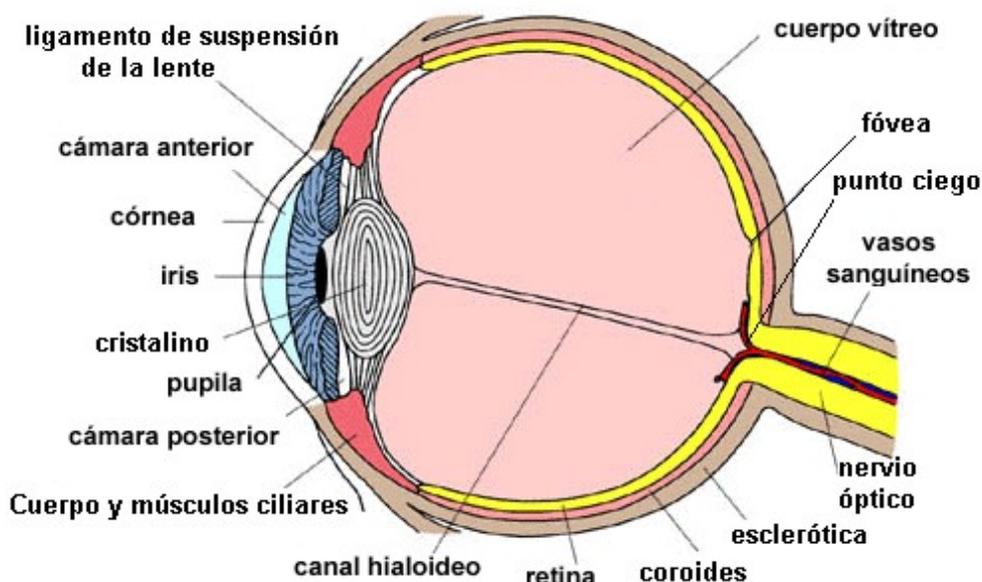


Figura 12.3: Anatomía del ojo, figura extraída de [13]

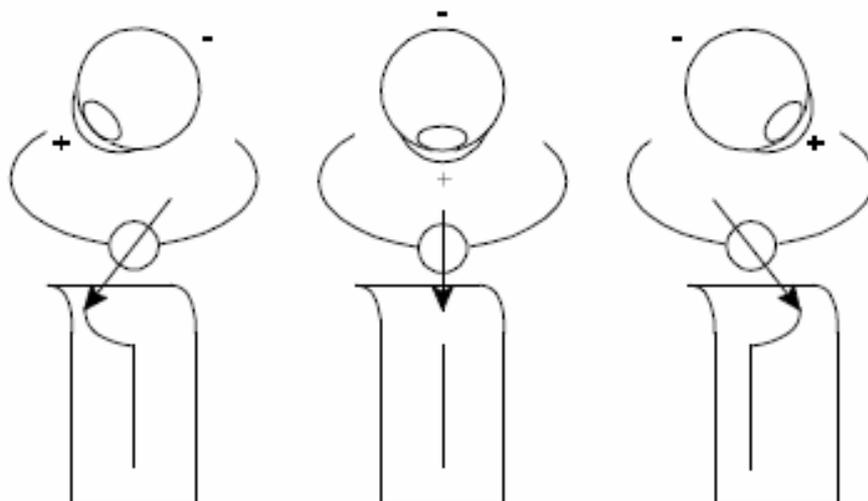


Figura 12.4: Fundamento de EOG, figura extraída de [13]

La diferencia de potencial se origina en el epitelio pigmentario, que en reposo varía de 1 mV a 6 mV [14], lo que hace que se pueda considerar al ojo como un dipolo eléctrico de muy baja carga, con su polo positivo situado en la córnea y su polo negativo en la retina.

Para medir las señales eléctricas generadas por el ojo normalmente se colocan 5

electrodos superficiales, 2 para detectar el movimiento horizontal (A y B), 2 para detectar el movimiento vertical (C y D) y 1 como referencia (E). Ver Figura 12.5. Al moverse el ojo desde el centro hacia un extremo, la retina se aproxima a un electrodo mientras que la córnea se aproxima al electrodo opuesto. Esta variación en la dirección del dipolo provoca un cambio en el potencial del campo eléctrico y por lo tanto también en la amplitud de la señal de EOG. Las señales en los electrodos tienen una amplitud que varía entre las centenas de microvoltios a unos pocos milivoltios.

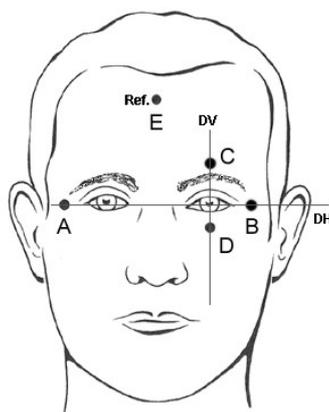


Figura 12.5: Disposición de electrodos, Figura extraída de [13]

Las principales aplicaciones para la adquisición de señales EOG es la de estudios clínicos, anomalías producidas por lesiones neurológicas focales, la exploración del sistema sacádico, la fijación foveal y los sistemas de reflejos.

Existen varios estudios (ver capítulo 3 sección 3.8) sobre la utilización de la señal de EOG para detectar la posición del ojo. Mayoritariamente se detectan pocas posiciones, centro, derecha, izquierda, arriba, abajo y sus combinaciones. Con objetivos como los de la interacción hombre-computadora y el control del movimiento de equipos (cámaras de seguridad, brazos robóticos, etc).

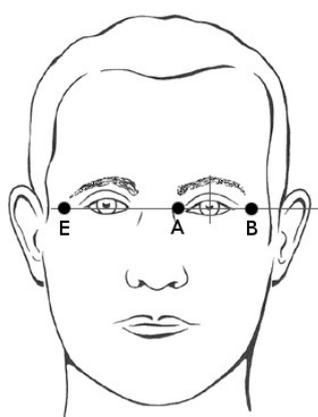


Figura 12.6: Disposición de electrodos Pantojo-1, Figura extraída de [13]

Evaluación

Es el método mas económico de todos. La mayoría de los componentes que requiere se

pueden adquirir en plaza a precios razonables. A menos de unos electrodos pegados en la piel, es un método no invasivo. La resolución típica que se puede esperar de este método para determinar la posición del ojo es del orden de 2° [21], resultado que es compatible con las especificaciones de PANTOJO-1. Se trata de un método que se puede implementar.

13. Anexo 2 - Componentes

En este anexo presentamos en la Tabla 13.1 la lista y el precio de todos los componentes electrónicos y no electrónicos utilizados en PANTOJO-1.

La mayoría de los componentes fueron comprados o donados por la empresa CCC del Uruguay, otros fueron donados por la empresa Pensur y otros se encontraban disponibles en el NIB o fueron comprados en plaza. Para el caso de los componentes donados, su precio fue obtenido de la página web del fabricante o de la página web del distribuidor Digikey, en ambos casos el costo de la importación fue considerado multiplicando por un factor de 1.3.

En el caso de los componentes de mayor complejidad o de los que haya alguna característica de especial interés, marcamos la inclusión o no de su hoja de datos en formato pdf en el CD del proyecto.

PANTOJO-1

Referencia	Componente	Cantidad	Precio (US\$)	Hoja de datos incluida en el CD
C2,C7,C8,C9,C11,C14,C15,C18,C19,C20	Condensador 100nF, 16V, cerámico XR7, SMD, 0805	10	2	NO
C10,C5	Condensador 47uF, 16V, electrolítico, pasante	2	0,1	NO
C3,C12	Condensador 47uF, 16V, cerámico XR7, SMD, G	2	0,1	NO
C6,C13,C16	Condensador 10uF, 16V, cerámico XR7, SMD, 1206	3	0,3	NO
R1,R24	Resistencia 200k, SMD, 0805	2	0,02	NO
R2,R3,R4,R17,R23	Resistencia 1M, SMD, 0805	5	0,05	NO
R7,R20	Resistencia 50k, SMD, 0805	2	0,02	NO
R8	Resistencia 820, SMD, 0805	1	0,01	NO
R9,R12,R13,R14,R30	Resistencia 1K, SMD, 0805	5	0,05	NO
R11,R22,R29	Resistencia 10k, SMD, 0805	3	0,03	NO
R15,R16,R53	Resistencia 1.5k, SMD, 0805	3	0,03	NO
R18	Resistencia 22k, SMD, 0805	1	0,01	NO
R21,R28	Resistencia 100k, SMD, 0805	2	0,02	NO
R27,R54	Resistencia 27k, SMD, 0805	1	0,01	NO
R55	Resistencia 20k, SMD, 0805	1	0,01	NO
SU1	Buzzer WST-1203	1	3	SI
U7	Placa UBW-PIC18F2553, 5V	1	13	SI
U8	Amplificador diferencial INA128U, SMD, 3.3V	1	10,4	SI
U16	Regulador de voltaje LP2985-3.3, 150mA, 3.3V	1	1,1	SI
U17,U18,U22,U23	Amplificador operacional MAX4072, 3.3V	4	6,4	SI
U21	Regulador de voltaje LP2980-5.0, 150mA, 5.0V	1	1,1	SI

PANTOJO-1

J15	Módulo BT KC21	1	28,35	SI
D6,D7,D8	LED amarillo, panel	3	0,6	NO
D9	LED rojo, panel	1	0,2	NO
D10	LED verde, panel	1	0,2	NO
SW1	Contactador de botón, panel	1	1,2	NO
SW6	Llave dos posiciones, panel	1	2	NO
BT2	Batería recargable 1.5 V, AA	4	5	NO
J10,J11,J12	Electrodo Ag/AgCl	3	15	NO
---	Porta Led, panel	5	0,8	NO
---	Alambres y cables para conexionado	-	1,2	NO
---	Tira de pines macho, 25 pines	1	0,4	NO
---	Conector plug de 5 pines (juego macho-hembra)	2	4,2	NO
---	Cable mallado de 4 lineas	2 metros	4,5	NO
---	Caja Plástica negra OKW, Ergo Case flat M	1	17	NO
---	Porta pilas OKW para caja Ergo Case	1	3	NO
---	Juego de clips para baterías AA, OKW	1	0,8	NO
---	Caja Plástica blanca OKW, Soft Case S	1	6	NO
---	Dongle USB	1	10,5	NO
---	Perfiles de aluminio	-	9,3	NO
		TOTAL	150	

Tabla 13.1: Lista y precio de los componentes empleados en PANTOJO-1

14. Anexo 3 - Circuito esquemático y PCB

Los circuitos esquemáticos y los PCB fueron realizados con Orcad Capture y Layout respectivamente.

En el CD del proyecto están los archivos fuente de esquemáticos y PCB.

Las Figuras 14.1, 14.2 y 14.3 son imágenes tomadas de los archivos de esquemático.

Como se ve en el capítulo 5, los circuitos de PANTOJO-1 fueron implementados en dos módulos, los circuitos impresos de ambos módulos se agregaron a este documento con fines de exhibir el trabajo pero no deben ser utilizados para reproducir los PCB ya que no están exactamente a escala lo que genera errores. Para reproducir los PCB deben utilizarse los archivos fuente de ellos incluidos en el CD del proyecto.

Las Figuras 14.4 y 14.5 son imágenes tomadas de los archivos del PCB del módulo principal de PANTOJO-1

Las Figuras 14.7 y 14.6 son imágenes tomadas de los archivos del PCB del módulo de amplificación y filtrado de PANTOJO-1.

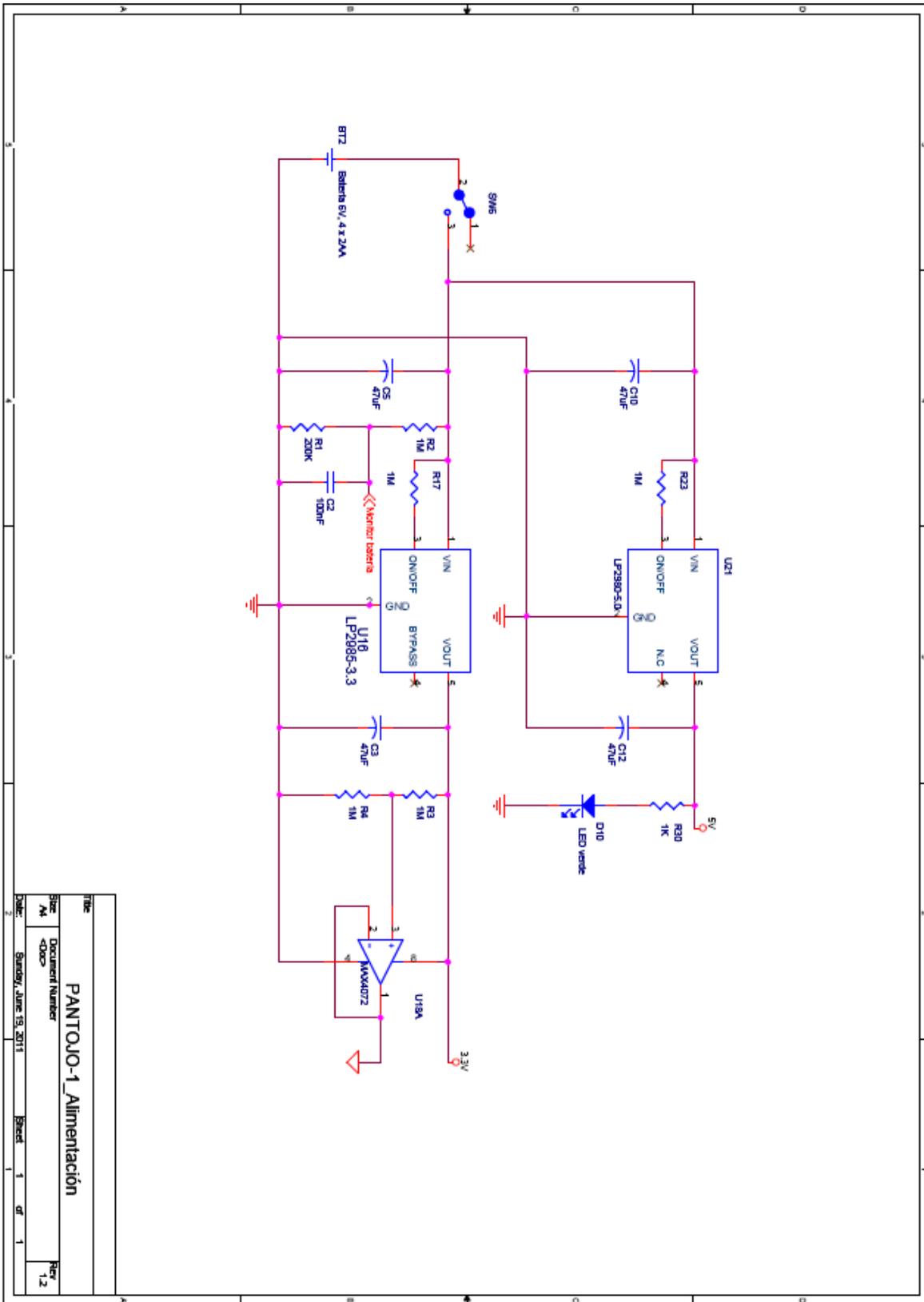


Figura 14.1: Hoja 1 del esquemático de PANTOJO-1. Alimentación.

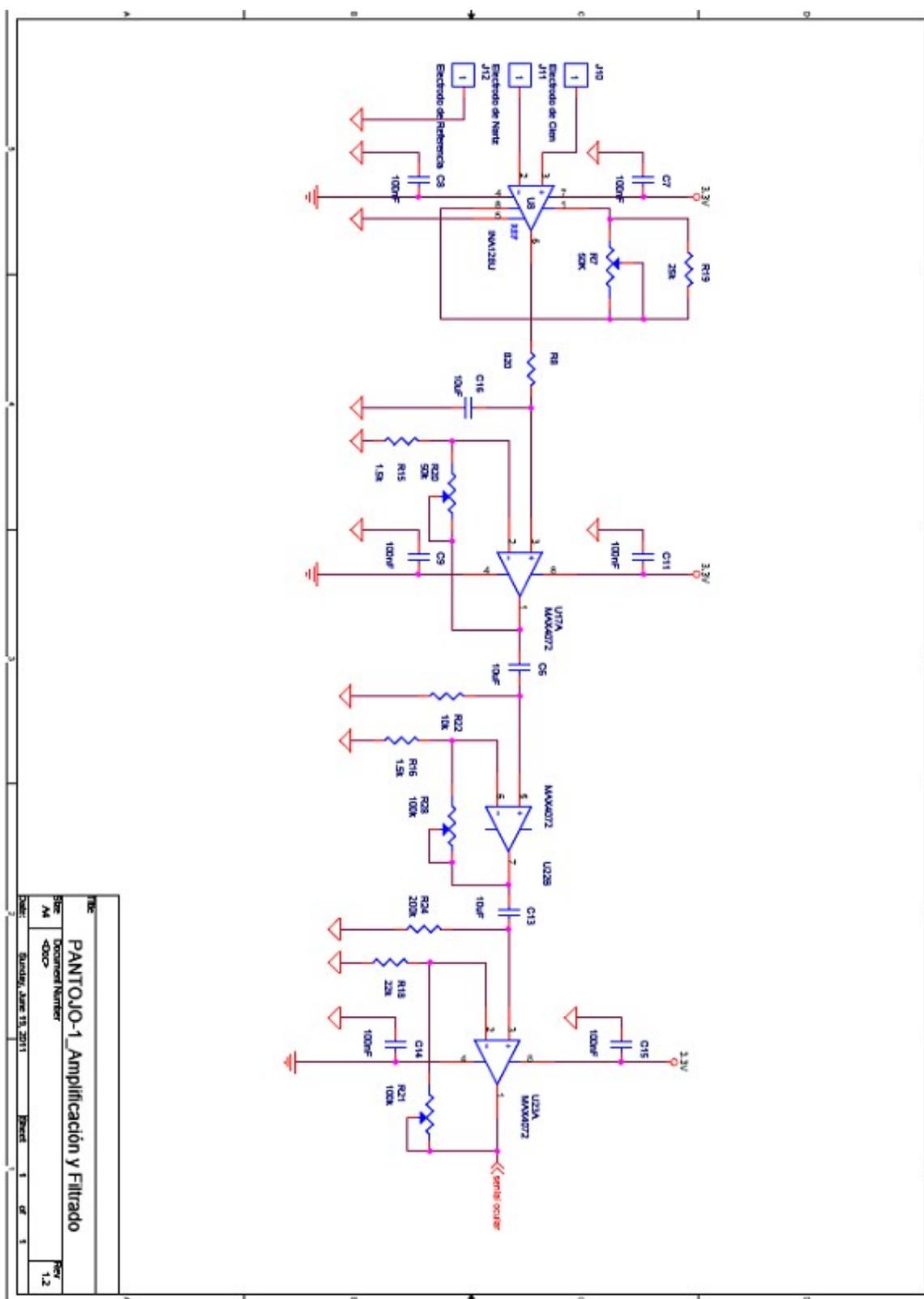


Figura 14.2: Hoja 2 del esquemático de PANTOJO-1. Amplificación y Filtrado.

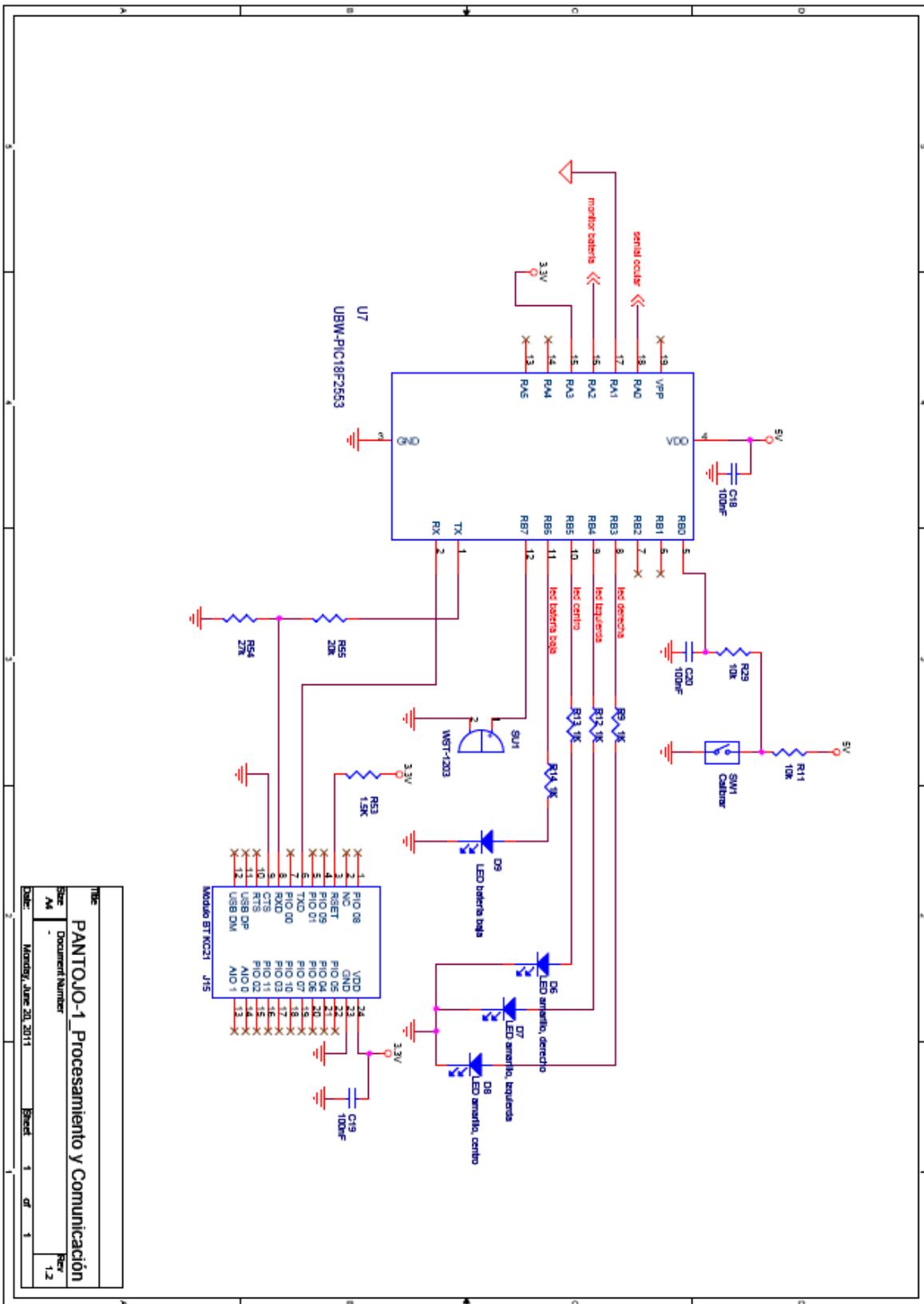


Figura 14.3: Hoja 3 del esquemático de PANTOJO-1. Procesamiento y Comunicación.

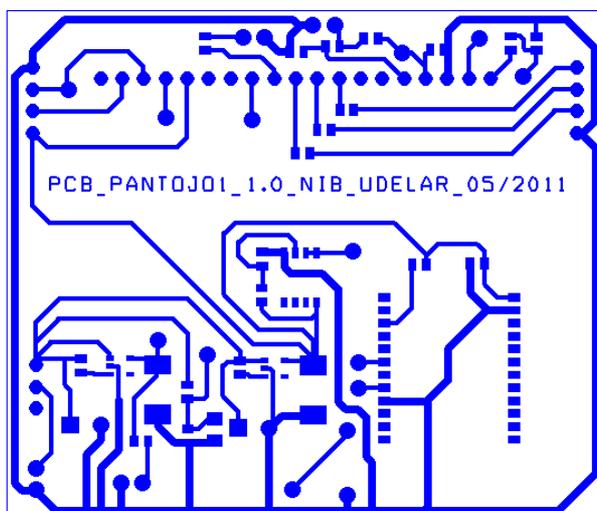


Figura 14.4: Circuito impreso del módulo principal de PANTOJO-1, v 1.0

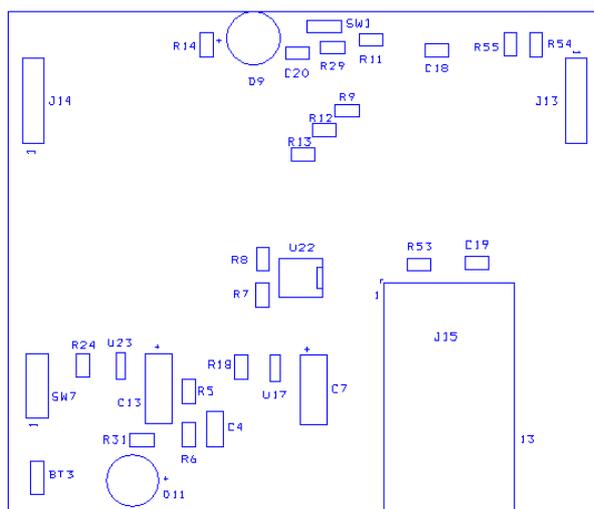


Figura 14.5: Referencia de componentes en el PCB del módulo principal de PANTOJO-1, v 1,0

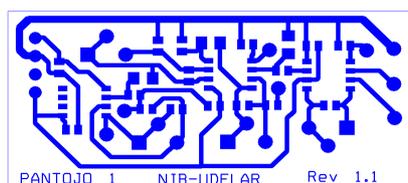


Figura 14.7: Circuito impreso de la etapa de amplificación y filtrado de PANTOJO-1, v 1.1

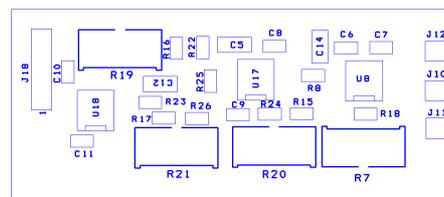


Figura 14.6: Referencia de componentes en el PCB de la etapa de amplificación y filtrado de PANTOJO-1, v1.1

15. Anexo 4 - Discretización de la posición ocular

Un objetivo del proyecto era determinar la posición del ojo sano de tal manera que, al ser esta impresa en una prótesis ocular, la diferencia observada por un tercero entre la posición del ojo sano y la de la prótesis ocular fuera imperceptible. Se desea que el movimiento de la prótesis acompañe al ojo sano sin que llame la atención de un observador ocasional en la interacción social.

En este Anexo se describe el estudio y la experimentación que llevó a determinar la precisión necesaria para PANTOJO-1, basada en la percepción externa de la mirada del ojo sano.

Para determinar qué desfase entre dos posiciones del ojo sano es perceptible por un tercero realizamos el siguiente estudio “*Estudio de la tía*”:

Protocolo:

- Utilizando la herramienta de software desarrollada, proyectamos una guía visual sobre una pared, regulando la distancia del proyector a la pared hasta que la excursión de la guía en la pared sea de tres metros.
- Ubicamos la silla con fijador de cabeza frente a la pared en la que estaba proyectada la guía a un metro y medio de separación y centrada respecto a la guía.
- Sentamos a la tía¹ en la silla y le sujetamos la cabeza con el fijador de cabeza, nos aseguramos de que el punto proyectado, la cabeza de la tía y el proyector estuvieran perfectamente alineados y centrados respecto a la guía
- Proyectamos puntos espaciados α° ente si desde el centro del sujeto, ver Figura 15.1

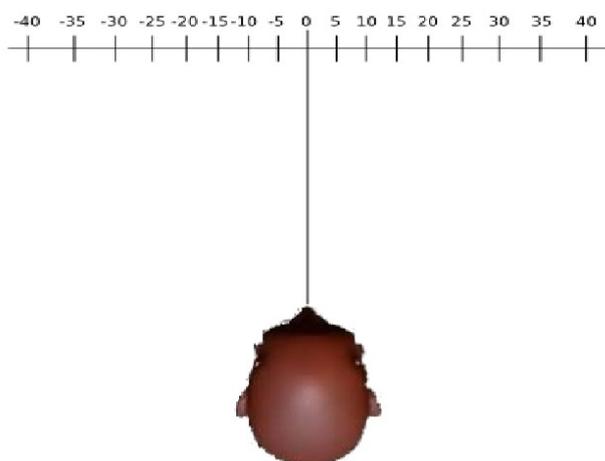


Figura 15.1: Configuración para el estudio de la tía

1 Dra. Eva Elso

- Pedimos a la persona (la tía) que mirara el punto-guía y mientras mantenía fijada su vista en él, le tomamos una fotografía al ojo izquierdo

Ordenamos las imágenes obtenidas desde 45° a la derecha hasta 45° a la izquierda en incrementos de α° . Luego comparamos las imágenes de a dos, es decir una posición comparada con la anterior y luego la misma posición con la siguiente.

En la Figura 15.2 puede apreciarse la comparación visual realizada. Con $\alpha = 5^\circ$

Como resultado de este estudio podemos decir que un tercero ubicado frente a la persona que llevaría la prótesis móvil no percibiría notoriamente la diferencia entre la posición real y la dada por PANTOJO-1 si el error entre ellas es de hasta 5° . Las fotos de ojos con 10° de diferencias son notoriamente percibidas, como puede verse en la Figura 15.2.

Habiendo realizado el presente “estudio de la tía” se deduce que si el sistema que diseñamos determina la posición ocular en forma discreta en pasos de 5° , (equivalente a un error de $\pm 2,5^\circ$ respecto a la posición real) y una prótesis ocular fuera accionada en función de tal información, un observador externo no percibiría ninguna diferencia apreciable si se erra hasta en una posición.



Figura 15.2: Estudio comparativo entre dos posiciones oculares consecutivas con 5° de diferencia

16. Anexo 5 - Herramientas de desarrollo

Para el proyecto y la implementación de PANTOJO-1 fue necesario desarrollar herramientas auxiliares indispensables para obtener los datos de validación, para hacer pruebas y para calibrar la adquisición de señales. La herramienta principal fue un osciloscopio específicamente hecho para proyectar PANTOJO-1 y para su mantenimiento posterior. Luego se describe aquí la silla con fijador de cabeza.

16.1. Osciloscopio

16.1.1. Motivos del desarrollo

Por las características del proyecto necesitábamos ver la forma que tenían las señales al adquirirlas. Al principio, nos alcanzaba con tomar las señales con un osciloscopio tradicional. Pero a medida que íbamos definiendo cómo procesar los datos fue necesario algo más que un osciloscopio. Necesitábamos poder adquirir, procesar, graficar y guardar los datos. Con un osciloscopio digital hubiéramos podido hacer estas cosas excepto el procesamiento. Nos interesaba especialmente este punto por que era bueno ir probando el procesamiento de los datos en tiempo real, y era más sencillo hacerlo en MATLAB que hacerlo directamente en el dispositivo final, que resultó ser el PIC. Y así fue, primero se desarrolló el procesamiento en MATLAB y luego se tradujo al lenguaje C el cual se compiló utilizando el compilador C18 de Microchip.

Luego el programa fue creciendo y al final resultó ser mucho más útil que un simple banco de pruebas de rutinas de procesamiento de señales. Con el podemos hacer transformada de Fourier de los datos en pantalla y tenemos un modelo en 3D del ojo con el que podemos simular de que forma se movería una prótesis comandadas con la información de PANTOJO-1.

16.1.2. Descripción general

La interfaz gráfica del programa se muestra en la Figura 16.1.

Hay 3 formas de ejecutar este programa, según el procesamiento que se lleva a cabo sobre las señales.

- *oscyBluetooth.m*: Programa que corre en tiempo real, adquiriendo las muestras por un puerto serie virtual USB. Recibe las muestras desde el PIC por bluetooth a través del dongle que simula un puerto serie virtual por USB. Se reciben los datos de las muestras sin procesar y las muestras ya procesadas por el PIC. También se recibe número de paquete para tener un control de los paquetes perdidos.
- *oscyflancos30.m*: Programa que corre en tiempo real pero con las muestras previamente adquiridas, el procesamiento es por flancos. Que corre en tiempo real refiere a que simula el tiempo real. Las muestras ya están en memoria pero se van tomando de a una en intervalos de tiempos iguales al tiempo muestreo dado. El resto de las funciones que cumple el programa ocurren en tiempo real, lo único que no es en tiempo real es la adquisición de las muestras.

- *oscywave30.m*: Programa que corre en tiempo real pero con las muestras previamente adquiridas, el procesamiento es mediante transformada Wavelet. Que corre en tiempo real refiere a que simula el tiempo real.

En las tres modalidades, la interfaz gráfica es la misma, a menos de algunas diferencias en las funciones de algunos botones. Se decidió separar en estos 3 archivos por motivos del procesamiento y para facilitar el desarrollo pero esto no afecta la interfaz gráfica.

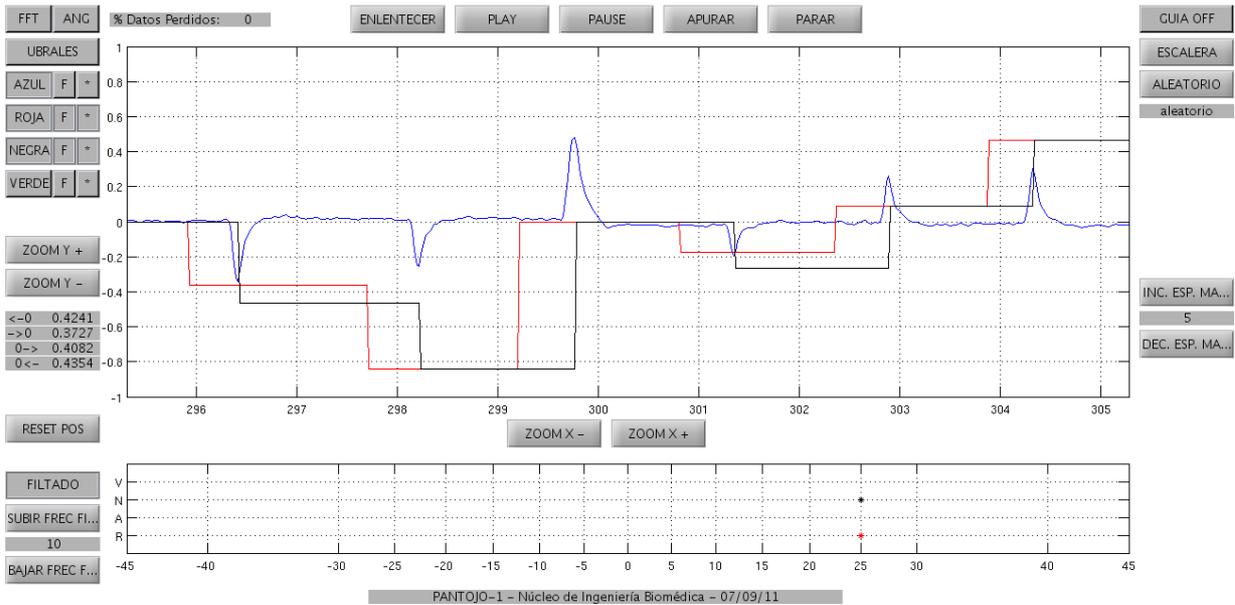


Figura 16.1: Vista general del osciloscopio

Área de señales adquiridas y generadas

Se muestra en la parte central de la imagen.

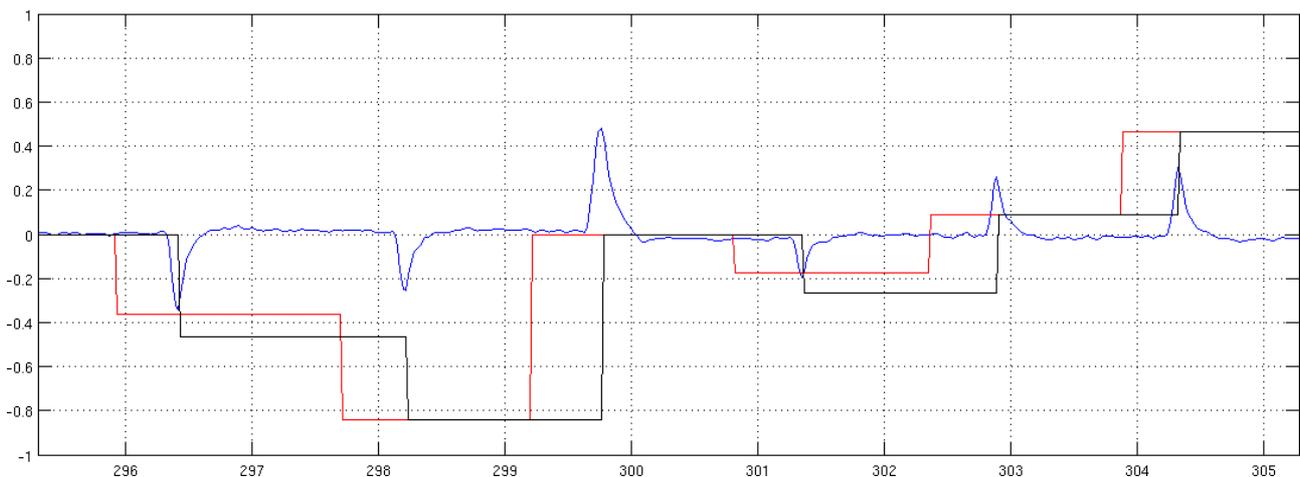


Figura 16.2: Área de señales adquiridas y generadas

Aquí se grafican hasta 4 señales a la vez. En este caso, la señal azul son los datos adquiridos pero sin procesar; la señal roja es la correspondiente a la guía proyectada; y la señal negra son los datos procesados en el PIC.

16.1.3. Área de guía

Esta área se ubica debajo del área de gráficas. Presenta los puntos de la posición más reciente de los datos en grados. El eje horizontal esta en grados y cubre el rango desde -45° a 45° . El eje vertical se divide en 4 posiciones las cuales toman el nombre de “V”, “N”, “A” y “R” haciendo referencia a los colores verde, negro, azul y rojo respectivamente. Recordar que éstos colores están asociados a señales. El punto rojo siempre es la guía a seguir, los otros colores varían lo que representan según el procesamiento. En la Figura 16.3 se ve la guía en rojo y la negra es el dato procesado en el PIC.

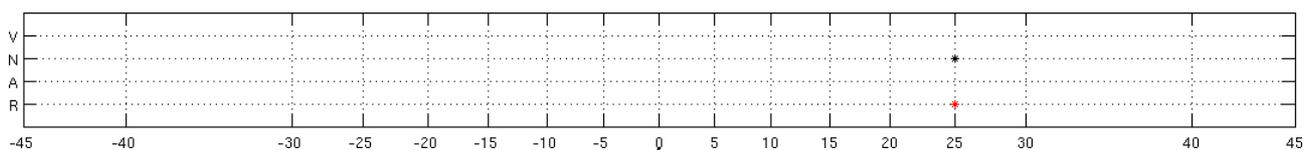


Figura 16.3: Área de la guía

16.1.4. Seleccionar reproducción

Con estos botones se puede poner a correr, pausar o parar el programa. Además, si se está ejecutando el programa *Oscyflancos30.m* o *Oscywave30.m*, también se puede enlentecer o apurar la reproducción. En el caso del programa *OscyBluetooth.m* no tiene sentido esto por que se están adquiriendo las muestras en tiempo real. Los botones están ubicados en la parte superior de la Figura 16.1.



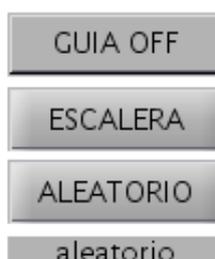
Figura 16.4: Selección de reproducción

- **Botón “PLAY”:** Botón del tipo “pushbutton”¹. Haciendo click sobre él se pone a correr el programa con reproducción en tiempo real.
- **Botón “PAUSE”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre él se pone en pausa el programa.
- **Botón “PARAR”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre él se pone fin a el programa. Se para la reproducción y, en el caso del programa *OscyBluetooth.m*, se guardan los datos.
- **Botón “ENLENTECER”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre él se divide a la mitad la velocidad de reproducción en ese instante. No tiene efecto en caso de que el programa que se ejecuta sea *OscyBluetooth.m*.
- **Botón “APURAR”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre él se multiplica al doble la velocidad de reproducción en ese instante. No tiene efecto en caso de que el programa que se ejecuta sea *OscyBluetooth.m*.

¹ Pushbutton: En MATLAB es un botón sin retención, es decir que no mantiene el estado. Generalmente esta en estado off, si se hace click sobre él, este pasa a estado on mientras se mantenga presionado. Luego de soltarlo, el botón vuelve al estado off.

16.1.5. Selección de la guía

Este es un grupo de botones que comandan la guía. Esta ubicado en el extremo derecho de la Figura 16.1. En la Figura 16.5 se muestra como es.



*Figura 16.5:
Selección de la
guía*

- **Botón GUIA OFF:** Botón del tipo “togglebutton”¹. Sirve para prender o apagar la guía. Si el botón dice “GUIA OFF”, entonces la guía esta apagada, y para prenderla se debe hacer click sobre él. Si dice “GUIA ON”, entonces la guía esta prendida y si se hace click sobre él, esta se apaga. Que la guía esté prendida quiere decir que esta se mueve, cambia de valor. Si la guía esta apagada entonces esta permanece con valor de cero grados.
- **Botón ESCALERA:** Botón del tipo “pushbutton”. Si se hace click sobre él, se dispara un evento en el cual se pone la guía en modo “escalera”. En este modo la guía cambia su valor en intervalos de tiempos fijos, siguiendo una tendencia creciente o decreciente. Los saltos en las posiciones depende de la discretización elegida y siempre se salta 1 lugar. La dirección del salto depende de si esta en la etapa creciente o decreciente. Cuando llega al limite de la discretización, cambia de estado, si estaba en estado creciente, pasa al estado decreciente, y viceversa.
- **Botón ALEATORIO:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se dispara un evento el cual setea la guía en modo “aleatorio”. En este modo la guía cambia de valor en intervalos de tiempo variables y aleatorios, con un máximo y mínimo preestablecido². El salto puede ser en cualquier dirección, pero con un máximo valor de salto también preestablecido³. Tiene un límite de tiempo para estar fuera de la posición de 0 grados⁴. Éste fue el modo de la guía que utilizamos

1 Togglebutton: En MATLAB es un botón con retención, es decir, mantiene el estado. Si no estaba presionado y se aprieta, entonces permanece apretado. Si estaba apretado y se vuelve a hacer click sobre él, entonces este pasa al estado no apretado.

2 Se eligen previamente en el archivo “varsYctes30.m”. Los valores elegidos son: máximo = 2.8s; mínimo = 1.5s. Los valores fueron ajustados en base a pruebas, no podía cambiar muy rápido, por que cuesta seguir la guía si ésta cambia muy rápido de posición, ni muy lento, por que es difícil mantener el ojo quieto durante mucho tiempo en un lugar que no sea los 0 grados.

3 El salto máximo quedó fijado en 20 grados, pero también puede cambiarse en el archivo “varsYctes30.m”. Este valor también fue ajustado empíricamente. En un principio, no tenía limite, podía saltar cualquier valor. Pero se dificultaba para poder seguir la guía si el salto era tal que salía del campo de visión del ojo, entonces se movía el ojo buscando el punto y esto nos daba errores.

4 El tiempo límite fuera de 0 grados quedó fijado en 5 segundos. Pasado este tiempo, el próximo salto siempre debe ser a 0 grados. De nuevo, el tiempo fue fijado en base a pruebas, teniendo en cuenta que el ojo se fatiga luego de

para los ensayos del proyecto. Podemos decir en base a la experiencia que este modo de funcionamiento es realmente aleatorio. Es muy difícil, sino imposible, predecir cual sera el próximo movimiento de de la guía.

- *Campo “aleatorio”*: Este texto muestra el estado actual del modo de la guía. Puede ser “aleatorio” o “escalera”.

Es fácil agregar más modos de funcionamiento de la guía, pero decidimos que no era necesario, teniendo en cuenta el tipo de procesamiento que se eligió.

En la Figura 16.6 se muestran los botones y estado de la separación entre las marcas que se muestran en el área de guía. Ver Figura 16.3. Las marcas pueden estar separadas entre 1 y 10 grados, y toma valores enteros.



*Figura 16.6:
Selección de
separación entre
marcas*

- Botón “INC. ESP. MA”: Botón del tipo “pushbutton”. El texto sin abreviar es “INCREMENTAR ESPACIO MARCAS”. Haciendo click sobre él, se incrementa el espacio entre las marcas en una unidad.
- Botón “DEC. ESP. MA”: Botón del tipo “pushbutton”. El texto sin abreviar es “DECREMENTAR ESPACIO MARCAS”. Haciendo click sobre él, se decrementa el espacio entre las marcas en una unidad.
- Campo: El campo que tiene valor “5” muestra la separación actual en grados entre las marcas.

estar mucho tiempo fuera de la posición central. Además, el procesamiento en el PIC también tiene un límite fijado para este caso. Se eligió el tiempo de forma de no introducir errores.

16.1.6. Escalas de tiempo y amplitud

Estos son botones para variar la ventana de tiempo vista y el máximo de escala en amplitud de la señal en el área de gráficas.

Eje de tiempo



Figura 16.7: Botones para modificar la ventana de tiempo vista.

La ventana de tiempo que se ve puede ser modificada con los botones que se muestran en la Figura 16.7. Estos botones se encuentran exactamente entre el Área de señales adquiridas y generadas y el Área de guía. La ventana puede tomar los siguientes valores de tiempo: 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 20, 50 y 100 segundos. Estos valores están ordenados tal cual se menciona aquí.

- *Botón “ZOOM X -”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se agranda la ventana de tiempo al valor de tiempo mayor próximo. El nombre hace referencia a un “zoom out”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 5 segundos, haciendo click sobre éste botón agrandamos la ventana de tiempo a 10 segundos.
- *Botón “ZOOM X +”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se achica la ventana de tiempo al valor de tiempo menor anterior. El nombre hace referencia a un “zoom in”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 5 segundos, haciendo click sobre éste botón achicamos la ventana de tiempo a 2 segundos.

Eje de Amplitud

El eje de amplitudes puede ser modificado con los botones que se muestran en la Figura 16.8. Estos están ubicados a la izquierda de la Figura 16.1, a media altura. Sirven para variar la amplitud máxima que se muestra. Los valores que puede tomar son: 0.1, 0.2, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 5, 7.5, 10, 15 y 20. No tiene unidad. Se debe interpretar en cada señal que unidad tiene. Fue la forma que encontramos para poder graficar todo junto. En el caso de los datos sin procesar, se entiende que el valor que se muestra es voltaje; para el caso de las señales ya procesadas y la guía, estas están en radianes. El eje en y es simétrico.

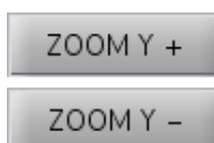


Figura 16.8: Botones para cambiar eje de amplitudes

- *Botón “ZOOM Y -”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se agranda la amplitud máxima del eje Y al valor de amplitud mayor próximo. El nombre hace referencia a un “zoom out”. Por ejemplo, si la amplitud máxima actual es de 1.5, haciendo click sobre éste botón agrandamos la amplitud máxima a 2.
- *Botón “ZOOM Y +”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se achica la amplitud máxima del eje Y al valor de amplitud menor anterior. El nombre hace referencia a un “zoom in”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 1.5, haciendo click sobre éste botón achicamos la amplitud máxima a 1.

16.1.7. Selección de señales

Con estos botones podemos seleccionar que gráficas serán mostradas. El grupo de botones se encuentra a la izquierda de la imagen principal. Ver Figura 16.1. Como se ve en la Figura 16.9, los botones están agrupados en columnas y filas. Los botones que están en fila corresponden a la misma señal. En las columnas están agrupados por la acción que toman. Los botones de la primer columna tienen el nombre del color de la señal, osea los colores que tienen en las gráficas. Es así para no quedar atado a ninguna señal específica. En cada color se debe saber a que corresponde.

- *Columna de colores*: Botón del tipo “togglebutton”. Si el botón esta presionado, se muestra la gráfica del color correspondiente en el Área de señales adquiridas y generadas. Si no está presionado, entonces no se muestra éste color.
- *Columna “F”*: Botón del tipo “togglebutton”. Si esta presionado se muestra la transformada de Fourier con el color correspondiente. Ver ítem 16.1.8. de este anexo. Si no esta presionado, no se ve la transformada.
- *Columna “*”*: Botón del tipo “togglebutton”. Si esta presionado, se muestra la posición actual de la señal correspondiente al color de la fila en el Área de guía.



*Figura 16.9:
Selección de
señales*

16.1.8. Transformada de Fourier

Para ver la transformada de Fourier se debe hacer click en el botón con nombre FFT ubicado a la izquierda de la pantalla principal. Ver Figura 16.1.

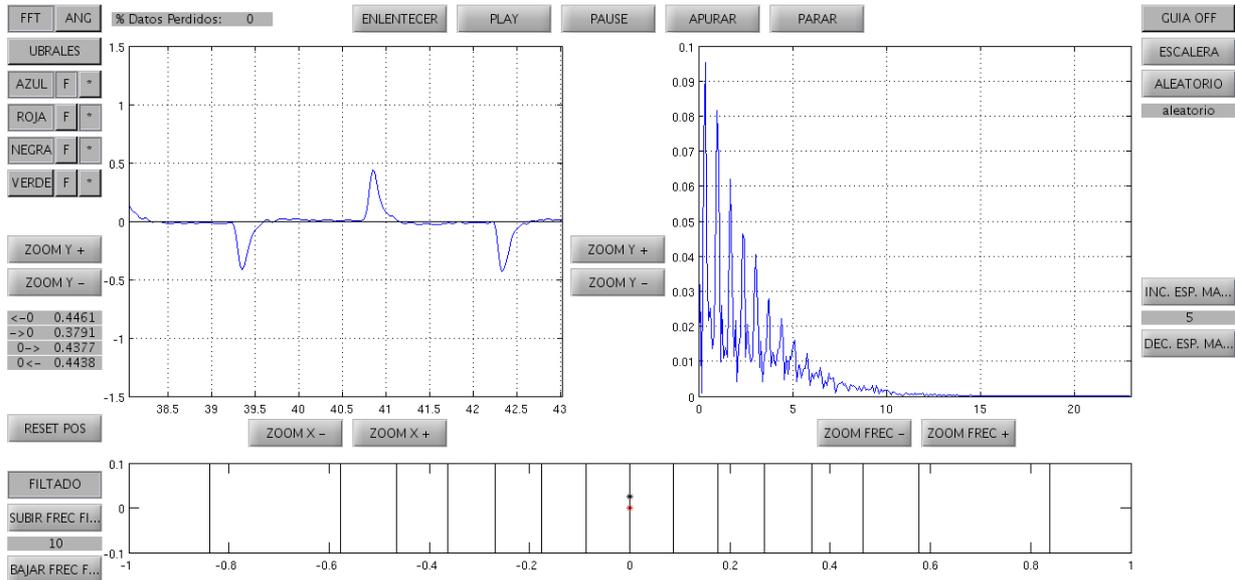


Figura 16.10: Vista general en FFT

- Botón “FFT”: Botón del tipo “togglebutton”. Si el botón esta presionado se muestra la transformada de Fourier de las señales.



Figura 16.11:
Selección FFT

Como puede verse en la Figura 16.1, no queda espacio en esta pantalla principal para mostrar la transformada de Fourier. Por eso es que cambia el aspecto de la pantalla, en el espacio que ocupa el Área de señales adquiridas y generadas, se muestra ahora 2 gráficas: la de la izquierda sigue mostrando lo que se veía antes, es decir las gráficas de las señales en función del tiempo; y en la derecha se muestra la transformada de Fourier.

Como se puede ver en la Figura 16.10, la pantalla es la misma a grandes rasgos. Todos los botones a la derecha e izquierda son los mismos. Solo cambia en la parte central. Como se dijo antes, lo gráfica a la izquierda es exactamente igual a la de Área de señales adquiridas y generadas, solo que su largo se redujo a la mitad. El tiempo de la ventana que se muestra es el mismo. Pasaremos ahora a explicar la gráfica a la derecha.

Lo primero que hay que explicar es que esta es una transformada de Fourier enventanada. La ventana de tiempo elegida es la misma que se esta viendo en la ventana de la izquierda. Es decir, la FFT mostrada es la FFT de los datos graficados en la ventana de la izquierda.

Esta ventana también puede variar la escala en frecuencia y la amplitud máxima del a transformada.

Eje de Amplitud de la Transformada de Fourier

El eje de amplitudes de la FFT puede ser modificado con los botones que se muestran a la izquierda de la Figura 16.2. Los valores que puede tomar son: 0.001, 0.0025, 0.005, 0.01, 0.025, 0.05, 0.1, 0.25, 0.5 y 1. No tiene unidad. Estos valores fueron ajustados empíricamente.

Para el calculo de la Transformada de Fourier utilizamos la funcion fft^1 de matlab.

- **Botón “ZOOM Y -”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se agranda la amplitud máxima del eje de Transformada de Fourier al valor de amplitud mayor próximo. El nombre hace referencia a un “zoom out”. Por ejemplo, si la amplitud máxima actual es de 0.1 haciendo click sobre éste botón agrandamos la amplitud máxima a 0.25.
- **Botón “ZOOM Y +”:** Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se achica la amplitud máxima del eje de Transformada de Fourier al valor de amplitud menor anterior. El nombre hace referencia a un “zoom in”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 0.1, haciendo click sobre éste botón achicamos la amplitud máxima a 0.05.

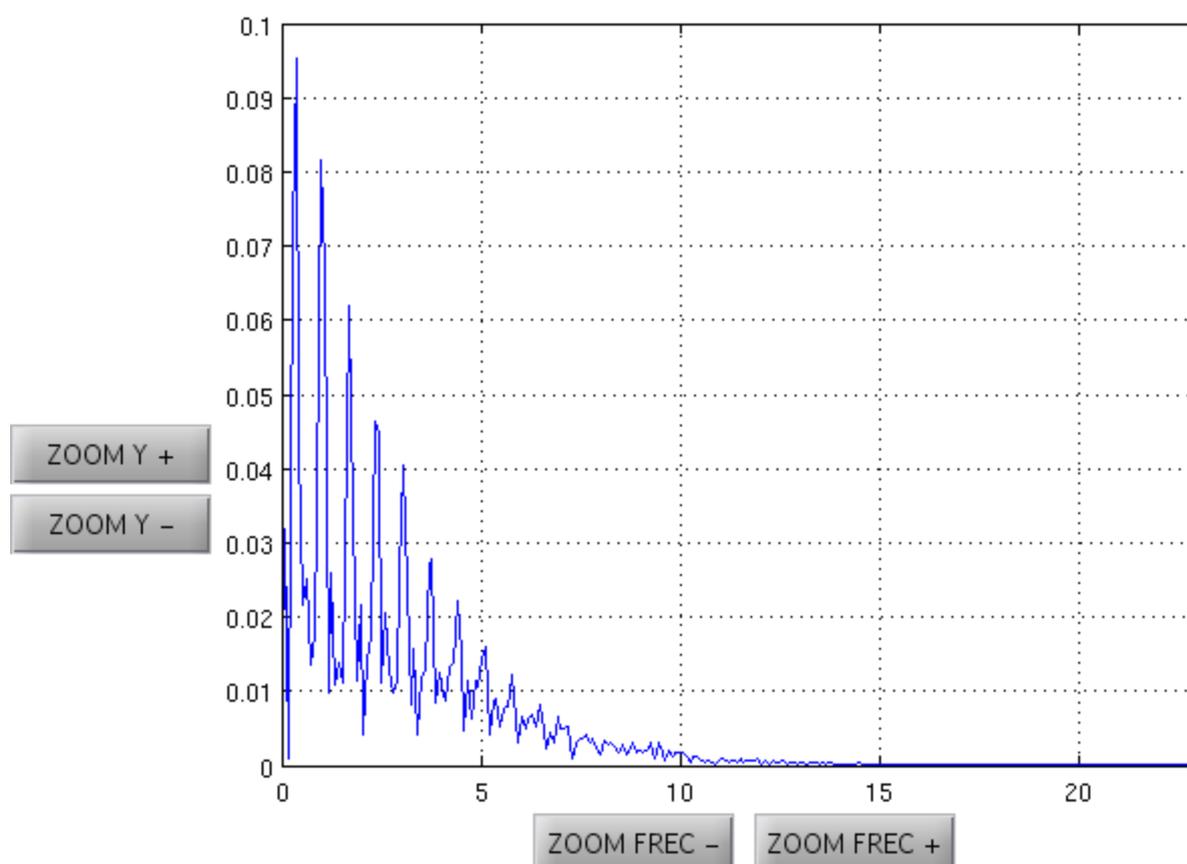


Figura 16.12: Gráfica de la transformada de Fourier

Eje de frecuencias de la Transformada de Fourier

El eje de frecuencias de la FFT puede ser modificado con los botones que se muestran en la parte inferior de la Figura 16.2. Los valores que puede mostrar depende de F_s ¹. El valor máximo de frecuencias visible es $F_s/2$. Luego los distintos valores de escala se eligieron arbitrariamente y en este caso son:

$$0.05 * \frac{F_s}{2}, 0.10 * \frac{F_s}{2}, 0.25 * \frac{F_s}{2}, 0.50 * \frac{F_s}{2} \text{ y } \frac{F_s}{2}.$$

Que en el caso con $F_s=46\text{Hz}$, que es la frecuencia de muestreo definida para el proyecto, los valores son 1.15, 2.3, 5.75, 11.5 y 23 Hz.

- *Botón “ZOOM X -”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se agranda la ventana de frecuencias al valor de frecuencia mayor próximo. El nombre hace referencia a un “zoom out”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 11.5Hz, haciendo click sobre éste botón agrandamos la ventana de frecuencias a 23Hz.
- *Botón “ZOOM X +”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se achica la ventana de frecuencias al valor de frecuencia menor anterior. El nombre hace referencia a un “zoom in”. Por ejemplo, si la ventana actual es de 11.5Hz, haciendo click sobre éste botón achicamos la ventana de frecuencias a 5.75Hz.

16.1.9. Simulación del ojo

Esta parte del programa consiste en el modelo en 3 dimensiones del ojo. Fue desarrollada en busca de alguna forma subjetiva de mostrar cómo se vería el ojo al moverse siguiendo la indicación de PANTOJO-1. Esto tiene raíces en el “*estudio de la tía*”, ver Anexo - 4, en el cual se estudió cómo se ve la posición del ojo por parte de un tercero. Luego con el procesamiento elegido, vimos que no podíamos acertar en el 100% de los casos. Pero, para los objetivos del proyecto, no era tan importante acertar siempre a la posición real del ojo, sino más bien poder seguir al ojo lo suficientemente bien como para que una tercera persona no viera mucha diferencia entre la posición del ojo sano y la posición de la prótesis.

Para poder ver esto, decidimos hacer el modelo 3D del ojo.

1 F_s es la frecuencia de muestreo.

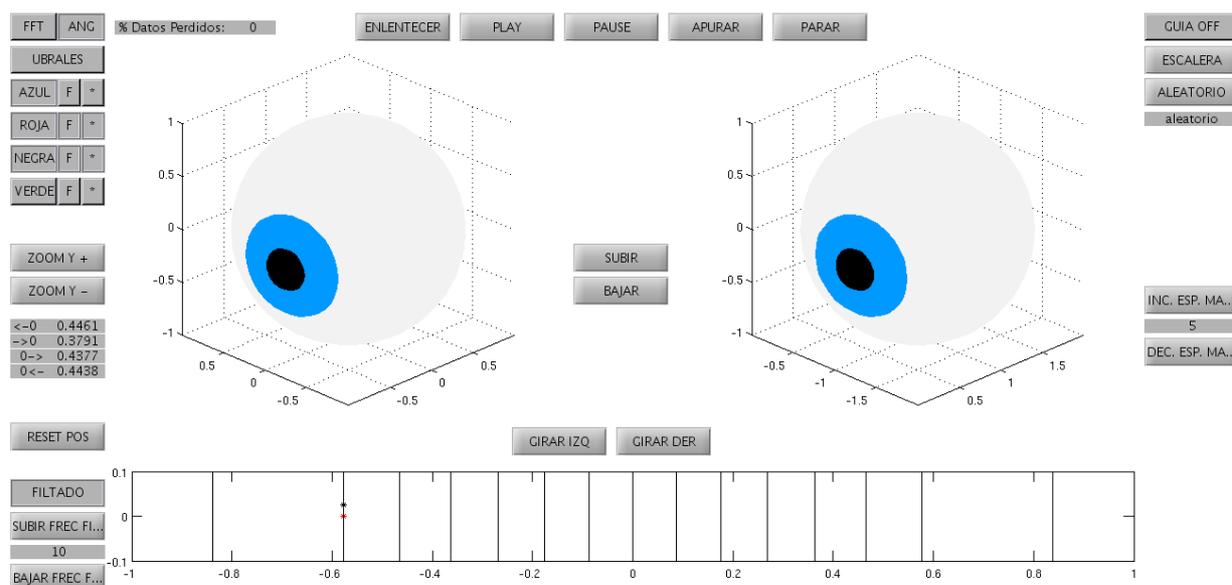


Figura 16.13: Vista general del modelo del ojo en 3D.

En la Figura 16.13 se muestra una vista general de la pantalla cuando se muestran los ojos. El ojo de la izquierda es la reconstrucción procesada de la posición del ojo sano, el ojo derecho es la guía.

Para acceder a esta vista de la pantalla se debe hacer click en el botón que dice “ANG”, ubicado a la derecha del botón de “FFT”.



Figura 16.14: Selección vista del ojo

- Botón “ANG”: Botón del tipo “togglebutton”. Se llama así por que muestra el ángulo de giro del ojo en el plano axial. Si el botón esta presionado se muestran los modelos del ojo en 3D.

Podemos cambiar el punto de vista de los ojos. Para ello están los botones que se ven en el centro de la Figura 16.13. Variando el punto de vista del observador podemos mostrar como se vería el ojo desde cualquier ángulo, no solo de frente a ellos.



Figura 16.15: Girar vista horizontal

- Botón “GIRAR IZQ”: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se gira hacia la derecha 5 grados la posición del punto de vista del observador. Que el botón se llame “GIRAR IZQ” no es un error, fue elegido a propósito por que es mas intuitivo, ya que lo que se ve en la imagen es como si los ojo giraran a la izquierda.

- *Botón “GIRAR DER”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se gira hacia la izquierda 5 grados la posición del punto de vista del observador.



*Figura 16.16:
Girar vista
vertical*

- *Botón “SUBIR”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se gira hacia la arriba 5 grados la posición del punto de vista del observador.
- *Botón “BAJAR”*: Botón del tipo “pushbutton”. Haciendo click sobre éste, se gira hacia la abajo 5 grados la posición del punto de vista del observador.

16.1.10. Datos perdidos

Al principio teníamos conexión cableada entre MATLAB y el equipo adquisidor y no teníamos problema de pérdida de datos. Cuando pasamos a utilizar la conexión inalámbrica Bluetooth empezamos a perder información. Para controlar esto decidimos hacer un control de paquetes perdidos. Cada dato que se envía desde el PIC tiene un número de paquete asociado. Si entre 2 paquetes consecutivos, desde el punto de vista de MATLAB, el número de paquete asociado no es coherente quiere decir que perdimos datos. El control también nos permite saber cuantos datos fueron.

`% Datos Perdidos: 1.2945`

*Figura 16.17: Datos
perdidos*

En la pantalla principal se muestra el porcentaje de datos perdidos respecto al total teórico que debimos recibir, ver Figura 16.17.

Este no es un estudio de la confiabilidad de la comunicación Bluetooth, por lo cual no nos interesó estudiar en profundidad la causa de estas pérdidas. De todas maneras, si comprobamos que la distancia entre el emisor y el receptor de Bluetooth no debe ser mayor a 2 metros. Cuanto más cerca, mejor. Esto es lo que más afecta la pérdida de datos.

16.1.11. Guardar datos adquiridos

Es posible guardar los datos adquiridos solo si el programa ejecutado es el *oscyBluetooth.m*. Cuando se hace click sobre el botón *PARAR*, ver sección 16.1.4 Seleccionar reproducción, se detiene el programa. En la línea de comandos principal de MATLAB se pregunta con que nombre desea guardar los datos. El usuario debe tipear una respuesta. Si la respuesta es "n", entonces no se guarda nada. En cualquier otro caso, se guardan los datos con el nombre tipeado. El archivo tiene extensión *.mat* y se guarda en la carpeta en la cual se está parado en MATLAB.

El formato de los datos guardados es una matriz de n filas por 5 columnas, donde n es la cantidad de datos adquiridos.

$t [1]$	$s [1]$	$s_o [1]$	$s_{op} [1]$	$ga [1]$
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
$t [i]$	$s [i]$	$s_o [i]$	$s_{op} [i]$	$ga [i]$
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
$t [n]$	$s [n]$	$s_o [n]$	$s_{op} [n]$	$ga [n]$

Figura 16.18: Esquema de datos guardados por PANTOJO-1

En la Figura 16.18 se muestra esquemáticamente el orden de las columnas que se guarda.

- Columna t : Columna de tiempos.
- Columna s : Columna de datos sin procesar. Son los datos adquiridos y procesados con el pasa-bajos digital implementado en el PIC, ver capítulo de Procesamiento.
- Columna s_o : Columna de datos procesados por MATLAB. Son los datos que son procesados por MATLAB a partir de los datos de la columna s .
- Columna s_{op} : Columna de datos procesados por el PIC. Son los datos de la salida del procesamiento del PIC.
- Columna ga : Columna de datos de la guía.

Además se guarda un segundo archivo con los datos de normalización con que fueron realizadas las pruebas. El formato del nombre del archivo es, el nombre elegido para el archivo en la línea de comandos, seguido del string “_norm”. Éste archivo también tiene extensión *.mat*.

El archivo está formado por 1 fila con 4 columnas.

<i>Ida Izq</i>	<i>Vuelta Izq</i>	<i>Ida Der</i>	<i>Vuelta Der</i>
----------------	-------------------	----------------	-------------------

- *Ida Izq*: Valor de normalización de 0° a -30° .
- *Vuelta izq*: Valor de normalización de -30° a 0° .
- *Ida Der*: Valor de normalización de 0° a 30° .
- *Vuleta Der*: Valor de normalización de 30° a 0° .

Por ejemplo, supongamos que MATLAB está parado en la carpeta “C:\PANTOJO-1”. Los archivos necesarios para ejecutar *oscyBluetooth.m* deben encontrarse en ésta carpeta. Se ejecuta el archivo *oscyBluetooth.m*. Se adquiere durante el tiempo deseado y luego se hace click sobre el botón *PARAR*. Cuando se pregunta con que nombre se desea guardar los datos se escribe en la línea de comandos principal “datos1”. Entonces, los nombres de los archivos guardados son “datos1.mat” “datos1_norm.mat”, y se guardan en la carpeta “C:\PANTOJO-1”. La ruta completa de los archivos es “C:\PANTOJO-1\datos1.mat” y “C:\PANTOJO-1\datos1_norm.mat”.

16.1.12. Ejecución de los programas

Aquí se debe distinguir entre los 3 programas.

Programa *oscyBluetooth.m*

Para ejecutar éste programa se debe tener los archivos:

- *oscyBluetooth.m*
- *oscylos_norm.m*
- *varsYctes30.m*
- *reconstruccion32.m*
- *detectPuls1.m*
- *reparametrizacion30.m*
- *guia.m*
- *plot31.m*

Éstos archivos deben estar todos en la misma carpeta y es en ésta carpeta donde debe estar parado MATLAB.

En la línea 26 del archivo *oscyBluetooth.m* debe escribirse el puerto serie al cual debe conectarse, ver Anexo 6 – Manual de operaciones.

Luego, para correr el programa, se debe escribir “*oscyBluetooth*” en la línea de comandos principales y hacer click sobre el botón Enter del teclado.

Programa *oscyflancos30.m*

Para ejecutar éste programa se debe tener los archivos:

- *oscyflancos30.m*
- *oscylos_norm.m*
- *varsYctes30.m*
- *reconstruccion32.m*
- *detectPuls1.m*
- *reparametrizacion30.m*
- *plot31.m*

Éstos archivos deben estar todos en la misma carpeta y es en ésta carpeta donde debe estar parado MATLAB.

En la línea 18 del archivo *oscyflancos30.m* debe escribirse la ruta del archivo de datos para mostrar. Y en la línea 21 del mismo archivo se debe escribir la ruta del archivo con los datos de normalización.

Luego, para correr el programa, se debe escribir “*oscyflancos30*” en la línea de comandos principales y hacer click sobre el botón Enter del teclado.

Programa *oscywave30.m*

Para ejecutar éste programa se debe tener los archivos:

- *oscywave30.m*
- *oscylos_norm.m*
- *varsYctes30.m*
- *filtrowave30.m*
- *funcFiltroWave.m*
- *reparametrizacion30.m*
- *plot32.m*

Éstos archivos deben estar todos en la misma carpeta y es en ésta carpeta donde debe estar parado MATLAB.

En la línea 18 del archivo *oscywave30.m* debe escribirse la ruta del archivo de datos para mostrar.

Luego, para correr el programa, se debe escribir “*oscywave30*” en la línea de comandos principales y hacer click sobre el botón Enter del teclado.

16.1.13. Implementación

El software fue desarrollado en MATLAB 7.11.0 (R2010b). Para correrlo es necesario tener instalado esta versión de MATLAB o superior. No era requerimiento del proyecto este software por lo cual no nos preocupamos de hacerlo ejecutable de otra forma. De todas maneras, nos parece que puede ser de interés para futuros proyectos así que los archivos MATLAB para ejecutarlo están disponibles en el CD que entregaremos junto con la documentación.

16.2. Silla para fijar cabeza

Para realizar los ensayos que nos permitieron determinar la relación ángulo-voltaje y para realizar los ensayos de PANTOJO-1 utilizamos una silla con un fijador de cabeza.

El objetivo de esta silla modificada es imposibilitar el movimiento reflejo de la cabeza del sujeto al querer seguir la guía que se proyecta para los ensayos. Es decir, cuando la guía barre un ángulo mayor a 20° el sujeto que esta realizando la prueba tiende naturalmente a mover su cabeza de manera de ubicar el punto de la guía aproximadamente en el centro de su campo visual. Este fenómeno provoca que se realice una disminución en el ángulo de giro del ojo que se hubiera tenido si no se giraba la cabeza, claramente esta fuente de error se elimina al contar con un dispositivo que fije la cabeza.

Así fue que montamos a una silla un dispositivo que permite fijar la cabeza, ambos elementos fueron provistos por el NIB.

Como se aprecia en las Figuras 16.19 y 16.20 cuenta con regulación para el tamaño de la cabeza así como para el largo de la espalda lo que permite lograr un buen ajuste.



Figura 16.19: Fijador de cabeza



Figura 16.20: Silla con fijador de cabeza

17. Anexo 6 - Manual de operación

17.1. Preparación del usuario

El usuario que va a utilizar PANTOJO-1 debe comenzar por lavarse la cara con agua y jabón, y luego debe realizar una abrasión mecánica de la piel en la zona donde apoyan los electrodos para remover la piel muerta. Esto es muy importante para una buena adquisición de la señal ocular.

Luego de colocar pasta conductora para EEG (ELEFIX) en los electrodos puede proceder a colocárselos, es importante que los electrodos de señal, que son los que se encuentran a ambos lados del ojo derecho, se encuentren alineados horizontalmente y lo más cercano posible al ojo.

17.2. Modo de operación

Luego de que la PC esté configurada y esperando la conexión de PANTOJO-1, ver sección 17.3., se puede proceder a realizar el encendido de PANTOJO-1 utilizando la llave que se encuentra en el panel del módulo principal.

17.2.1. Calibración

La primera acción que debe realizar el usuario es la calibración, para lo cual debe conectar el brazo calibrador al módulo principal, colocárselo como muestran las Figuras 17.1 y 17.2, y mantener presionado el botón del módulo principal hasta que se enciendan los leds.

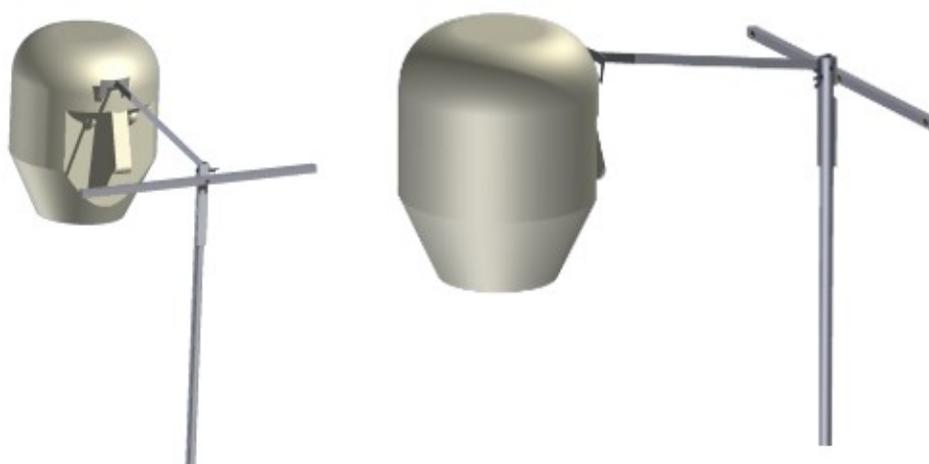


Figura 17.1: Uso del dispositivo de calibración.



Figura 17.2: Uso del dispositivo de calibración

Inicialmente los leds se encenderán de forma intermitente para indicarle al usuario hacia que lado comenzará la secuencia de calibración y antes de que cambie de sentido la secuencia se le indicará al usuario nuevamente encendiendo de forma intermitente los leds. Durante la secuencia de calibración el usuario simplemente debe remitirse a seguir con la mirada el led encendido procurando no adelantarse al cambio del led encendido. Realizar la calibración correctamente es vital para el funcionamiento de PANTOJO-1. La calibración finaliza cuando todos los leds permanecen apagados, a partir de este momento el usuario puede hacer uso de PANTOJO-1.

17.2.2. Modos de uso

PANTOJO-1 cuenta con dos modos de uso:

- Modo 1: discretización de la zona lineal en 5°
- Modo 2: discretización de la zona lineal en 10°

Luego del encendido PANTOJO-1 comienza funcionando en modo 1. Para cambiar de modo de operación el usuario debe presionar el botón del módulo principal por un tiempo menor a dos segundos y se le indicará en que modo se encuentra encendiendo el led rojo del módulo principal, una vez para el modo 1 y dos veces para el modo 2.

17.2.3. Error en reconstrucción

Si mientras se está haciendo uso de PANTOJO-1 el buzzer suena en forma continua, se le está indicando al usuario que hubo un error en la reconstrucción de la posición, y éste debe volver la mirada a la posición central y permanecer así hasta que el buzzer cese de sonar. El período de tiempo que está sonando el buzzer es de dos segundos por lo que la

respuesta del usuario debe ser rápida.

17.2.4. Batería Baja

Cuando PANTOJO-1 detecta que el nivel de batería es bajo se lo indica al usuario haciendo sonar el buzzer dos veces cada diez minutos y manteniendo encendido el led rojo del módulo principal.

17.2.5. Consideraciones

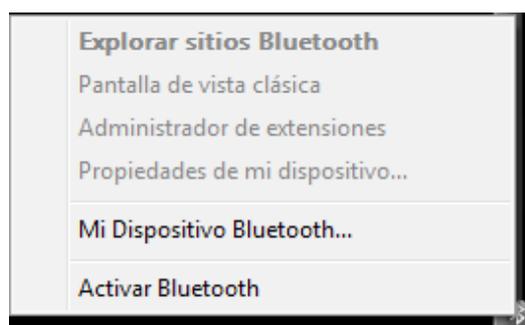
Es importante que el usuario, mientras hace uso de PANTOJO-1, no hable y procure mantener al mínimo las gesticulaciones y contracciones de los músculos faciales ya que todo esto genera ruido en la señal adquirida provocando el mal funcionamiento de PANTOJO-1.

17.3. Configuración de la PC

El transmisor bluetooth de PANTOJO-1 está apareado con el dongle USB/bluetooth que viene con el dispositivo. De esta manera es posible recibir los datos desde cualquier PC.

Es necesario contar con un programa en la PC que permita crear un puerto virtual a través del dongle, en el CD que viene junto con el dongle se encuentra el programa BlueSoleil para Windows que permite realizar esta acción. A continuación se detalla como realizar la configuración.

Luego de instalado el programa BlueSoleil y conectado el dongle a un puerto USB, si la PC donde se esta trabajando cuenta con bluetooth propio se lo debe desactivar, luego presionar el botón derecho sobre el icono de bluetooth que aparece en la barra de herramientas. En el menú desplegado seleccionar “Mi dispositivo Bluetooth”, ver Figura 17.3.



*Figura 17.3: Configuración Bluetooth:
paso 1*

En el menú desplegado seleccionar la opción “USB”, ver Figura 17.4.

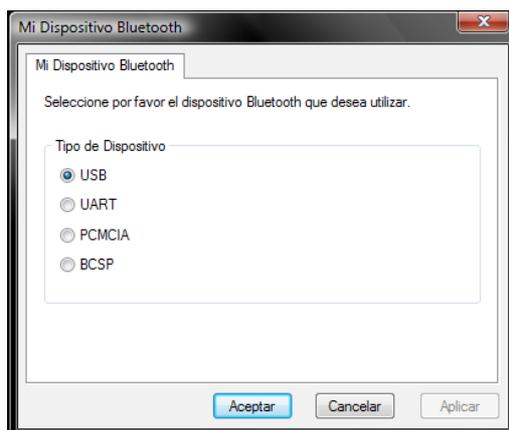


Figura 17.4: Configuración Bluetooth: paso 2

A continuación seleccionar “activar bluetooth”, ver Figura 17.3 y seguidamente volver a desplegar el mismo menú y seleccionar “Pantalla de vista clásica”, ver Figura 17.5.



Figura 17.5: Configuración Bluetooth: paso 3

El próximo paso es configurar el puerto serie, para esto sobre el icono central de la pantalla, al presionar el botón derecho del mouse se despliega el menú que se ve en la Figura 17.6 donde hay que seleccionar “Propiedades”.



Figura 17.6: Configuración Bluetooth: paso 4

En el menú de propiedades que se muestra en la Figura 17.7, en la sección de puertos serie, seleccionar uno de los puertos entrantes disponibles (en este caso COM18) y seleccionar “propiedades”.

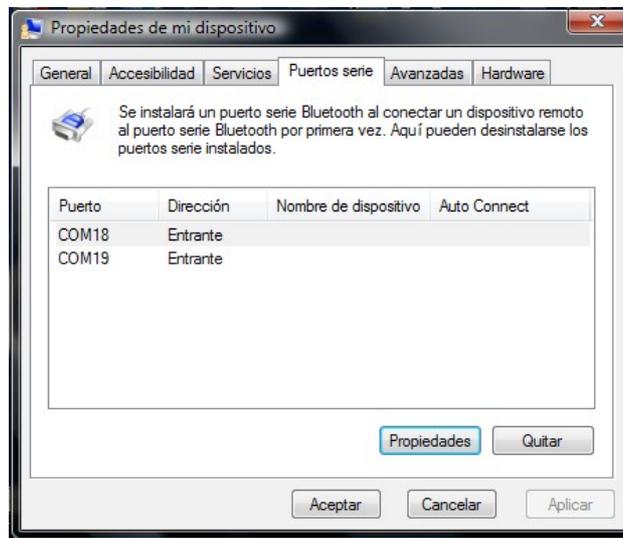


Figura 17.7: Configuración Bluetooth: paso 5

En el menú de propiedades del puerto serie es necesario que la opción de “*Conexión segura*” no este seleccionada, como se muestra en la Figura 17.8, de no ser así PANTOJO-1 no podrá establecer conexión con la PC ya que se le solicitará una clave para realizar la comunicación.

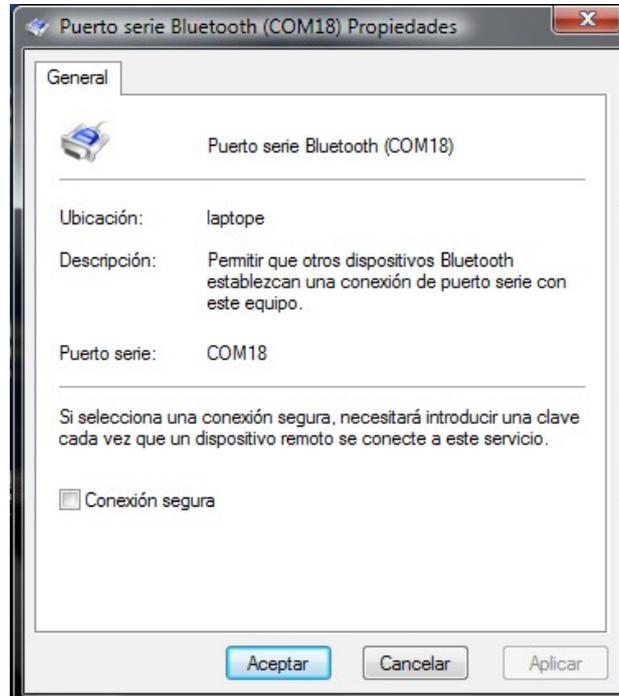


Figura 17.8: Configuración Bluetooth: paso 6

Nuevamente dentro del menú de propiedades, de la sección de Accesibilidad verificar que las opciones “*Permitir a otros dispositivos Bluetooth ver este dispositivo*” y “*Permitir a otros dispositivos Bluetooth conectarse a este dispositivo*”, estén seleccionadas como se

muestra en la Figura 17.9.

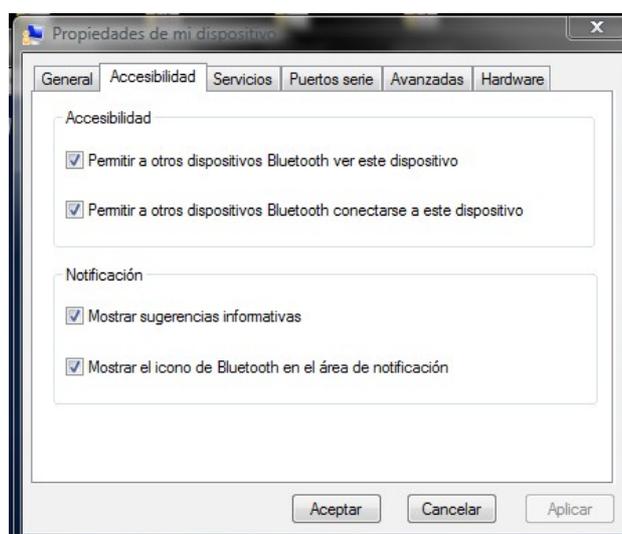


Figura 17.9: Configuración Bluetooth: paso 7

Si la PC cuenta con bluetooth propio, para verificar que se está trabajando con el dongle, en la sección Hardware del menú de propiedades, la dirección del dispositivo debe ser 00:11:67:55:92:0B, como se muestra en la Figura 17.10.

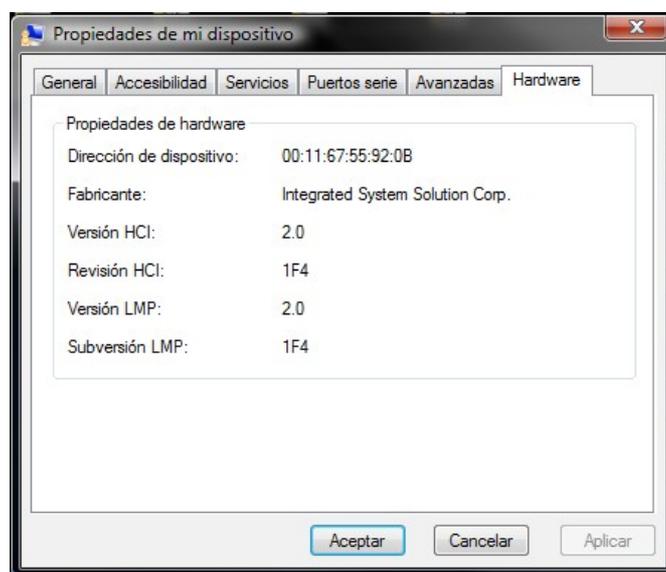


Figura 17.10: Configuración Bluetooth: paso 8

Por último, nuevamente en la vista clásica, solo queda activar el puerto serie configurado presionando el botón derecho del mouse sobre el icono con la figura de un conector DB9 como se ve en la Figura 17.11.

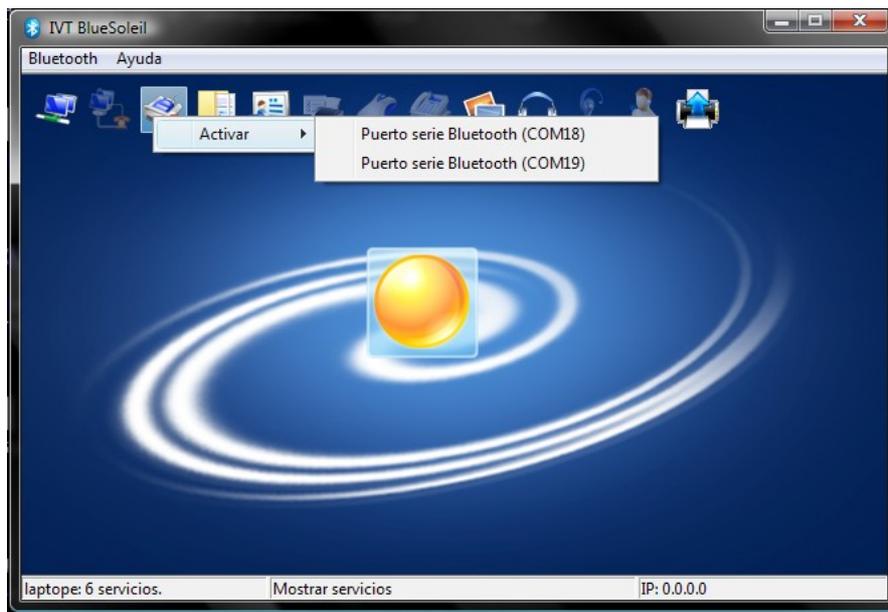


Figura 17.11: Configuración Bluetooth: paso 9

En este punto ya se puede encender el módulo principal de PANTOJO-1 y este realizará la conexión con la PC a través de dongle, cuando la pantalla se ve como la Figura 17.12 significa que se estableció con éxito la conexión y PANTOJO-1 comenzó a transmitir los datos.



Figura 17.12: Configuración Bluetooth: paso 10

Si por ejemplo, se quiere capturar los datos desde el programa HyperTerminal, se debe seleccionar el puerto configurado previamente (COM18 en este caso), y configurar la terminal con los siguientes parámetros:

- Bits por segundo: 115200
- Bits de datos: 8
- Paridad: Ninguno
- Bits de parada: 1
- Control de flujo: Ninguno

Si se quiere utilizar la herramienta desarrollada en el proyecto es necesario tener instalado en la PC el programa MATLAB. Los scripts de la herramienta se encuentran disponibles en el CD del proyecto.

Previo a ejecutar el programa es necesario editar la línea 26 del script oscyBluetooth.m para setear por que puerto serie se leen los datos, en el ejemplo presentado en esta documentación la línea 26 quedaría de la siguiente manera, PS=serial('COM18') .

Para ejecutar el programa alcanza con ejecutar el script oscyBluetooth.m desde MATLAB, por más información ver anexo 5.

Requerimientos de la PC:

Los requerimientos de la PC están fijados por el programa MATLAB. La versión del programa BlueSoleil que se entrega corre sobre Windows XP y requiere únicamente un puerto USB libre.

Sistema Operativo	Procesador	Espacio en Disco	RAM
Windows XP Service Pack 3	Cualquier procesador Intel o AMD x86 que soporte el instruction set SSE2	1 GB sólo para MATLAB, 3 a 4 GB para una instalación típica.	1024 (recomendado como mínimo 2048)
Windows XP x64 Edition Service Pack 2			
Windows Server 2003 R2 Service Pack 2			
Windows Vista Service Pack 2			
Windows Server 2008 Service Pack 2 or R2			
Windows 7			

Tabla 17.1: Requerimientos de la PC para correr MATLAB, obtenidos del sitio web de Mathworks

18. Anexo 7 - Campo electromagnético producido por el movimiento de un ojo en sus inmediaciones.

Se estudia el flujo magnético en espiras situadas en planos frontales y laterales alrededor del ojo.

El ojo presenta una diferencia de potencial entre la retina y la córnea. Eso indica la existencia de un campo eléctrico dirigido en el sentido del eje ocular. No se conocen más detalles de dicho campo.

Por este motivo consideramos *dos modelos*:

Modelo1:

El campo eléctrico del ojo se asimila, fuera del mismo, al de un dipolo eléctrico. Se supone que el ojo en reposo no genera campo magnético. Cuando se mueve el ojo, el dipolo cambia de orientación y se genera un campo magnético. Este problema se puede resolver exactamente.

Modelo2:

Se representa el ojo como un conjunto de cargas puntuales en la retina, aproximando una distribución de cargas uniforme en un círculo, y las correspondientes cargas opuestas en la córnea. Es un esquema parecido a un condensador plano con placas circulares. El cálculo se realiza numéricamente.

Modelo1: El ojo como dipolo

Consideramos una distribución de carga y corriente que varía en forma sinusoidal. Para tal sistema el campo electromagnético se comportan de manera diferente en tres zonas: la próxima, la intermedia y la lejana, que se definen como aquellas en las que se cumple

próxima: $r \ll \lambda = 2\pi c / \omega$

intermedia: r del orden de λ

lejana : $r \gg \lambda$

Las frecuencias angulares, significativas en un desarrollo de Fourier, del movimiento del ojo no superan los 30 Hz, [02]. Entonces la longitud de onda asociada es del orden de decenas de miles de kilómetros. y evidentemente sólo nos interesa la zona próxima.

Para un dipolo eléctrico en el origen variando sinusoidalmente tenemos:

$$\vec{p}(t) = \vec{p} e^{-i\omega t}$$

en la zona próxima, se tiene [16]

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} i\omega (\vec{n} \times \vec{p}) \frac{1}{r^2}$$

donde \vec{n} es un versor desde el dipolo al punto de observación del campo.

En este caso, si consideramos una espira circular cuyo eje pase por el dipolo y la cerramos con un casquete esférico, la normal a la superficie coincide con \vec{n} y por lo tanto $\vec{B} \cdot \vec{n} = 0$. Es decir, el flujo magnético a través de una espira circular cuyo eje pase por el dipolo es cero.

Si ahora consideramos un dipolo

$$\vec{p}(t) = (p\vec{e}_x - ip\vec{e}_y)e^{-i\omega t}$$

(que es lo mismo que $p(\cos\omega t\vec{e}_x + \text{sen}\omega t\vec{e}_y)$) se tiene una combinación lineal de dipolos variando sinusoidalmente con lo que el flujo magnético mencionado sigue siendo cero.

Un movimiento periódico cualquiera puede desarrollarse por Fourier y se sigue obteniendo el mismo resultado.

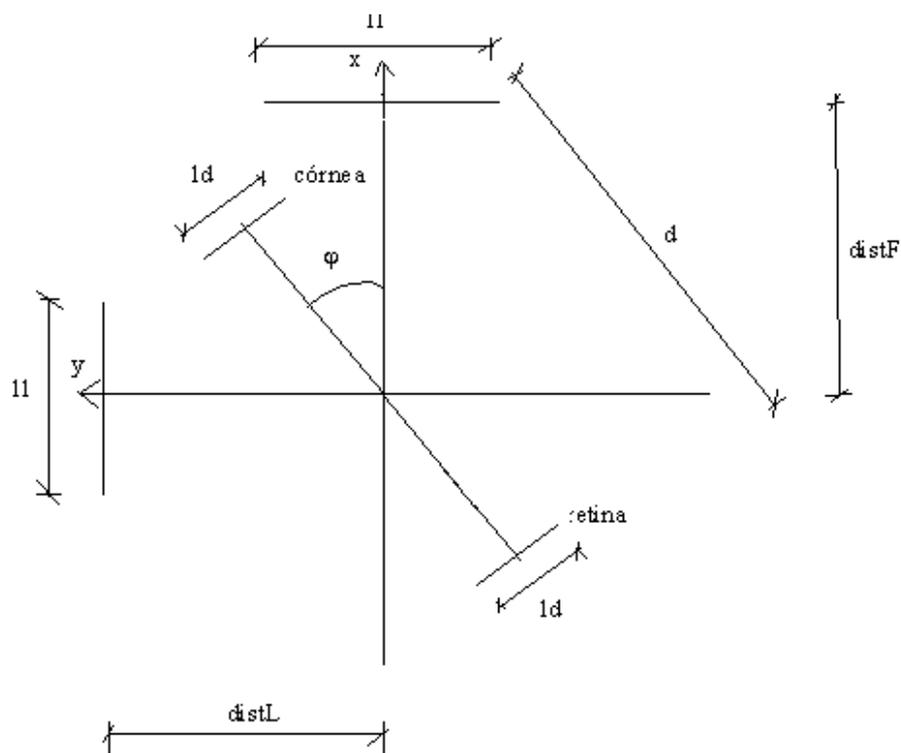
Sin embargo, el aproximar un sistema de cargas por una carga total (que sería cero en nuestro caso) más un dipolo [16] sólo se justifica si estamos a una distancia de las cargas mucho mayor que el radio de una esfera que las contenga, lo que no se cumple en nuestro caso. Esto motiva la siguiente aproximación.

Modelo 2: El ojo como condensador plano

Como el cálculo anterior sugiere que los flujos magnéticos que nos interesan son chicos, pero no nos da un orden de magnitud, se optó por hacer un cálculo numérico. Esta vez tomamos espiras cuadradas (con ejes pasando por el centro del ojo).

Como se dijo más arriba el ojo se aproxima por un conjunto de cargas puntuales semejante a un condensador plano con placas circulares. Una placa está en la retina, la otra en la córnea.

En la Figura 18.1 se aprecia gráficamente el modelo construido



El eje x es el eje ocular, sin giro.

Figura 18.1: Modelo del ojo como condensador plano

Las ecuaciones utilizadas en la construcción del modelo matemático fueron extraídas de un libro clásico de electrodinámica [17].

La Ecuación 18.1 determina el campo eléctrico producido por una carga en movimiento.

$$\vec{E} = \frac{q}{4\pi\epsilon_0(1 - \vec{\beta} \cdot \vec{n})^3} \left(\frac{\vec{n} - \vec{\beta}}{\gamma^2 R^2} + \frac{\vec{n} \times ((\vec{n} - \vec{\beta}) \times \dot{\vec{\beta}})}{Rc} \right)$$

Ecuación 18.1: Campo eléctrico producido por una carga puntual en movimiento[17]

La Ecuación 18.2 determina el campo magnético producido por una carga puntual en movimiento.

$$\vec{B} = \frac{\vec{n} \times \vec{E}}{c}$$

Ecuación 18.2: Campo magnético producido por una carga puntual en movimiento[17]

donde siendo \vec{r} la posición de la partícula, \vec{v} su velocidad, \vec{a} su aceleración y \vec{x} el punto de observación del campo.

$$\vec{\beta} = \frac{\vec{v}}{c} \quad \dot{\vec{\beta}} = \frac{\vec{a}}{c} \quad \gamma = \frac{1}{(1 - \beta^2)^{1/2}} \quad R = \|\vec{x} - \vec{r}\| \quad \vec{n} = \frac{\vec{x} - \vec{r}}{R}$$

Programamos en Matlab las funciones necesarias para la resolución del problema, los archivos fuente están disponibles en el CD del proyecto y se llaman ojo.m, campos.m y pvec.m :

La función principal es ojo.m, sus campos se describen a continuación:

```
function [FlujoF, FlujoL]=ojo( V, ld, d, N, l1, N1 , distF, distL, fi, deltaT)}
```

% V = diferencia de potencial entre la cornea y la retina (cornea - retina)

% ld = diametro del circulo que simula la cornea o la retina

% d = distancia entre la cornea y la retina

% N = numero de divisiones radiales y angulares de la grilla de cargas %puntuales que simula

% la cornea o retina.

% l1 = lado del cuadrado donde se evaluan los flujos.

% N1 = numero de filas y columnas de las grillas donde se

% evaluan E y B en los planos frontales y laterales. Debe ser impar.

% distF = distancia del centro del ojo al plano frontal donde se evalua el

% flujo magnetico

% distL = distancia del centro del ojo al plano lateral donde se evalua el

% flujo magnetico

% fi = vector de valores del angulo azimutal

% deltaT = intervalo de tiempo entre valores del angulo azimutal

Por ejemplo, la invocación de ojo.m con los siguientes valores en sus parámetros:

- diferencia de potencial entre retina y córnea = 0.001 voltios
- diámetro del círculo con carga en retina o córnea = 0.01 m
- distancia entre retina y córnea = 0.03
- número de divisiones radiales y angulares en la córnea o retina = 5
- lado de la espira = 0.05 m
- número de filas y columnas en la matriz de puntos en la espira = 5
- distancia al plano frontal = 0.03 m
- distancia al plano lateral = 0.03 m
- giro del ojo = de 0 a 1 radián, en intervalos de 0.2 radianes
- tiempo entre ángulos sucesivos = 0.02 segundos.

```
[a,b]=ojo(1e-3,0.01,0.03,5,0.05,5,0.03,0.03,0:0.2:1,0.02)
```

devuelve:

$$a = 6.6007e-039 \text{ V}$$

$$b = 8.7889e-040 \text{ V}$$

es decir, las fem máximas inducidas son del orden de 10^{-39} voltios.

Para no discutir los efectos de la interferencia por diversos dispositivos, nos vamos a limitar a comparar el resultado obtenido con la inducción producida por el campo magnetismo terrestre en la misma espira.

El campo magnético terrestre es del orden de 30 microteslas o más. En una superficie de 0.0025 m^2 esto nos da un flujo de $0.075 \text{ } \mu\text{T m}^2$, que es capaz de generar, si lo reducimos a 0 por un giro de la cabeza en 1 segundo una fem de $7.5 \cdot 10^{-8} \text{ V}$, mucho mayor que la generada por los movimientos del ojo.

Conclusión:

Analizando los datos obtenidos de los cálculos antes expuestos podemos afirmar que **este método no es viable para nuestros fines** dado que las fems inducidas en las espiras que irían en el marco de los lentes serían demasiado pequeñas para ser medidas, además las fems inducidas por perturbaciones electromagnéticas naturales como el campo terrestre tienen un peso mucho mayor que la producidas por el movimiento del dipolo ocular.

19. Anexo 8 - Posibles fuentes de interferencia en la adquisición de un biopotencial

Relevamos las posibles fuentes de interferencia que pueden aparecer a la hora de realizar la adquisición de un biopotencial utilizando equipamiento electrónico y electrodos, el resultado de esta investigación lo presentamos a continuación.

Pueden distinguirse dos grupos de fuentes de ruido o interferencia a la hora de medir y registrar un biopotencial, a su vez estos dos grupos se componen de fuentes de distinto origen.

- Interferencias externas al equipo de medida:
 - o *Capacitivas*: Acoplamiento capacitivo con la red.
 - o *Inductivas*: corrientes de bucle.
 - o *Interfaz electrodo-piel*.
 - o *Otros biopotenciales o sistemas fisiológicos*.
 - o *Variabilidad de la señal del EOG*.
- Interferencias internas del equipo de medida:
 - o *Fuente de alimentación*.
 - o *Ruido y derivas internas*.

19.1. Interferencias Capacitivas

El cuerpo humano es buen conductor, característica que facilita que pueda hacer de “antena” para captar radiación electromagnética presente en el ambiente. Las más comunes de estas radiaciones electromagnéticas son las producidas por la red eléctrica emitidas por los conductores que recorren la estructura de un edificio y por tanto su frecuencia es conocida, en nuestro país 50Hz. También puede haber emisión en la frecuencia de armónicos. [03]

Estas señales pueden inducir tensiones en el cuerpo del paciente, este ruido será captado por los electrodos y y de esta forma la adquisición puede llegar a no representar correctamente a la señal bioeléctrica que se desea adquirir.

En las señales diferenciales, la interferencia electromagnética, será común a ambos electrodos y estará superpuesta a la señal diferencial de cada uno de ellos, introduciendo una tensión en modo común (V_{mc}) al sistema de adquisición.

En la etapa de preamplificación se debe eliminar o reducir a un nivel aceptable la V_{mc} producida por las interferencias externas que se acoplan al paciente. Para ello, es muy importante la elección del amplificador de instrumentación y su relación de rechazo al modo común o CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*). [03]

Es decir, atenuar durante la amplificación la señal de interferencia común a los dos electrodos y que no aparezca, o se reduzca significativamente, a la salida del mismo mostrando solo la tensión diferencial de la señal del EOG. Una medida paliativa muy utilizada es realimentar la piel con la referencia del circuito de amplificación para mantener el V_{mc} en niveles más controlados.[13]

19.2. Interferencias Inductivas

Son debidas al campo electromagnético variable producido por la red eléctrica, corrientes variables de 50Hz generan campos magnéticos a la misma frecuencia.

Estos campos magnéticos atraviesan los bucles formados en el sistema de medida, induciendo en ellos tensiones de 50Hz.[03]

De acuerdo con la ley de Lenz:

$$e(t) = -d\phi/dt = d/dt \int (B) ds$$

Donde:

$e(t)$ = fuerza electromotriz inducida.

$\Phi(t)$ = flujo magnético.

$B(t)$ = inducción magnética.

El flujo es proporcional al área (A) del elemento que atraviesa el campo magnético y podemos definir B como:

$$B(t) = B_0 * \text{sen}(wt)$$

quedando

$$e(t) = A * B_0 * \text{cos}(wt)$$

Por lo tanto las tensiones por interferencia inductiva de la red sobre el aparato serán proporcionales al área del bucle formado por el paciente, los conductores y el propio equipo, a la frecuencia del campo magnético que interfiera. Nuevamente, el que más incidencia tendrá sobre la señal del EOG será el de la frecuencia de red.

La mejor forma de anular el efecto de estas interferencias es eliminando el área de bucle. Esto lo podemos hacer trenzando los cables de medida desde el equipo del EOG hasta los electrodos y haciendo que las pistas de señal en el impreso no generen bucles.

19.3. Interfaz electrodo-piel

La interfaz electrodo-piel puede ser una fuente de interferencia, principalmente en forma de tensión continua. [03]

Al colocar un electrodo en contacto con la piel a través de un electrolito se produce una distribución de cargas entre la interfaz electrodo-electrolito que da lugar a la aparición de un potencial denominado potencial de media celda. Si el electrodo se mueve respecto al electrolito se produce una alteración en la distribución de la carga que provoca una variación transitoria del potencial de media celda. Lo mismo sucede entre la interfaz electrolito-piel, el potencial en equilibrio en esta interfaz variará si se produce un movimiento entre ambos.

Este tipo de interferencias producen una fluctuación de la señal a un rango de frecuencias muy bajas, menos de 1Hz. En una amplificación diferencial la señal del EOG estará superpuesta a una tensión continua ya que estos potenciales de contacto difícilmente serán iguales en ambas entradas.

La solución pasa por fijar los electrodos a la piel del paciente de forma que estos no se muevan. Lamentablemente esto no es posible utilizando métodos no invasivos, lo que se puede hacer es que queden bien apoyados utilizando algún elemento que ejerza presión sobre ellos y hacia la piel.

19.4. Interferencia por otros biopotenciales o sistemas fisiológicos

En el cuerpo humano las distintas señales de biopotenciales no están aisladas. Por todo el cuerpo se generan señales eléctricas constantemente de diferentes sistemas fisiológicos que pueden estar cerca de la fuente del biopotencial que se desea amplificar. Las principales fuentes de otros biopotenciales son:

Biopotencial	Amplitud (μV)	Ancho de banda (Hz.)
Electrocardiograma (ECG)	500-4000	0.01-250
Electroencefalograma (EEG)	5-200	DC-150
Electromiograma (EMG)	100-5000	DC-10000
Electroretinograma (ERG)	0-900	DC-50
Electrogastrograma (EGG)	10-1000	DC-1

Tabla 19.1: Características de biopotenciales[03]

Para la señal del EOG los biopotenciales que más pueden interferir son la señal de los músculos, el electromiograma (EMG), o la señal del electroencefalograma (EEG) ya que ambas se producen cerca de los ojos y el ancho de banda de la señal de EOG actúa dentro del ancho de banda de dichas señales. También las acciones musculares como el movimiento de la mandíbula, abrir o cerrar los ojos o el parpadeo pueden interferir en la señal.

De las acciones musculares, la más importante para la señal del EOG es la del parpadeo ya que esta es involuntaria, y aunque no modifica el potencial electrostático del ojo, puede mover los electrodos creando interferencias de electrodo-piel. Además, el parpadeo puede confundirse con un movimiento sacádico ya que posee la misma frecuencia y amplitud y se realiza un movimiento reflejo del globo ocular hacia 'arriba' induciendo una interferencia.

La señal del EEG no representa ninguna interferencia significativa ya que la amplitud de su señal es menor a la del EOG, como mucho afectará a la variabilidad de la señal.

La señal de EMG representa una fuente de interferencia importante pero no hay forma de eliminarla ya que abarca todo el espectro de señal del EOG y no se puede filtrar. La única solución es intentar que el paciente tenga los músculos de la cara lo más relajados

posible y evitar movimientos durante el registro de la señal. La colocación adecuada de los electrodos posicionándolos en lugares donde las interferencias sean mínimas, sobre los huesos, en el reborde orbitario o base de la cavidad orbitaria, p.ej. donde prácticamente no hay músculo y no se realiza la señal del EMG frente a la del EOG.

19.5. Variabilidad de la señal de EOG

La información relativa a la posición ocular dentro de la orbita del ojo viene dada por la componente continua debido a la linealidad que presenta el comportamiento del dipolo del ojo para movimientos angulares absolutos dentro de los 30°. Sin embargo, la señal de EOG tiene una fuerte variabilidad o desplazamiento de su componente continua sobre la línea de base isoelectrica ('*baseline*'), también conocido como *offset* o *deriva*, producida por distintos factores y tiene una enorme variabilidad de una persona a otra. [08],[13]

Este factor influye en errores en la determinación de la posición ocular del paciente. Debido a las elevadas ganancias de amplificación que debemos utilizar para la adquisición de la señal del EOG, esta deriva puede llevar a la saturación de los amplificadores.

No se puede eliminar esta deriva de la señal sobre la línea base, ya que se trata de un proceso de polarización intrínseco al funcionamiento de la retina, pero se puede minimizar controlando la luminosidad ambiente. Sin embargo, otros factores incidirán en la deriva de la señal como ser las señales producidas por la actividad de los músculos cercanos al ojo que mueven los electrodos y hacen variar el potencial de media celda.

Una forma de solucionar el problema es realizando un acoplamiento AC que elimine la componente continua de la señal pero este método tiene la contrapartida de eliminar información de interés ya que *la deriva* y la señal de interés para determinar la posición del ojo comparten el espectro en frecuencia.

19.6. Interferencias provocadas por la fuente de alimentación.

Si la fuente de alimentación del amplificador es realizada mediante un transformador que acondicione la tensión de red a la necesaria para los componentes del equipo, el rizado de 100Hz correspondiente a la rectificación de los 50Hz de red, provocará vía alimentación interferencias que pueden ser importantes. [03]

La solución más sencilla es buscar un método alternativo de alimentación que no requiera de la introducción de transformadores en el circuito de alimentación. Así, dado que se busca una aplicación que sea portátil y manejable, se puede realizar la alimentación del amplificador mediante baterías recargables que den el valor de corriente continua necesario para el funcionamiento. Esto, además de evitar ruido generado por la conversión de la tensión, ofrece ventajas a la seguridad del paciente ya que lo mantiene aislado..

De todos modos, es conveniente la colocación de condensadores en la línea de alimentación para atenuar cualquier posible acoplamiento capacitivo o inductivo con la red en las líneas de alimentación.

La solución más extendida es la colocación entre la línea de alimentación y masa de dos condensadores, uno cerámico para filtrar las altas frecuencias, y otro electrolítico, buenos para filtrar las bajas frecuencias, de 0.1 y 10 μF respectivamente.

También es importante escoger componentes activos con un alto PSRR (Power Supply Rejection Ratio), es decir, la capacidad del amplificador para rechazar el rizado presente en la línea de alimentación.

19.7. Interferencias por ruido y derivas internas del aparato.

Las interferencias internas generadas por los componentes del aparato, bien sean activos o pasivos, se dividen en dos grupos en función del rango de frecuencia al que actúan y suelen ser aleatorias. Las señales no deseadas por encima de los 0.1Hz generadas por la circuitería del aparato se consideran como ruido; las señales por debajo de los 0.1Hz no deseadas se consideran derivas (offset interno). [15]

Estas dos fuentes de interferencia se acentúan en sistemas de amplificación que requieren una elevada ganancia como es el EOG.

Hoy en día existe una amplia oferta de componentes activos de bajo coste que tienen muy atenuadas ambos tipos de interferencia, en especial a lo que amplificadores operacionales se refiere. Solo hay que escoger con cuidado estos elementos fijándose en las características que ofrecen respecto estos dos factores de interferencia.

Así, la mayor fuente de ruido provendrá de los componentes pasivos, especialmente las resistencias, que tienen una densidad espectral de ruido:

$$e(t) = \sqrt{4KTR}$$

Donde:

$e(t)$ se expresa en V/Hz.

K = constante de Boltzman

T = temperatura absoluta.

Como se deduce de la expresión, es conveniente utilizar valores resistivos bajos, en especial en las primeras etapas del amplificador cuando la señal de entrada es aún muy débil y puede ser susceptible de este tipo de ruidos.

En todo caso, es necesario limitar mediante filtros la banda de funcionamiento del amplificador todo lo que permita el espectro de la señal de EOG.

Bibliografía

- [01]: Gila L., Villanueva A., Cabeza R.. "Fisiopatología y técnicas de registro de los movimientos oculares". *An. Sist. Sanit. Navar.*, 32(3), 2009. Pp 9-26.
- [02]: Utrubia C.. "Neurobiología de la Visión". Edicions, 1997.
- [03]: Webster J.G.. "Medical Instrumentation". Wiley, 2010.
- [04]: Venkataramanan S. y otros. "Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram(EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System". *Proceedings of ICISIP*. 2005. Pp 535-540.
- [05]: Malik A. Q., Ahmad J., "Retina Based Mouse Control (RBMC)". *World Ac World Academy of Science, Engineering and Technology*, 31, 2007. Pp 318-322.
- [06]: González E.L., García J.C., Tuli J.C.. "Estudio de factibilidad de un Mouse controlado por señales Electrooculográficas". *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*, 054PS, [SD]. 4 p.
- [07]: Chávez Romero A. P., Corrales L.. "Diseño y Construcción de un Sistema de Adquisición de Datos para el Análisis de los Electrooculogramas". *XIX Jornadas en Ingeniería Eléctrica y Electrónica*, 2005. Pp 74-79., ,
- [08]: Bulling A., Roggen D., Tröster G.. "Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday". *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, 1(2), 2009. Pp 157-171.
- [09]: Brown M. y otros. "ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG)". *Doc Ophthalmol*, (113), 2006. Pp 205-212.
- [10]: Yagi T.. "Eye-gaze Interfaces using Electro-oculography (EOG)". *Tokyo Institute of Technology*. 2001. 5 p.
- [11]: Usaki A.B., Gurkan S.. "Design of a Novel Efficient Human-Computer Interface: An Electrooculogram Based Virtual Keyboard". *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59(8), 2010. Pp 2099-2108.
- [12]: Gu J.J. y otros. "A Study of Natural Eye Movement Detection and Ocular Implant Movement Control Using Processed EOG Signals". *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2001. Pp 1555-1560.
- [13]: Gallego Navarrete D.. "Desarrollo de un Sistema de Adquisición y Procesado de Señales Electrooculográficas para el Diagnóstico de la Ataxia". Tesis para obtener título Ingeniería Técnica Industrial, Electrónica Industrial. Universidad Politécnica de Catalunya, ESAII, 29/06/07. 125 p.
- [14]: Kaufman P.L., Alm A.. "Fisiología del ojo". America, 2002.
- [15]: Sedra A.S.. "Circuitos Microelectrónicos". Oxford Press, 2002.

- [16]: Reitz W.. "Teoría Electromagnética". [SN], 2000.
- [17]: Jackson J.D.. "Electrodinámica Clásica". Wiley, 1999.
- [18]: Serrano E.P.. "Introducción a la Transformada Wavelet y sus aplicaciones al Procesamiento de Señales de Emisión Acústica". Actas E-GLEA 2, Segundo Encuentro del Grupo Latinoamericano de Emisión Acústica, 2001. Pp 171-185.
- [19]: "Introducción a la Transformada Wavelet". Apuntes de curso de Facultad de Ciencias Exactas - UNICEN, 2006. 39 p.
- [20]: Xu L., Zhang D. Wang K.. "Wavelet-Based Cascaded Adaptive Filter for Removing Baseline Drift in Pulse Waveforms". IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 52(11), 2005. Pp 1973-1975.
- [21]: Blanco Y., Villanueva A., Cabeza R.. "Síntesis visual del habla". Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad Pública de Navarra. <http://www.cfnavarra.es/salud/anales/textos/vol23/n1/revis1a.html>