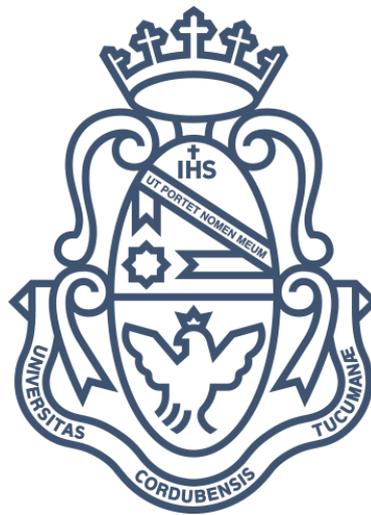


Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas Físicas y
Naturales
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”



Alumnos:

Nieto, Nicolás
Matrícula: 37.316.042

Vega, María Laura
Matrícula: 38.179.407

Asesores:

Ing. Beltramone, Diego A.
Dr. Díaz Fajreldines, Hugo M.



Córdoba, marzo de 2017

Agradecimientos

A nuestras familias, por acompañarnos, motivarnos a seguir adelante y entregarnos su apoyo incondicional a lo largo de todo este camino.

A nuestros amigos, por estar siempre presentes y por brindarnos su ayuda de una forma u otra ante cualquier necesidad.

A nuestros asesores, el Dr. Hugo Díaz y el Ing. Diego Beltramone, por ofrecernos su tiempo, sus consejos y guiarnos durante el desarrollo de este proyecto.

Al personal del Instituto de Neurociencias por recibirnos y permitirnos utilizar sus instalaciones y sus equipos.

Resumen

El entrenamiento en biofeedback tiene por objetivo permitirle a un sujeto reconocer sus señales fisiológicas en tiempo real, para que aprenda a controlarlas voluntariamente y, en caso de una desregulación, pueda alcanzar los parámetros fisiológicos normales.

El presente proyecto se enfoca en el desarrollo de un dispositivo que permite realizar tratamientos de biofeedback, mediante la evaluación de tres variables fisiológicas: el ritmo cardíaco, el ritmo respiratorio y la respuesta electrodermal. Asimismo, el dispositivo puede ser utilizado para el tratamiento de arritmias o hipertensión, para investigación científica o como herramienta para obtener información complementaria al diagnóstico.

El sistema está constituido por un hardware, que obtiene, amplifica, procesa, digitaliza y envía las señales fisiológicas inalámbricamente a la PC, y una interfaz para la visualización, análisis, almacenamiento y retroalimentación audiovisual al usuario.

El desarrollo del proyecto se lleva a cabo de la siguiente manera:

En primer lugar, se realiza una etapa de investigación acerca de la fisiología de los sistemas involucrados y de los parámetros característicos de las señales, para determinar el tratamiento más adecuado de las mismas.

En segundo lugar, se procede al diseño y desarrollo del hardware, de acuerdo con los requisitos establecidos en la etapa anterior. Luego, se efectúa el diseño de la interfaz en un software libre y de código abierto, que permita la representación de la información, su procesamiento y almacenamiento, así como la programación de los protocolos de biofeedback.

Por último, se evalúa la performance del dispositivo, analizando exactitud y repetibilidad de las mediciones, así como también la usabilidad del equipo. Estas evaluaciones se realizan mediante contrastación con equipos comerciales, medición de valores patrones de referencia y pruebas biológicas entre los miembros del equipo de investigación del Instituto de Neurociencias de Córdoba.

Los resultados obtenidos en las evaluaciones reflejan que el prototipo presenta un comportamiento similar al de los equipos contrastados. Además, permite la medición y la visualización de las señales simultáneamente y en tiempo real. Como resultado de la calibración con valores patrones, se obtiene un error relativo menor al 3%. En cuanto a la usabilidad, el equipo resulta cómodo y sencillo de utilizar, sin limitar el movimiento del usuario. Finalmente, la medición del consumo del equipo y el rendimiento de la batería demuestran una autonomía de diez horas.

Contenido

Agradecimientos.....	3
Resumen.....	5
Contenido.....	7
Índice de Ilustraciones.....	12
Índice de Tablas.....	17
Introducción.....	19
Objetivos.....	20
Objetivos Generales.....	20
Objetivos Específicos.....	20
Capítulo 1: Marco Teórico.....	21
1.1 Biofeedback.....	21
1.1.1 Historia del biofeedback.....	22
1.1.2 Aplicaciones del Biofeedback.....	24
1.2 Problemática.....	25
1.2.1 Ansiedad.....	26
1.2.1.1 Activación elevada mantenida durante excesivo tiempo.....	26
1.2.1.2 Activación elevada ante estímulos nada o débilmente amenazantes.....	26
1.3 Vinculación con el Sistema Nervioso.....	28
1.3.1 Sistema Nervioso.....	28
1.3.2 Desregulaciones del Sistema Nervioso Autónomo.....	29
1.4 Frecuencia Cardíaca.....	31
1.4.1 Introducción al Sistema Circulatorio.....	31
1.4.2 Frecuencia cardíaca central y periférica.....	32
1.4.2.1 Características del pulso arterial.....	34
1.4.3 Medición de la frecuencia cardíaca.....	36
1.4.3.1 Pulsómetro por fotopletismografía.....	37
1.4.3.1.1 Pletismografía.....	37
1.4.3.1.2 Espectrofotometría.....	38
1.4.3.1.3 Teoría física del color.....	39
1.4.3.1.4 Principios de la fotopletismografía.....	39
1.5 Frecuencia Respiratoria.....	41

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

1.5.1	Introducción al Aparato Respiratorio.....	41
1.5.2	Volúmenes y Capacidades Pulmonares	42
1.5.3	Frecuencia respiratoria	43
1.5.4	Respiración abdominal y respiración torácica	43
1.5.5	Medición de la Frecuencia Respiratoria.....	44
1.5.5.1	Medición de la frecuencia respiratoria por efecto Hall.....	46
1.5.5.1.1	Ley de la fuerza de Lorentz	46
1.5.5.1.2	Efecto Hall	46
1.6	Actividad Electrodermal	47
1.6.1	Introducción al Sistema Tegumentario	47
1.6.1.1	Glándulas Sudoríparas	48
1.6.1.1.1	Producción de sudor.....	49
1.6.1.1.2	Inervación de las glándulas sudoríparas	49
1.6.2	Características eléctricas de la piel	50
1.6.3	Actividad electrodermal	51
1.6.3.1	Características de la señal electrodermal	52
1.6.3.2	Modelo eléctrico equivalente del sistema electrodérmico	54
1.6.4	Medición de la Actividad Electrodermal	56
1.6.4.1	Electrodos	56
1.6.4.1.1	Polarización de los electrodos	56
1.6.4.1.2	Interfase electrodo-piel	57
1.6.4.2	Métodos de medición de la actividad electrodermal.....	58
1.6.4.2.1	Método endosomático	58
1.6.4.2.2	Método exosomático.....	60
1.6.4.2.2.1	Método exosomático con corriente continua (CC)	60
1.6.4.2.2.2	Medición exosomática con corriente alterna (CA) .	62
Capítulo 2:	Estado actual de la tecnología	64
Capítulo 3:	Diseño e Implementación.....	65
3.1	Diagrama de bloques del sistema de biofeedback.....	65
3.2	Diseño y desarrollo del Hardware	66
3.2.1	Módulo de Frecuencia Cardíaca.....	66
3.2.1.1	Implementación del módulo de frecuencia cardíaca	66

3.2.1.1.1 Etapa de medición:.....	67
3.2.1.1.2 Primera etapa de filtración pasiva	71
3.2.1.1.3 Primera etapa de amplificación y filtración activa	72
3.2.1.1.4 Segunda etapa de filtración pasiva.....	74
3.2.1.1.5 Segunda etapa de amplificación y filtración activa ...	75
3.2.1.1.6 Digitalización	76
3.2.1.1.7 Voltaje de referencia.....	76
3.2.2 Módulo de Frecuencia Respiratoria	77
3.2.2.1 Implementación del módulo de frecuencia respiratoria ...	78
3.2.2.1.1 Etapa de medición:.....	78
3.2.2.1.2 Etapa de amplificación.....	81
3.2.2.1.3 Etapa de filtración pasiva.....	82
3.2.2.1.4 Digitalización	83
3.2.3 Módulo de Actividad Electrodermal	83
3.2.3.1 Implementación del módulo de actividad electrodermal..	84
3.2.3.1.1 Etapa de obtención del voltaje de referencia.....	86
3.2.3.1.2 Etapa de amplificación con ganancia variable.....	86
3.2.3.1.3 Etapa de filtración pasiva.....	88
3.2.3.1.4 Digitalización	89
3.2.4 Alimentación general del circuito	90
3.2.5 Microcontrolador Arduino.....	91
3.2.5.1 Programación del microcontrolador Arduino	93
3.2.5.1.1 Declaración de Variables.....	93
3.2.5.1.2 Configuraciones Globales.....	93
3.2.5.1.3 Comienzo del Programa Principal	94
3.2.5.1.4 Cálculo del Voltaje de Referencia.....	94
3.2.5.1.5 Obtención de la Señal Cardíaca.....	95
3.2.5.1.6 Obtención de la Señal Respiratoria	95
3.2.5.1.7 Cálculo de Actividad Electrodermal	95
3.2.5.1.8 Compensación por calibraciones.....	95
3.2.5.1.9 Transición serie	95
3.2.6 Módulo Bluetooth.....	96
3.2.7 Presentación Final	97

3.3 Diseño y desarrollo del Software	99
3.3.1 Introducción al software BrainBay	99
3.3.2 Características del código fuente.....	100
3.3.3 Programación de elementos propios	101
3.3.3.1 Implementación del elemento Biosignal Acquisition.....	103
3.3.3.2 Implementación del elemento Heart Rate	104
3.3.3.3 Implementación del elemento Respiratory Rate.....	106
3.3.3.4 Implementación del elemento Stimulus.....	109
Capítulo 4: Evaluación del funcionamiento del dispositivo	110
4.1 Evaluación de la medición de frecuencia cardíaca	110
4.1.1 Evaluación del elemento Heart Rate	110
4.1.2 Comparación con un equipo comercial.....	111
4.1.3 Evaluación de comodidad y confort	113
4.2 Evaluación de la medición de frecuencia respiratoria	114
4.2.1 Evaluación del elemento Respiratory Rate	114
4.2.2 Evaluación del módulo de frecuencia respiratoria	115
4.3 Evaluación de la medición de actividad electrodermal.....	118
4.3.1 Compensación por cross-talk	118
4.3.2 Calibración estática	120
4.3.4 Comparación con un equipo comercial.....	124
4.3.4.1 Comparación mediante valores patrones.....	124
4.3.4.2 Comparación de la medición de conductancia de piel ..	126
4.3.5 Evaluación de comodidad y confort.....	128
4.4 Evaluación del desempeño de la batería	128
Capítulo 5: Estructura de Costos.....	130
5.1 Costo de materiales	130
5.2 Costo de Investigación y Desarrollo.....	131
Capítulo 6: Procedimientos y pautas a considerar durante la medición	132
6.1 Procedimiento de medición	132
6.2 Consideraciones en la medición de Frecuencia Cardíaca	133
6.3 Consideraciones en la medición de Frecuencia Respiratoria	134
6.4 Consideraciones en la medición de Actividad Electrodermal.....	135
Capítulo 7: Aplicaciones del dispositivo	136

7.1 Coherencia entre respiración y frecuencia cardíaca	136
7.2 Conductancia de la piel.....	138
Conclusiones.....	139
Mejoras a Futuro	140
Bibliografía y Referencias	141
Anexos	145
Anexo N° 1: Circuito esquemático del prototipo	147
Anexo N° 2: Código de programación del módulo Arduino	148
Anexo N°3: Resultados obtenidos de la comparación entre el oxímetro de pulso y el dispositivo diseñado.....	151
Anexo N°4: Resultados obtenidos de la evaluación del desempeño del módulo de frecuencia respiratoria.....	153

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1 - Representación de la técnica de biofeedback.....	22
Ilustración 2 - Principales estructuras del Sistema Nervioso Central.....	29
Ilustración 3 - Funciones del sistema nervioso autónomo simpático y parasimpático.....	31
Ilustración 4 - Variabilidad de la frecuencia cardíaca.....	33
Ilustración 5 - Coherencia entre la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la amplitud respiratoria.....	34
Ilustración 6 - Sitios anatómicos para la palpación del pulso arterial.....	34
Ilustración 7 - Onda de pulso radial (izquierda), Trayectoria de la reflexión sistólica (derecha). (Clara Et. Al., 2011).....	35
Ilustración 8 - Registros de onda de pulso de varones sanos de distintas edades. Nótese que al avanzar la edad, la RS va anticipando su arribo y aumentando su amplitud. (Clara Et. Al., 2011).....	36
Ilustración 9 - Ondas del ECG. La onda P corresponde a la despolarización auricular, el complejo QRS a la despolarización ventricular y la onda T a la repolarización ventricular. La repolarización de la onda P (repolarización auricular) queda eclipsada por el complejo QRS. (Maud, Foster, 2006).....	36
Ilustración 10 - Pulsómetro de banda pectoral (izquierda), pulsómetro óptico por fotopletismografía (derecha).....	37
Ilustración 11 - Distintos tipos de pletismografías.....	38
Ilustración 12 - Fotopletismografía por transiluminación (izquierda) y por reflexión (derecha).....	38
Ilustración 13 – Un objeto blanco refleja todos los colores de la luz, un objeto negro absorbe todos los colores y un objeto rojo refleja solamente la luz roja y absorbe el resto de colores.	39
Ilustración 14 - Absorción de luz por las hemoglobinas de la sangre a distintas longitudes de onda. (Ventura, 2015).....	40
Ilustración 15 - Absorción de la luz en las distintas estructuras. La luz dirigida a la piel (I_0) es absorbida por la sangre arterial, la sangre venosa, hueso, piel y otros tejidos. El componente variable de la señal corresponde a la cantidad de sangre en las arterias que laten al ritmo del corazón. La periodicidad de esta señal indica la frecuencia del pulso. (Tilman, 2014).....	40
Ilustración 16 - Volúmenes y capacidades pulmonares.....	42
Ilustración 17 - Respiración torácica (izquierda) y abdominal (derecha).....	44
Ilustración 18 - Pletismografía por impedancia transtorácica. La corriente eléctrica ingresa al tórax por los electrodos más externos. Los cambios en la impedancia al flujo de corriente en el tórax son detectados por los electrodos internos.	45
Ilustración 19 - Fuerzas sobre portadores de carga de un conductor en un campo magnético. (Sears, Zemansky).....	47

Ilustración 20 - Corte transversal de la piel.....	48
Ilustración 21 - Glándulas sudoríparas	49
Ilustración 22 - Modelo de las glándulas sudoríparas conceptualizadas como resistencias en paralelo.	51
Ilustración 23 - Resistencia epidermal en función del número de glándulas sudoríparas ecrinas activas. (Westland, 2011).....	51
Ilustración 24 - Conductancia de la piel y sus componentes. (Leiner, 2012)	53
Ilustración 25 - Forma de onda y parámetros relevantes de la SCR (Leiner, 2012)	53
Ilustración 26 - Circuito equivalente simplificado del sistema electrodérmico. (Fowles, 1986)	55
Ilustración 27 - Posibles sitios de electrodos para medir la resistencia de la piel y los potenciales cutáneos. (Malmivuo, 1995; Boucsein, 2012)	59
Ilustración 28 - Modelo de circuito para el origen del potencial de la piel. (Edelberg, 1968).....	59
Ilustración 29 - Divisor resistivo utilizado para medir la conductancia de la piel. (Boucsein, 2012).....	61
Ilustración 30 - Neurobit Optima 4, GP8 y WaveRider (de izq. a der.)... 64	
Ilustración 31 - Componentes del sistema de biofeedback implementado	65
Ilustración 32 - Módulo de frecuencia cardíaca	66
Ilustración 33 – Montaje y diseño externo de la etapa de medición de la frecuencia cardíaca	67
Ilustración 34 – Intensidad relativa de radiación en función de la longitud de onda	68
Ilustración 35 - Absorción de luz por las hemoglobinas de la sangre a distintas longitudes de onda. (Ventura, 2015)	68
Ilustración 36 - Fotorresistencia o LDR.....	69
Ilustración 37 - Resistencia del LDR en función de la iluminación.....	69
Ilustración 38 - Respuesta espectral del LDR en función de la longitud de onda.....	70
Ilustración 39 - Etapa de medición.....	70
Ilustración 40 - Señal obtenida en la etapa de medición	71
Ilustración 41 - Filtro RC pasa alto.....	72
Ilustración 42 - Señal obtenida luego del filtro pasa alto. Obsérvese la diferencia en amplitud respecto a la señal sin filtrar de la Ilustración 40, correspondiente a la atenuación de componente continua.	72
Ilustración 43 – Primera etapa de filtración activa y amplificación	73
Ilustración 44 – Señal obtenida luego de la primera etapa de amplificación y filtración activa.....	74
Ilustración 45 - Segunda etapa de filtración pasiva	74

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Ilustración 46 – Señal obtenida luego de la segunda etapa de filtración pasiva.....	75
Ilustración 47 - Segunda etapa de amplificación y filtración activa	75
Ilustración 48 - Señal obtenida en la segunda etapa de amplificación y filtración activa.....	76
Ilustración 49 - Voltaje de referencia	76
Ilustración 50 - Curva característica del diodo zener	77
Ilustración 51 - Módulo de frecuencia respiratoria	78
Ilustración 52 - Montaje y diseño exterior de la etapa de medición de frecuencia respiratoria.....	79
Ilustración 53 - Sensor UGN 3503: diagrama de bloques funcional (izq.), área sensible (centro), fotografía del centro (der.)	79
Ilustración 54 - Tensión de salida en función del voltaje de alimentación y la variación del campo magnético	80
Ilustración 55 - Esquema de interacción entre los imanes y el sensor Hall	80
Ilustración 56 - Señal obtenida en la etapa de medición	81
Ilustración 57 - Etapa de amplificación	81
Ilustración 58 – Señal amplificada una, dos y cuatro veces respectivamente	82
Ilustración 59 - Etapa de filtración pasiva	82
Ilustración 60 - Diferencia entre la frecuencia de la respiración basal y la respiración forzada.....	83
Ilustración 61 - Señal obtenida en la etapa de filtración pasiva	83
Ilustración 62 - Circuito para la medición de la actividad electrodermal (Larraín, 2016).....	84
Ilustración 63 - Módulo de actividad electrodermal.....	85
Ilustración 64 - Etapa de obtención del voltaje de referencia.....	86
Ilustración 65 - Etapa de amplificación con ganancia variable.....	87
Ilustración 66 - Conectores de electrodos utilizados para actividad electrodermal.....	88
Ilustración 67 - Etapa de filtración pasiva	89
Ilustración 68 - Componentes de un powerbank.....	90
Ilustración 69 - Modalidades de carga del powerbank	90
Ilustración 70 - Arduino Pro Mini y conversor CP2102	92
Ilustración 71 - Arduino Pro Mini y sus conexiones	93
Ilustración 72 - Conexión entre Arduino y módulo HC-05.....	97
Ilustración 73 - Montaje y diseño exterior del dispositivo final, denominado Biosignals.....	97
Ilustración 74 - Cara inferior (izq.) y cara superior (der.)	98
Ilustración 75 - Cara lateral.....	98
Ilustración 76 - Presentación final del dispositivo y sus sensores.....	99
Ilustración 77 - Software BrainBay: ejemplo de aplicación	100

Ilustración 78 - Diagrama de clases de los elementos implementados	102
Ilustración 79 - Implementación del elemento Biosignal Acquisition....	103
Ilustración 80 - Implementación del elemento Heart Rate	104
Ilustración 81 - Valor límite para el cálculo de la frecuencia cardíaca .	105
Ilustración 82 - Señal cardíaca, frecuencia cardíaca y variabilidad de la frecuencia cardíaca	106
Ilustración 83 - Implementación del elemento Respiratory Rate.....	106
Ilustración 84 - Artefacto por pulsaciones.....	107
Ilustración 85 – Distintas pendientes de la curva de respiración	108
Ilustración 86 – Cálculos de pendiente consecutivos	108
Ilustración 87 - Señal respiratoria y frecuencia respiratoria	109
Ilustración 88 - Implementación del elemento Stimulus	109
Ilustración 89 - Diseño implementado para la medición del elemento Heart Rate.....	110
Ilustración 90 - Frecuencia cardíaca calculada por el elemento Heart Rate	111
Ilustración 91 - Montaje de la medición de frecuencia cardíaca	111
Ilustración 92 - Resultados de las dos primeras evaluaciones	112
Ilustración 93 - Gráfico de dispersión de la medición de frecuencia cardíaca. Se grafican los valores obtenidos con el prototipo en función del valor entregado por el oxímetro, para todas las mediciones realizadas.....	113
Ilustración 94 - Diseño implementado para la medición del elemento Respiratory Rate	114
Ilustración 95 - Resultados de la evaluación del elemento Respiratory Rate	115
Ilustración 96 - Montaje de la medición del módulo de frecuencia respiratoria	116
Ilustración 97 - Diseño implementado para la evaluación del módulo de frecuencia respiratoria.....	116
Ilustración 98 - Resultado de la evaluación, se grafica la frecuencia respiratoria calculada (arriba) y las señales respiratoria y de referencia (abajo), en función del tiempo. La escala de tiempo de ambos gráficos se encuentra dividida cada diez segundos. Obsérvese que durante la primera mitad del tiempo hubo mayor dificultad para sincronizar la respiración con la referencia, pero en el último minuto se logra alcanzar la frecuencia deseada.....	118
Ilustración 99 - Influencia de la señal cardíaca sobre la señal electrodermal y la señal respiratoria	119
Ilustración 100 - Influencia de la señal respiratoria sobre la señal cardíaca y la señal electrodermal	119
Ilustración 101 - Variación en la medición de conductancia en función del valor de la señal respiratoria y recta de compensación.....	120
Ilustración 102 - Influencia de la señal respiratoria sobre la señal electrodermal luego de la compensación por cross-talk.....	120

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Ilustración 103 - Comparación entre los valores de conductancia teóricos y los medidos	121
Ilustración 104 - Error relativo de la medición de conductancia.....	122
Ilustración 105 - Desviación del valor teórico de conductancia y compensación lineal.....	122
Ilustración 106 - Comparación entre los valores teóricos y los valores medidos luego de la compensación lineal.....	123
Ilustración 107 - Comparación entre el error relativo de la medición antes y después de la compensación lineal.....	123
Ilustración 108 - Comparación entre la desviación del valor teórico de conductancia antes y después de la compensación lineal	124
Ilustración 109 - Máxima diferencia entre todos los valores de conductancia medidos, para una misma resistencia patrón, en función del valor teórico de conductancia de esa resistencia.....	125
Ilustración 110 - Error relativo promedio de los valores de conductancia medidos, en función del valor teórico de conductancia.	125
Ilustración 111 - Montaje de la medición de actividad electrodermal...	126
Ilustración 112 - Diseño utilizado para la medición con el equipo Neurobit Optima 4 (izq.) y con el prototipo Biosignal (der.).....	126
Ilustración 113 - Resultados obtenidos en las evaluaciones. La diferencia de amplitud entre las señales posiblemente se debe a que las mediciones se realizan en diferentes sitios anatómicos.....	127
Ilustración 114 - Variación en el voltaje entregado por el powerbank en función del tiempo	129
Ilustración 115 - Conectores e indicadores del equipo	132
Ilustración 116 - Entradas de señal	132
Ilustración 117 - Diferencia entre la señal cardíaca limpia (izq.) y con artefactos de movimiento (der.).....	134
Ilustración 118 – Ajuste de la línea de base en distintas posiciones ...	134
Ilustración 119 – Ajustes incorrectos de la línea de base	135
Ilustración 120 - Diseño implementado para biofeedback de la respiración	137
Ilustración 121 - Diseño implementado para biofeedback de coherencia cardíaca	137
Ilustración 122 - Diseño implementado para biofeedback de la actividad electrodermal.....	138

Índice de Tablas

Tabla 1 - Principales aplicaciones clínicas y nivel de eficacia del tratamiento con bio/neurofeedback.	24
Tabla 2 - Principales instrumentos y respuestas fisiológicas utilizadas en biofeedback	25
Tabla 3 - Indicadores fisiológicos y cognitivos de activación	31
Tabla 4 - Valores normales de frecuencia cardíaca en reposo según la edad	32
Tabla 5 - Valores normales de frecuencia respiratoria en reposo según la edad	43
Tabla 6 - Parámetros típicos de la SC y valores típicos	54
Tabla 7 - Características eléctricas del LDR	71
Tabla 8 - Principales componentes y sus consumos de corriente	128
Tabla 9 - Situaciones en las que puede encontrarse el equipo	129
Tabla 10 - Costos materiales del dispositivo desarrollado	130
Tabla 11 - Tiempo empleado en investigación y desarrollo del dispositivo	131
Tabla 12 - Referencias de conexión	132

Introducción

En la actualidad, las presiones culturales, el estilo de vida y las demandas sociales y laborales, que requieren un alto nivel de competitividad, exigen a las personas rendimientos elevados para lograr el éxito social, laboral, económico, etc. Estas situaciones son factores determinantes en la aparición de problemas de estrés o trastornos de ansiedad, que repercuten de manera negativa sobre distintos aspectos. Son frecuentes alteraciones psicofisiológicas como las dificultades para conciliar el sueño, pérdida de apetito, fatiga continuada, hipertensión, malestar estomacal o disfunciones sexuales. Además, pueden producir efectos negativos sobre las áreas de funcionamiento del individuo, como el trabajo, la educación, las relaciones personales y familiares. Estos problemas van en progresión a nivel mundial y son de gran preocupación ya que afectan a cualquier persona sin importar edad, género, condición económica o raza.¹

Mediante el biofeedback, cuyo concepto se explica más adelante, se pueden lograr cambios en los hábitos y comportamientos consiguiendo un equilibrio fisiológico, con un mejoramiento en la salud y la calidad de vida. Debido a ello, los profesionales de la medicina y de la psicología están cada vez más interesados en la posibilidad de utilizar estas técnicas, surgiendo así la necesidad de contar con equipos capaces de medir estas señales fisiológicas.

Si bien el uso del biofeedback como tratamiento está ampliamente difundido en el mundo, en nuestro país la demanda es aún incipiente y únicamente centros de vanguardia han comenzado a implementarla, debiendo importar los equipos, los cuales poseen elevado precio.

El presente proyecto surge como respuesta a la necesidad de los centros de salud de disponer de este tipo de dispositivos a un menor costo. Al mismo tiempo, estos dispositivos pueden ser utilizados en distintas áreas, como en laboratorios e instituciones vinculadas a las neurociencias, en el campo del neuro-marketing e incluso ser utilizados de manera particular por los usuarios.

¹ Méndez, F., Oltvares, J., Qutles, M.J., “Capítulo primero: Técnicas de relajación y respiración”, Análisis y Modificación de la Conducta, Facultad de Psicología, Universidad de Buenos Aires, p.29. Link: [www.bibliopsi.org/docs/materias/electivas/EFCF/Analisis-y-modificacion-de-la-conducta-Dahab/Tecnicas%20de%20relajacion%20y%20respiracion%20\(Carrillo,%20Rodriguez\).pdf](http://www.bibliopsi.org/docs/materias/electivas/EFCF/Analisis-y-modificacion-de-la-conducta-Dahab/Tecnicas%20de%20relajacion%20y%20respiracion%20(Carrillo,%20Rodriguez).pdf) (20/02/2017)

Objetivos

Objetivos Generales

La finalidad del presente proyecto consiste en desarrollar un sistema de medición de tres variables fisiológicas utilizadas en biofeedback: frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y actividad electrodermal.

Objetivos Específicos

Los objetivos específicos del presente proyecto son:

- Desarrollar un dispositivo cuyas mediciones sean de utilidad para los profesionales de la salud.
- Diseñar un dispositivo portátil, inalámbrico y de pequeño tamaño, para que sea cómodo de utilizar por los pacientes y profesionales.
- Disminuir al máximo el consumo del equipo, a fines de conseguir una autonomía mínima de ocho horas.
- Integrar la detección de las variables fisiológicas en un único dispositivo con distintos sensores, permitiendo la obtención de varias señales simultáneamente.
- Diseñar y desarrollar una interfaz en un software libre para la adquisición, procesamiento y retroalimentación audiovisual de las señales.
- Realizar el procesamiento y la presentación de las señales en tiempo real.
- Evaluar la usabilidad del sistema y el grado de confiabilidad de los datos obtenidos mediante pruebas reales con los usuarios.

Capítulo 1: Marco Teórico

En el presente capítulo se describen los conceptos fundamentales referidos a la terapia de biofeedback y a las características elementales de las señales fisiológicas de interés. Además, se detallan las herramientas tecnológicas más utilizadas en la medición de estas señales.

1.1 Biofeedback

El término *biofeedback* está compuesto por el prefijo griego *bio* (vida) y la palabra inglesa *feedback* (retroalimentación). El término surge en el año 1969, producto de una asociación de investigadores clínicos, denominada *Biofeedback Society of America*, que se instauró en el estado americano de California, con el propósito de discutir sobre la actividad biológica y la retroalimentación.

En el año 2008, la Asociación de Psicofisiología Aplicada y Biofeedback (AAPB), la Alianza Internacional de Certificación de Biofeedback (BCIA) y la Sociedad Internacional de Neurofeedback e Investigación (ISNR) han propuesto una definición de biofeedback, que incluye tanto elementos procesuales como los objetivos a alcanzar en el tratamiento:

*“El biofeedback es la técnica que permite a un individuo aprender a modificar la actividad fisiológica, a efectos de mejorar la salud y el rendimiento. Mediante el empleo de instrumentos de gran precisión se miden distintas respuestas o actividades fisiológicas del organismo, tal como: ondas cerebrales, función cardíaca, respiración, actividad muscular, temperatura de la piel, actividad electrodermal, entre otros. Estos instrumentos presentan de forma rápida y precisa (feedback) la información al usuario, la cual en combinación de cambios en el pensamiento, las emociones y la conducta, apoya los cambios fisiológicos deseados. Con el tiempo, estos cambios se pueden sostener sin el uso continuo de un instrumento.”*²

² The Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB). Link: www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3463 (17/12/2016)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

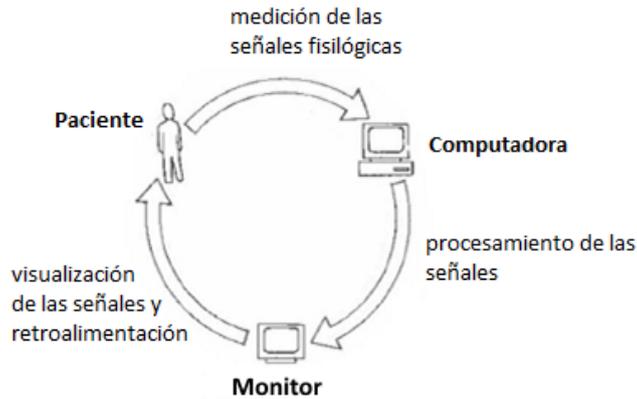


Ilustración 1 - Representación de la técnica de biofeedback

El procedimiento consiste en facilitar al paciente, de forma inmediata y con exactitud, información sobre el registro de la actividad biológica que está siendo monitoreada, transformándola en señales visuales y/o auditivas. Éstas, al ser percibidas por el paciente al mismo tiempo que se están produciendo, le permiten conocer cómo se está desarrollando su actividad fisiológica y, a través de esa información, regularla o controlarla.³

En consecuencia, se puede decir que el entrenamiento de biofeedback es un proceso educativo que tiene por objetivo aprender a reconocer respuestas fisiológicas en tiempo real y controlarlas, alterarlas o modificarlas de manera autónoma. Esta técnica tiene sus bases en el hecho de que los estados de ánimo, las conductas y la estabilidad fisiológica de una persona están asociados a actividades fisiológicas específicas; y, por ello, la terapia de biofeedback tiene gran aplicación en los campos de la medicina y la psicología.

1.1.1 Historia del biofeedback

La aparición de la técnica de biofeedback ocurrió de manera progresiva, a partir del siglo XIX, cuando comenzó a estudiarse la posibilidad de controlar de forma voluntaria, mediante condicionamiento operante, determinadas funciones internas, tales como el control del ritmo cardíaco, la dilatación pupilar y la piloerección. Más tarde, a comienzos del siglo XX, se consiguió que los sujetos aprendieran a controlar de forma voluntaria su actividad neuromuscular, concretamente el músculo retractor de la oreja con ayuda del biofeedback.

A principios de los años 60, comienzan a realizarse mayores investigaciones utilizando la técnica de biofeedback, planteándose la posibilidad que las funciones autonómicas pudieran ser controladas por condicionamiento operante, tanto en animales como en humanos. En 1965, se demostró que los sujetos podían aprender a controlar voluntariamente algunas respuestas viscerales, como

³ Carrobbles, J.A., "Bio/neurofeedback" (2016), revista "Clínica y Salud", vol. 27, núm. 3. Link: cylsa.elsevier.es/es/bio-neurofeedback/articulo/S1130527416300408/#.WJNje_nhDIU (20/12/2016)

el control de la dilatación de los vasos sanguíneos del brazo. En 1969, se consiguió que los sujetos aprendieran a controlar los ritmos alfa en sus EEG, utilizando como refuerzo señales auditivas y visuales. Por otro lado, la utilización del biofeedback para el aprendizaje de la actividad fisiológica en las unidades motoras, tuvo gran repercusión en las técnicas de intervención terapéutica y de rehabilitación neuromuscular. En esta misma época, se obtuvo muy buenos resultados en seres humanos utilizando contingencias de refuerzo para incrementar y reducir la conductancia eléctrica de la piel.

En el año 1969, se funda en California la Sociedad Americana de Investigaciones en Biofeedback y se inicia una fase centrada en aplicar sus principios como técnica terapéutica para el tratamiento de diferentes trastornos psicofisiológicos, utilizando distintas medidas fisiológicas. La actividad electrodermal fue la más utilizada en los tratamientos de autocontrol del estrés, fobias y como tratamiento de la hipertensión esencial. Por otro lado, utilizando el biofeedback de la actividad electroencefalográfica sobre el control voluntario del ritmo alfa, se demostró la asociación de estas ondas con disminuciones de ansiedad. También fue utilizado en el tratamiento de la epilepsia, con el fin de modificar los ritmos del electroencefalograma, hacia una mayor producción de ondas alfa. Con respecto al biofeedback electromiográfico, se realizaron pruebas sobre el control voluntario de la musculatura estriada, para el tratamiento de algunas parálisis cerebrales y hemiplejías. El biofeedback de la temperatura, fue fundamentalmente utilizado en desórdenes vasculares periféricos. En cuanto a la tasa cardíaca, la mayor parte de las investigaciones estuvieron dirigidas al tratamiento de las arritmias y al tratamiento de los desórdenes de ansiedad. Por último, el biofeedback de la tensión arterial ha sido utilizado en el tratamiento de uno de los factores de riesgo más importantes en el desarrollo de enfermedades cardiovasculares: la hipertensión esencial.

A partir del año 1990, resurge la utilización y el reconocimiento de las técnicas de biofeedback, tanto con fines experimentales como de tratamiento, desarrollando y perfeccionando las distintas técnicas de biofeedback. El biofeedback de la actividad electrodermal, continúa siendo utilizado en esta fase, fundamentalmente para reducir el estrés y la ansiedad general de los sujetos. Por su parte, el biofeedback electroencefalográfico se ha incorporado al tratamiento de epilepsia, desórdenes de ansiedad, depresión y cefaleas. Por otro lado, el biofeedback térmico, se ha utilizado con bastante frecuencia en el tratamiento de las migrañas, en problemas de hipertensión esencial y en casos de psoriasis; sin embargo, la mayor aplicación de esta técnica ha sido en el tratamiento de la enfermedad de Raynaud. El tratamiento con biofeedback de la tasa cardíaca ha sido también utilizado en todo tipo de enfermedades cardiovasculares que tienen relación con aspectos de tipo emocional como la ansiedad, la depresión, entre otros. Por último, el biofeedback electromiográfico ha sido probablemente el más utilizado dentro del ámbito general del biofeedback, procedimiento que consiste

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

en suministrar al sujeto información sobre los cambios eléctricos que tienen lugar en las neuronas motoras que contraen o relajan las fibras musculares, para la rehabilitación de trastornos neuromusculares. Otras aplicaciones del biofeedback electromiográfico fueron dirigidas al tratamiento de tortícolis, cefalea tensional, dolores de espalda y cervicales, y en algunas ocasiones para el tratamiento de incontinencia fecal o urinaria.⁴

1.1.2 Aplicaciones del Biofeedback

El Biofeedback se aplica en distintas áreas dentro del campo de la medicina y la psicología, tanto en trastornos cardiovasculares, respiratorios, neuromusculares, gastrointestinales, circulatorios y, en general, en enfermedades psicósomáticas y en el tratamiento del estrés (ver Tabla 1)

Aplicaciones del biofeedback				
NIVEL 5	NIVEL 4	NIVEL 3	NIVEL 2	NIVEL 1
<ul style="list-style-type: none"> • Incontinencia urinaria en mujeres 	<ul style="list-style-type: none"> • Ansiedad • Trastorno por déficit atencional e hiperactividad (TDAH) • Dolor crónico • Epilepsia • Estreñimiento en adultos • Dolor de cabeza en adultos • Hipertensión • Problemas de movimiento • Enfermedad de Raynaud • Trastorno temporomandibular 	<ul style="list-style-type: none"> • Alcoholismo • Drogadicción • Artritis • Diabetes mellitus • Trastornos fecales en niños • Incontinencia fecal en adultos • Insomnio • Dolor de cabeza (en niños) • Lesiones traumáticas cerebrales • Incontinencia urinaria en hombres • Vestivulitis vulvar 	<ul style="list-style-type: none"> • Asma • Autismo • Parálisis de Bell • Parálisis cerebral • Enfermedad pulmonar obstructiva (EPOC) • Enfermedad arterial coronaria • Fibrosis cística • Trastornos depresivos • Disfunción eréctil • Fibromialgia y Síndrome de Fatiga Crónica • Distonía de la mano • Síndrome del intestino irritable • Trastorno de Estrés Postraumático • Lesiones musculares por tensión crónica • Problemas respiratorios (respiración asistida) • Infartos (accidentes cardiovasculares) • Incontinencia urinaria en niños 	<ul style="list-style-type: none"> • Trastornos alimentarios • Problemas inmunológicos • Lesiones de columna vertebral • Síncope (neurocardiogenico)

Tabla 1 - Principales aplicaciones clínicas y nivel de eficacia del tratamiento con bio/neurofeedback. Los niveles que encabezan las columnas se refieren al nivel de eficacia de las distintas aplicaciones, que van desde el nivel 1 (sin base empírica) al nivel 5 (gran eficacia terapéutica). En negrita, las patologías relacionadas con desregulaciones del sistema nervioso autónomo.⁵

⁴ Conde Pastor, Menéndez Balaña, “Revisión sobre las técnicas de biofeedback y sus aplicaciones” (2002), revista “Acción Psicológica”, vol. 1, núm. 2, p.168-172. Link: revistas.uned.es/index.php/accionpsicologica/article/view/550/487 (17/12/2016)

⁵ Carrobes, J.A., *Op. cit.*

Existen diferentes tipos de Biofeedback, los cuales se pueden clasificar en tres grandes ramas, en relación a la porción del sistema nervioso involucrada:

- la regulación del Sistema Nervioso Central (SNC),
- la regulación del Sistema Nervioso Somático (SNS), y
- la regulación Sistema Nervioso Autónomo (SNA).

Cada uno de estos sistemas se manifiesta mediante distintas señales en el organismo, las cuales pueden ser medidas a través de dispositivos biomédicos y reguladas mediante protocolos específicos, cuyas características dependerán de los parámetros a medir (ver Tabla 2). De este modo, el SNS generalmente es evaluado mediante el registro electromiográfico; mientras que, para la regulación de las señales del SNC se utiliza un electroencefalógrafo, a través de tratamientos denominados *neurofeedback*. Por otro lado, el SNA puede evaluarse mediante la medición de la presión arterial, temperatura, conductancia electrodermal, ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria, entre otros.

Instrumentos	Variables fisiológicas
Electromiógrafo (EMG)	Tensión muscular y movimiento motor.
Termistor	Temperatura corporal.
Electrodermógrafo (EDG)	Resistencia, conductancia, potencial e impedancia eléctrica de la piel.
Electroencefalógrafo (EEG)	Ondas y ritmos cerebrales: delta, theta, alfa, beta, gamma, SMR.
Fotopleletismógrafo (PPG o FPG)	Volumen y flujo sanguíneo.
Electrocardiógrafo (ECG)	Tasa y arritmias cardíacas.
Pneumógrafo	Tasa respiratoria, resistencia y obstrucción pulmonar.
Capnógrafo/capnómetro	Medidor de CO ₂ en flujo respiratorio.
Roencefalógrafo (REG)	Flujo sanguíneo cerebral.
Hemoencefalografía (HEG)	Imagen infra-roja funcional del cuero cabelludo cerebral.

Tabla 2 - Principales instrumentos y respuestas fisiológicas utilizadas en biofeedback⁶

1.2 Problemática

El malestar psicológico afecta en mayor o menor medida a varios niveles de respuesta: el *nivel cognitivo*, que hace referencia a los pensamientos o ideas sobre aquellas situaciones que producen malestar; el *nivel emocional*, es decir cómo se siente el individuo ante el problema o situación; el *nivel conductual*, referido a comportamientos observables y a la forma de actuar frente a la situación problema; y el *nivel fisiológico*, relacionado a sensaciones físicas que aparecen en el organismo ante la situación perturbadora: taquicardias, sensaciones

⁶ Carrobbles, J.A., *Op. cit.*

de ahogo, tensión muscular, sudoración, nudo en el estómago, dolor de cabeza, malestar gástrico, etc.

Como técnica psicoterapéutica, el biofeedback se aplica en pacientes que sufren trastornos causados por el estrés o en personas con problemas psicológicos relacionados con el comportamiento y la forma de vida, tales como fobias, neurosis, depresión, ansiedad, angustias, insomnio, etc.

1.2.1 Ansiedad

La *ansiedad* es una emoción considerada normal que cumple una función adaptativa, mediante la cual el organismo se prepara ante una situación amenazante. No obstante, esta respuesta fisiológica se vuelve patológica cuando se presenta sin correlación entre el estímulo ansiogénico y la respuesta ansiosa, ya sea por la magnitud de la misma, la persistencia en el tiempo o el desligamiento entre estímulo y respuesta. Durante estas crisis, los individuos experimentan un alto nivel de activación fisiológica, caracterizado por: taquicardia, dificultad para respirar, hiperventilación pulmonar, temblores, sudoración, náuseas, palidez, diarrea, dificultad para concentrarse, etc.

1.2.1.1 Activación elevada mantenida durante excesivo tiempo

El *estrés* se puede definir como la respuesta fisiológica del organismo que se mantiene durante un tiempo prolongado sin recuperar los niveles anteriores a la situación que la origina (Martínez, 1995). Una reacción adaptativa prolongada puede producir cambios neuroendocrinos intensos y persistentes, apareciendo problemas debidos a una activación excesiva del organismo. La secreción de adrenalina y noradrenalina por las glándulas suprarrenales, produce un incremento de la presión arterial, de la tasa cardíaca y de la cantidad de sangre expulsada en cada latido del corazón, la elevación de la estimulación de los músculos esqueléticos, la disminución de riego sanguíneo en la piel y en los riñones, etc.

Una activación excesiva o muy frecuente del eje neuroendocrino puede dar lugar la aparición de trastornos derivados de posibles fallos en los órganos afectados, en especial problemas cardiovasculares que son los que fundamentalmente responden a la acción de este eje.⁷

1.2.1.2 Activación elevada ante estímulos nada o débilmente amenazantes

En esta situación el sujeto experimenta un importante incremento de su activación ante estímulos que no constituyen un peligro real, como ocurre en los *trastornos de ansiedad*. Estos estímulos provocan una activación psicofisiológica desproporcionada en el sujeto y no motivada por la posibilidad real de daño físico. Los trastornos de ansiedad comparten características de miedo y ansiedad

⁷ Méndez, F., Oltvares, J., Qutles, M.J., *Op. Cit.*, p.29-33.

excesivos, así como alteraciones conductuales asociadas. El *miedo* es la respuesta emocional a una amenaza inminente, real o imaginaria, mientras que la *ansiedad* es la respuesta anticipatoria a una amenaza futura.

Los trastornos de ansiedad se presentan generalmente en edades tempranas afectando sobre todo al sexo femenino, o solteros y desempleados. El *Manual Diagnóstico y Estadístico de los trastornos mentales* (DSM por sus siglas en inglés) clasifica los trastornos de ansiedad, según el tipo de objetos o situaciones que inducen el miedo o la ansiedad, en los siguientes:

Trastorno de ansiedad por separación: se caracteriza por miedo o ansiedad ante la separación de aquellas personas por las que siente apego.

Mutismo selectivo: se identifica por una incapacidad para hablar en situaciones sociales en las que hay expectativa de hablar (por ejemplo, en la escuela), a pesar que la persona habla en otras situaciones.

Fobia específica: es el miedo hacia situaciones u objetos precisos (por ejemplo, animales, entorno natural, sangre-inyecciones, etc.), en un grado persistente o desproporcionado al riesgo real planteado.

Trastorno de ansiedad social (fobia social): se caracteriza porque la persona siente miedo o ansiedad ante las interacciones sociales y las situaciones que implican la posibilidad de ser examinado, o bien las evita.

Trastorno de pánico: la persona experimenta recurrentes e inesperadas crisis de pánico, de una manera súbita, temporal y aislada, provocando un intenso miedo, temor o malestar, de duración variable, sin una razón evidente. Durante esta crisis, el individuo sufre un súbito aumento del nivel de ansiedad y excitación fisiológica.

Agorafobia: es el miedo o ansiedad que se genera ante dos o más de las siguientes situaciones: uso del transporte público, estar en espacios abiertos, encontrarse en lugares cerrados, hacer cola o estar en una multitud, encontrarse solo fuera de casa, entre otras situaciones.

Trastorno de ansiedad generalizada: es una ansiedad persistente y excesiva debido a una preocupación sobre varios aspectos, como el trabajo y el rendimiento escolar, que la persona percibe difíciles de controlar. Además, el sujeto experimenta síntomas físicos, como inquietud o nerviosismo, fatiga, dificultad para concentrarse, irritabilidad, tensión muscular y alteraciones del sueño.

Trastorno de ansiedad inducido por sustancias/medicamentos: engloba la ansiedad debida a la intoxicación o a la retirada de sustancias o tratamientos médicos. En el *trastorno de ansiedad debido a una enfermedad médica*, los síntomas de ansiedad son la consecuencia fisiológica de la enfermedad.

Cabe destacar que, si bien el DSM-V no incluye a los trastornos obsesivo-compulsivos ni a los trastornos relacionados con traumas y factores de estrés dentro de los trastornos de ansiedad, remarca una estrecha relación entre estos.

Los *trastornos obsesivo-compulsivos* se caracterizan por la presencia de pensamientos intrusivos, recurrentes y persistentes, denominados obsesiones, que producen inquietud, aprensión, temor o preocupación, y conductas repetitivas denominadas compulsiones, dirigidas a reducir la ansiedad asociada. Cuando el individuo se resiste a realizar la compulsión, su ansiedad se intensifica, interfiriendo en la vida cotidiana, en las rutinas, el trabajo o las relaciones sociales.

El *trauma* y los *trastornos relacionados con factores de estrés* son desórdenes en los que la exposición a un evento traumático o estresante aparece, de manera explícita, como un criterio diagnóstico. Por ejemplo, el *trastorno por estrés postraumático* ocurre cuando la persona ha padecido de forma real un acontecimiento traumático en el que su vida ha corrido peligro, y sufre la reexperimentación del mismo a través de recuerdos, pesadillas y malestar psicológico intenso al exponerse a estímulos parecidos o asociados.⁸

1.3 Vinculación con el Sistema Nervioso

1.3.1 Sistema Nervioso

El sistema nervioso es una red de tejidos altamente especializada, que permite la interrelación entre los diferentes órganos y sistemas, como así también la interacción del organismo con el entorno. Esta función se lleva a cabo mediante la comunicación entre sus células principales, las *neuronas*, que se encargan de recibir un estímulo, transformarlo, interpretarlo y transmitir el impulso nervioso hacia las células efectoras (otra neurona, fibra muscular o célula glandular), a través de la *sinapsis* por medio de *neurotransmisores*.

El sistema nervioso, desde el punto de vista anatómico, se puede dividir en dos grandes estructuras: el *Sistema Nervioso Central (SNC)*, que incluye las estructuras nerviosas del encéfalo y la médula espinal, situadas dentro del cráneo y del conducto raquídeo respectivamente; y el *Sistema Nervioso Periférico (SNP)*, que involucra a todos los axones aferentes y eferentes del SNC, y a las neuronas localizadas fuera de las estructuras centrales.

⁸ Asociación Americana de Psiquiatría, “Manual Diagnóstico y Estadístico de los trastornos mentales” (DSM-5), 5° Ed. Arlington (2014), Editorial Médica Panamericana, p.189-265. Link: www.bibliopsi.org/docs/guia/DSM%20V.pdf (20/03/2017)

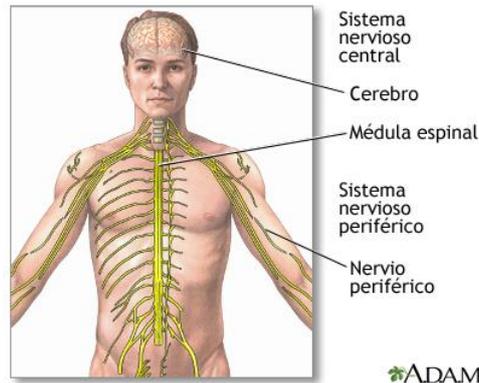


Ilustración 2 - Principales estructuras del Sistema Nervioso Central⁹

Respecto a su función, el sistema nervioso periférico se clasifica en: *Sistema Nervioso Somático (SNS)* y *Sistema Nervioso Autónomo (SNA)*. El SNS está formado por neuronas sensitivas que transmiten información desde los receptores sensoriales hasta el SNC, y por axones motores que conducen los impulsos a los músculos esqueléticos, para la ejecución de respuestas motoras voluntarias. Por otro lado, el SNA recibe información de las vísceras y del medio interno, para actuar sobre el músculo liso y cardíaco, las glándulas y las vísceras. Comprende la división *simpática* y *parasimpática*, cuyas funciones son generalmente antagónicas, y son responsables de mantener la homeostasis del organismo, actuando sobre la frecuencia cardíaca y respiratoria, la contracción y dilatación de vasos sanguíneos, la digestión, la acomodación visual, la secreción de glándulas exocrinas y endocrinas, entre otras funciones.¹⁰

1.3.2 Desregulaciones del Sistema Nervioso Autónomo

Cuando se percibe una amenaza, el organismo pone en marcha una serie de respuestas fisiológicas que lo preparan físicamente para la lucha o huida. El sistema nervioso autónomo simpático (SNAS) es el responsable de esta respuesta, produciendo los siguientes efectos fisiológicos (ver Ilustración 3):

- Se incrementa la actividad cardíaca y la fuerza de contracción del corazón, incrementando el flujo sanguíneo hacia los músculos.
- La respiración se acelera con el objetivo que los pulmones entreguen mayor cantidad de oxígeno, para incrementar la fuerza y la resistencia muscular.
- Se produce la vasoconstricción en las zonas periféricas del cuerpo de manera que, si el organismo sufre una lesión, se limita la pérdida de sangre y se favorece la coagulación.

⁹ Imagen obtenida de: medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/8679.htm (13/03/2017)

¹⁰ Huaraz Loyola, F.L., "Capítulo 7: Tejido Nervioso", Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Link: medicina.unmsm.edu.pe/images/investigacion/publicaciones/libros/histologia/Capitulo7.pdf (20/12/2016)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

- Se paralizan los sistemas que no son útiles para la lucha o la huida, como el digestivo, el urinario, el endocrino o el reproductor.
- Las pupilas se dilatan para focalizar el peligro.
- Las glándulas sudoríparas se activan, con el objetivo de refrigerar el cuerpo.¹¹

Estos cambios fisiológicos adaptativos ocurren en el organismo cuando se percibe algún tipo de peligro, mejorando las capacidades físicas para enfrentarse a las amenazas. Sin embargo, es posible que se produzcan debido a una sensación de miedo frecuente y ante situaciones en las que no son necesarios, provocando desregulaciones en el organismo:

- El incremento de la actividad cardíaca y de la fuerza de contracción del corazón, provoca taquicardia e incremento de la presión arterial.
- La aceleración de la respiración produce hiperventilación, ocasionando sensación de falta de aliento, ahogo o asfixia, e incluso dolores y presión en el pecho. El exceso de oxígeno también genera síntomas, como vértigo o visión borrosa.
- Al producirse la vasoconstricción en las zonas periféricas del cuerpo, la piel se vuelve pálida y los dedos de las manos y los pies se enfrían, experimentando eventualmente una sensación de hormigueo. Pueden aparecer también temblores, entumecimiento o calambres.
- La activación de las glándulas sudoríparas provoca un incremento de la sudoración.
- Debido a la inhibición del sistema digestivo se produce dolor de estómago, sensación de náusea, e incluso vómitos o diarrea; a nivel del sistema reproductor, disminución o pérdida del deseo sexual e irregularidades en la menstruación; y relacionado al sistema endocrino e inmunitario, aparecen enfermedades oportunistas, infecciones, eccemas, etc.

Cuando la activación del organismo ha llegado a un punto máximo, actúa un sistema de compensación, el sistema nervioso autónomo parasimpático (SNAP), que hace que el organismo regrese a sus niveles normales de actividad. Por tanto, la ansiedad no puede continuar indefinidamente y aumentar hasta niveles dañinos. Es por ello que, después de la activación del SNAS (provocada por una respuesta de ansiedad), se produce una sensación de cansancio y falta de energía.

¹¹ Pérez-Sala, S., “¿Por qué aparecen los síntomas de la ansiedad?”. Link: psicologiy-biofeedback.blogspot.com.ar/2015/02/por-que-aparecen-los-sintomas-fisicos.html (21/12/2016)

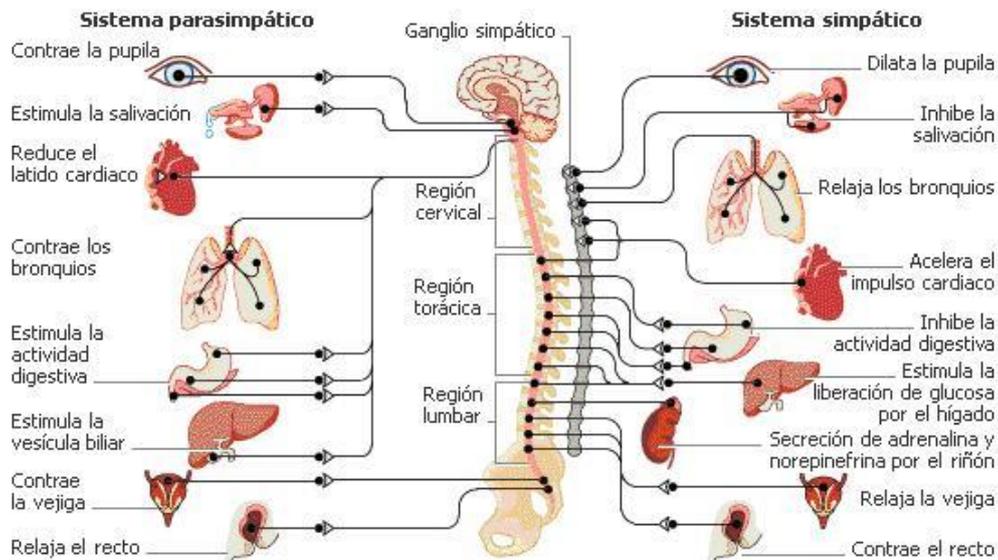


Ilustración 3 - Funciones del sistema nervioso autónomo simpático y parasimpático¹²

Desde esta perspectiva, la ansiedad es una tendencia general hacia una activación elevada del organismo. Sin embargo, la ansiedad no sólo hace referencia a aspectos puramente físicos o fisiológicos sino que implica un componente cognitivo o subjetivo de tensión (ver Tabla 3). Debido a la tendencia a percibir ciertas situaciones como amenazantes, se produce una combinación de sentimientos de tensión y nerviosismo, pensamientos molestos y preocupaciones, asociados a una elevada activación del organismo.¹³

Indicadores fisiológicos	Indicadores cognitivos
<ul style="list-style-type: none"> • Actividad electrocortical del cerebro • Tensión muscular • Tasa cardíaca • Tasa respiratoria • Nivel de sudoración • Nivel de glucosa en sangre • Temperatura periférica 	<ul style="list-style-type: none"> • Pensamientos negativos incontrolables • Confusión y bloqueo mental • Olvido • Miedo • Preocupaciones excesivas • Inseguridad

Tabla 3 - Indicadores fisiológicos y cognitivos de activación

1.4 Frecuencia Cardíaca

1.4.1 Introducción al Sistema Circulatorio

El sistema circulatorio es el sistema encargado de transportar el oxígeno y los nutrientes absorbidos en el aparato digestivo, así como eliminar el dióxido de carbono y otros productos metabólicos de desecho. Además, interviene en la

¹² Imagen obtenida de: www.actualpsico.com/estructura-del-sistema-nervioso-y-la-ansiedad (06/01/2017)

¹³ Guillén García, Bara Filho, "Psicología del entrenador deportivo" (2007), Wanceulen Editorial Deportiva, p.183-186.

regulación de la temperatura, la distribución de hormonas y otros agentes que regulan funciones celulares.

La sangre, transportadora de estas sustancias, es bombeada por el corazón a través de un sistema cerrado de vasos (arterias, venas y capilares), los cuales constituyen dos sistemas: la *circulación mayor o general*, encargada de transportar sangre oxigenada hacia los tejidos y recoger sus productos de desecho, y la *circulación menor o pulmonar*, que conduce el dióxido de carbono hacia los pulmones, en los cuales la sangre se oxigena nuevamente.

1.4.2 Frecuencia cardíaca central y periférica

La *frecuencia cardíaca central* es definida como el número de latidos del corazón por unidad de tiempo. Se debe diferenciar de la *frecuencia cardíaca periférica* o pulso arterial, que es el número de pulsaciones de una arteria periférica por minuto, es decir, la expansión de la pared de una arteria por el paso de la sangre bombeada por el corazón. Generalmente, el pulso es una medida correcta de la frecuencia cardíaca, aunque bajo ciertas circunstancias tales como la fibrilación auricular o las arritmias, la frecuencia central suele ser mayor que la periférica.¹⁴

Se considera que la frecuencia cardíaca normal en reposo, en adultos, se encuentra entre 60 y 100 pulsaciones por minuto (ver Tabla 4). Por encima de 100 se denomina *taquicardia* y por debajo de 60 *bradicardia*. No obstante, atletas y deportistas con entrenamientos intensos pueden experimentar una disminución de la frecuencia cardíaca en reposo, pudiendo llegar hasta 40 latidos por minuto.

Edad	Frecuencia Cardíaca (lat/min)
Primer mes	70 – 190
Entre 1 - 11 meses	80 – 160
Entre 1 - 2 años	80 – 130
Entre 3 - 4 años	80 – 120
Entre 5 - 6 años	75 – 115
Entre 7 - 9 años	70 – 110
A partir de los 10 años y en adultos	60 – 100

Tabla 4 - Valores normales de frecuencia cardíaca en reposo según la edad¹⁵

La frecuencia cardíaca central no se mantiene constante a lo largo del día, sino que experimenta variaciones que se consideran normales, en respuesta a ciertas condiciones tales como el ejercicio, la temperatura corporal, la posición del cuerpo y las emociones.

¹⁴ “Signos Vitales – Semiología”. Link: kwaas.org/healthstudio/plugin-file.php/201/mod_glossary/attachment/24/Signos%20Vitales%20-%20Semiolog%C3%ADa.pdf (30/12/2016)

¹⁵ Medline Plus, US National Library of Medicine. Link: medlineplus.gov/spanish/ency/article/003399.htm (30/12/2016)

El pulso arterial, por otro lado, depende de la fuerza de contracción del ventrículo izquierdo, la cantidad de sangre que es eyectada en cada sístole, frecuencia y ritmo con que ocurre, y la onda de presión que se produce a través del sistema arterial, que depende también de la distensibilidad de las principales arterias, y de la resistencia arteriolar periférica.¹⁶

Se debe diferenciar además la *variabilidad de la frecuencia cardíaca* (HRV por sus siglas en inglés), la cual se define como variación en el intervalo de tiempo entre latidos, en respuesta a la respiración, la presión arterial, hormonas y emociones. Esta variabilidad se debe a que el ritmo cardíaco se encuentra regulado por el sistema nervioso simpático y parasimpático y, dado que ambos sistemas actúan simultáneamente, se producen oscilaciones alrededor del ritmo cardíaco medio. Además, el sistema nervioso autónomo recibe información de muchos otros sistemas, como el sistema circulatorio, el sistema digestivo, el sistema renal o el sistema respiratorio, entre otros. No es de extrañar entonces, que estos sistemas modulen el ritmo cardíaco.

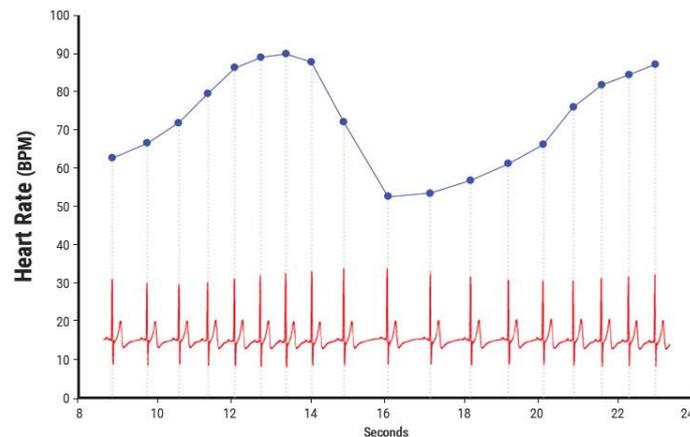


Ilustración 4 - Variabilidad de la frecuencia cardíaca¹⁷

La variabilidad de la frecuencia cardíaca se ve influenciada en gran medida por el sistema respiratorio. Al inhalar, el nervio vago disminuye su acción, con lo que la frecuencia cardíaca aumenta, mientras que al exhalar este patrón se invierte. Este fenómeno es conocido como arritmia sinorrespiratoria y está mediado por activaciones y desactivaciones del sistema vagal.¹⁸ Los efectos máximos se alcanzan por lo general cuando se respira a un ritmo de aproximadamente 0.1 Hz (seis respiraciones por minuto), aunque esta frecuencia varía según los individuos. En estas condiciones, se promueve la eficiencia respiratoria,

¹⁶ Gazitúa, R. et al., "Manual de Semiología" (2007). Link: publicacionesmedicina.uc.cl/ManualSemiologia/180PulsoArterial.htm (30/12/2016)

¹⁷ Imagen obtenida de: www.heartmath.org/research/science-of-the-heart/heart-rate-variability (05/03/2017)

¹⁸ García G., M. A., "Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales" (1998), Universidad Politécnica de Cataluña, p.8-9. Link: www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6345/02_garciaGonzalez_capitol1.pdf?sequence=2 (05/03/2017)

aumentado la disponibilidad de sangre cuando la concentración de oxígeno en los alvéolos es máxima; es decir, durante la inhalación.

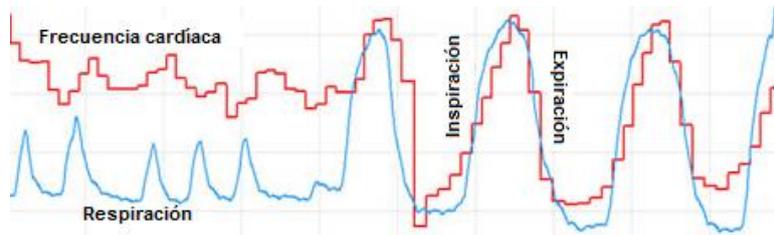


Ilustración 5 - Coherencia entre la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la amplitud respiratoria

Este parámetro se está comenzando a utilizar en la actualidad para la evaluación de los efectos del estrés en su cuerpo. Las investigaciones vinculan una mayor HRV con buena salud y alto nivel de condición física, mientras que su disminución está vinculada al estrés, la fatiga y el agotamiento.

1.4.2.1 Características del pulso arterial

El pulso arterial normal presenta una forma de onda con una fase ascendente y otra descendente, normalmente con un ritmo regular y una amplitud que permite palparlo fácilmente en las arterias superficiales del cuerpo, como en la arteria carótida, la arteria radial, la arteria humeral, la arteria femoral, etc. (ver Ilustración 6).

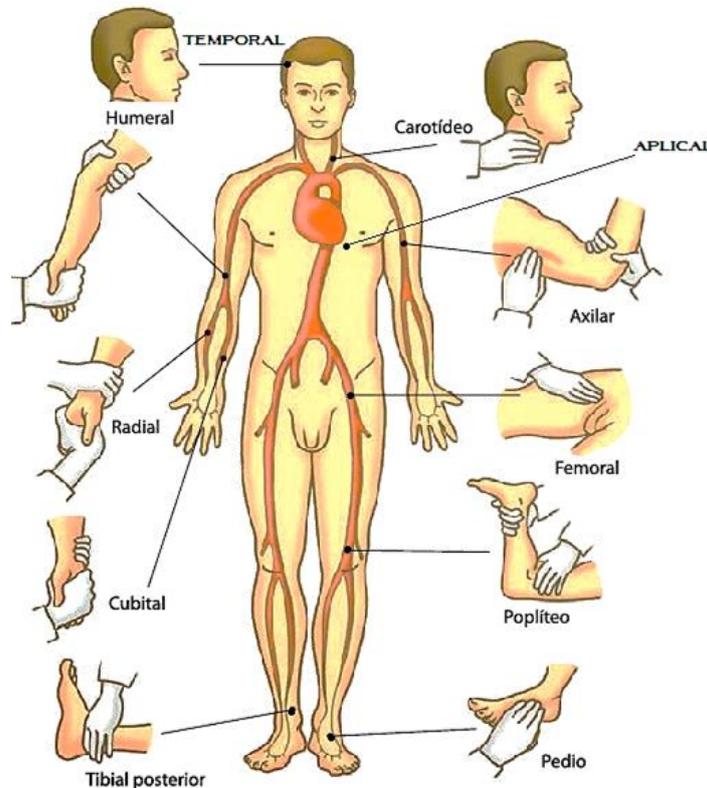


Ilustración 6 - Sitios anatómicos para la palpación del pulso arterial¹⁹

¹⁹ Imagen obtenida de: medicinaelska.blogspot.com.ar/2016/03/el-pulso-sedenomina-pulso-la-sensacion.html (30/12/2016)

La onda de pulso arterial de un adulto sano posee el aspecto indicado en la Ilustración 7. El valor máximo del 100% corresponde a la presión sistólica y el mínimo de 0% a la presión diastólica.

Se puede observar la onda sistólica (OS), representada por una curva ascendente que depende de la aceleración del flujo arterial en fase de sístole; la onda diastólica (OD), representado por una curva descendente, que corresponde a la desaceleración generada por la fase de diástole; y entre ambas, la reflexión sistólica (RS), que consiste en la reflexión de la onda de presión aórtica al arribar a la zona abdominal. Los determinantes de este fenómeno de reflexión son el nivel de presión y las características de la pared arterial: el aumento de presión arterial y de la rigidez de la pared lo incrementan.

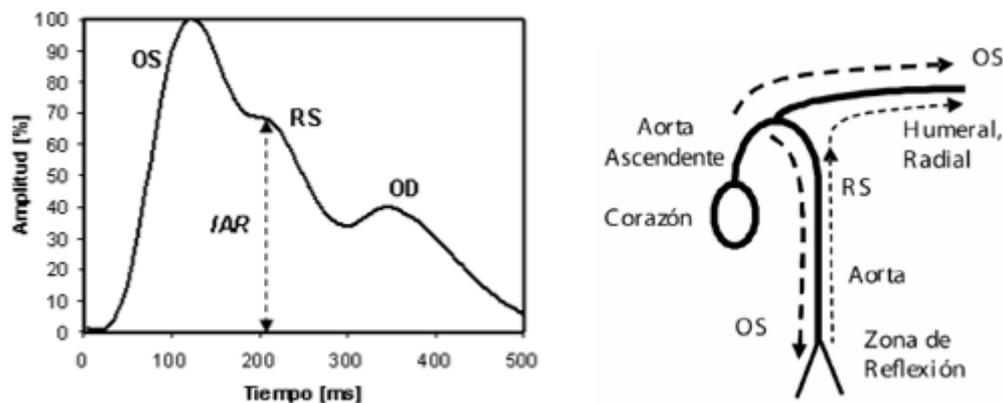


Ilustración 7 - Onda de pulso radial (izquierda), Trayectoria de la reflexión sistólica (derecha).
(Clara Et. Al., 2011)

En los jóvenes, la onda de RS posee baja amplitud, y aparece en la base de la onda sistólica cuando está finalizando la sístole. Al ir aumentando la edad, el aumento del tono vasoconstrictor en la zona de reflexión hace que aumente su amplitud. Por tal razón, en los adultos la reflexión sistólica se observa en la mitad de la pendiente de caída de la onda sistólica, y en individuos de edad avanzada tiene gran amplitud y se la ubica próxima al vértice de esta última, formando una meseta (ver Ilustración 8).²⁰

²⁰ Clara, F., Blanco, G., et. al., "Estimación de la velocidad de propagación aórtica basada en el análisis de la onda de pulso radial" (2011), Revista Medicina Buenos Aires, vol. 71, núm. 3. Link: www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0025-76802011000500006 (30/12/2016)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

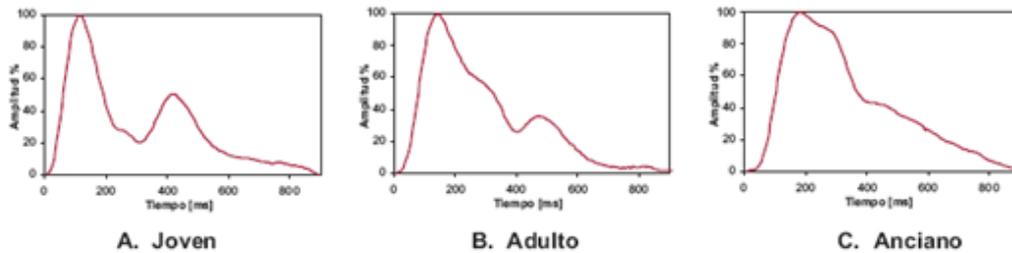


Ilustración 8 - Registros de onda de pulso de varones sanos de distintas edades. Nótese que al avanzar la edad, la RS va anticipando su arribo y aumentando su amplitud. (Clara Et. Al., 2011)²¹

1.4.3 Medición de la frecuencia cardíaca

La técnica más utilizada para medir la frecuencia cardíaca de una persona es el electrocardiograma (ECG). Sin embargo, su complejidad ha llevado a desarrollar alternativas más simples, desde pulsómetros ópticos en forma de anillo y reloj de muñeca, hasta sistemas que detectan las vibraciones en el tórax mediante acelerómetros.

El ECG es una técnica que registra la actividad eléctrica del corazón mediante una serie de electrodos colocados sobre la superficie corporal. Las ondas obtenidas en el ECG representan los estímulos eléctricos de las aurículas y los ventrículos, durante cada ciclo cardíaco (ver Ilustración 9). La frecuencia cardíaca puede ser derivada del trazado del ECG, calculando el tiempo entre las contracciones ventriculares (intervalo R-R) o el número de contracciones (complejos QRS) en un minuto.

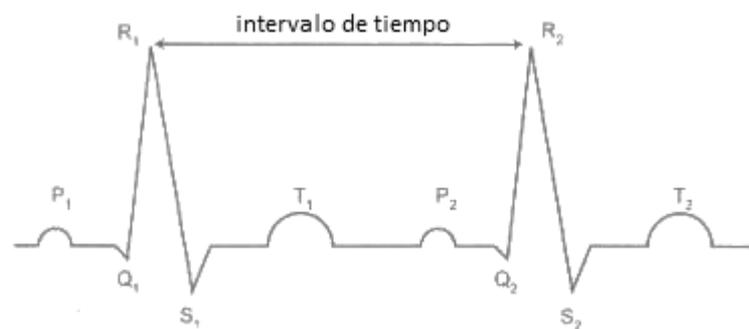


Ilustración 9 - Ondas del ECG. La onda P corresponde a la despolarización auricular, el complejo QRS a la despolarización ventricular y la onda T a la repolarización ventricular. La repolarización de la onda P (repolarización auricular) queda eclipsada por el complejo QRS. (Maud, Foster, 2006)²²

²¹ Clara, F., Blanco, G., et. al., "Identificación de hipertensos recientes mediante análisis de onda de pulso radial" (2010), Revista de la Federación Argentina de Cardiología, vol. 39, núm. 3. Link: http://www.fac.org.ar/1/revista/10v39n3/art_orig/arorig04/clara.php (01/02/2017)

²² Imagen obtenida de: Maud, P.J., Foster C., "Physiological assessment of human fitness", 2° edición (2006).

Basados en el ECG, existen pulsómetros consistentes en una banda pectoral, que incluye dos electrodos en contacto con la piel, para detectar las contracciones cardíacas y enviar la señal inalámbricamente a un reloj de pulsera, el cual muestra la frecuencia cardíaca actual (ver Ilustración 10).²³

Otra manera de detectar el pulso es mediante la fotopletismografía, que consiste en la medición de la intensidad de la luz reflejada o transmitida por la sangre que circula por arterias y venas superficiales, para determinar el volumen de sangre del área respectiva (ver Ilustración 10).



Ilustración 10 - Pulsómetro de banda pectoral (izquierda), pulsómetro óptico por fotopletismografía (derecha)²⁴

1.4.3.1 Pulsómetro por fotopletismografía

La fotopletismografía se basa en dos principios físicos, la espectrofotometría y la pletismografía.

1.4.3.1.1 Pletismografía

La pletismografía es un método no invasivo basado en la medición de cambios de presión y volumen como consecuencia de variaciones del flujo sanguíneo en una extremidad. Existen distintos tipos de pletismografía:

Pletismografía de aire: Consiste en registrar las variaciones de volumen sanguíneo mediante un manguito colocado alrededor de la extremidad, en cuyo interior se ha insuflado aire a una presión de 40-60 mm Hg.

Pletismografía de impedancia: Se basa en las variaciones de impedancia eléctrica inducidas por el flujo sanguíneo. El campo eléctrico es generado por dos electrodos periféricos y las variaciones de impedancia son medidas por dos electrodos centrales.

²³ Vizcaino, D., "Demandas fisiológicas en actividades fitness y determinación de las intensidades" (2013), pág. 10. Link: lleida.inefc.es/grau_cafe/fixters_cafe/TFG-Demandas_fisiologicas_af.pdf (07/01/2017)

²⁴ Imágenes obtenidas de: okdiario.com/vida-sana/2015/09/13/las-principales-ventajas-de-entrenar-con-pulsometro-8613 y www.relojesgps.es/TomTom-Runner-Cardio.html (07/01/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Pletismografía por anillos de mercurio (strain-gage): Mide los cambios de volumen que producen las mínimas variaciones de resistencia al paso de la corriente eléctrica sobre anillos conductores situados alrededor de la extremidad.

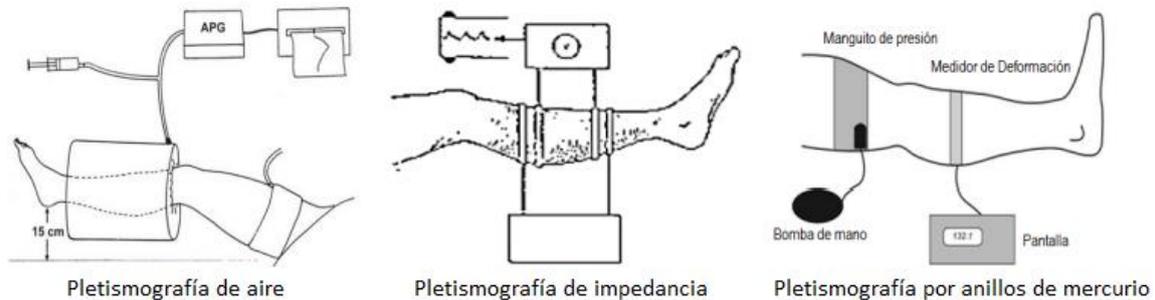


Ilustración 11 - Distintos tipos de pletismografías

Fotopletismografía: Mide los cambios en la absorción de luz dentro de los capilares dérmicos. Las dos técnicas de fotopletismografía son la transiluminación y la reflexión de luz.²⁵

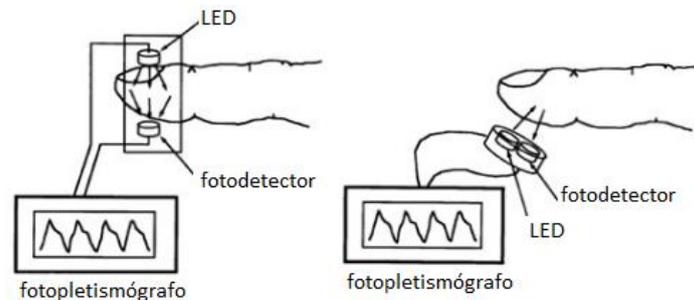


Ilustración 12 - Fotopletismografía por transiluminación (izquierda) y por reflexión (derecha)²⁶

1.4.3.1.2 Espectrofotometría

La espectrofotometría es la medición de la cantidad de energía radiante que absorbe o transmite un sistema químico en función de la longitud de onda.

El método espectrofotométrico se rige por la *Ley de Beer-Lambert*, la cual establece que, cuando se pasa un rayo de luz monocromática a través de un medio homogéneo, parte de la luz es absorbida, de manera que la intensidad de la luz transmitida (I) es menor que la de intensidad de luz incidente (I_0). También ocurre un poco de reflexión de la luz, pero principalmente la disminución de la luz transmitida se debe a la absorción.

²⁵ Chancusi, A., “Módulo Didáctico de un medidor de la frecuencia cardíaca mediante fotopletismografía, para el laboratorio de Instrumentación Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE”, p.1-2. Link: repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/9326/1/AC-ES-PEL-ENI-0339.pdf (07/01/2017)

²⁶ Imagen obtenida de: slideplayer.es/slide/1071491/ (07/01/2017)

La relación entre I e I_0 depende del espesor del medio absorbente (d), la concentración de la sustancia absorbente (c) y el coeficiente de absorción (a):²⁷

$$I = I_0 * 10^{-adc}$$

Ecuación 1 - Ley de Beer-Lambert

1.4.3.1.3 Teoría física del color

En general, todos los materiales absorben energía electromagnética en algún rango de frecuencias. Aquellos que absorben en el rango de la luz visible son llamados materiales opacos, mientras que si dejan pasar dicho rango de frecuencias se denominan transparentes.

Es precisamente este proceso de absorción y reflexión de la luz visible lo que da color a la materia: las longitudes de onda absorbidas desaparecen en el interior del objeto, mientras que las reflejadas son percibidas por el ojo humano. Así, cuando un cuerpo absorbe todos los colores de la luz visible, el objeto parece negro; mientras que cuando refleja todos los colores de dicho espectro, el objeto se ve blanco.

Los colores visualizados son, por tanto, aquellos que los objetos no absorben sino que los reflejan. Por ejemplo, la sangre se ve roja, porque refleja luz roja y absorbe los demás colores de la luz visible (ver Ilustración 13).



Ilustración 13 – Un objeto blanco refleja todos los colores de la luz, un objeto negro absorbe todos los colores y un objeto rojo refleja solamente la luz roja y absorbe el resto de colores.²⁸

1.4.3.1.4 Principios de la fotopletismografía

Dentro de los glóbulos rojos se encuentra la hemoglobina (Hb), una hemoproteína de la sangre, de color rojo característico, encargada del transporte de oxígeno. Las hemoglobinas existen principalmente como oxigenada (HbO_2) y desoxigenada (HbR), llamadas Hb funcionales. Ambos compuestos absorben diferentes cantidades de luz, ya que cada molécula tiene diferente coeficiente de absorción a distintas longitudes de onda (ver Ilustración 14).

²⁷ Faucher, C., "Prototipo de programa de realidad aumentada para rehabilitación cardiovascular" (2016), p.41.

²⁸ Imagen obtenida de: es.dreamstime.com/stock-de-ilustracin-refleja-y-absorbe-espectro-de-colores-y-de-sunli-image42758547 (08/01/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

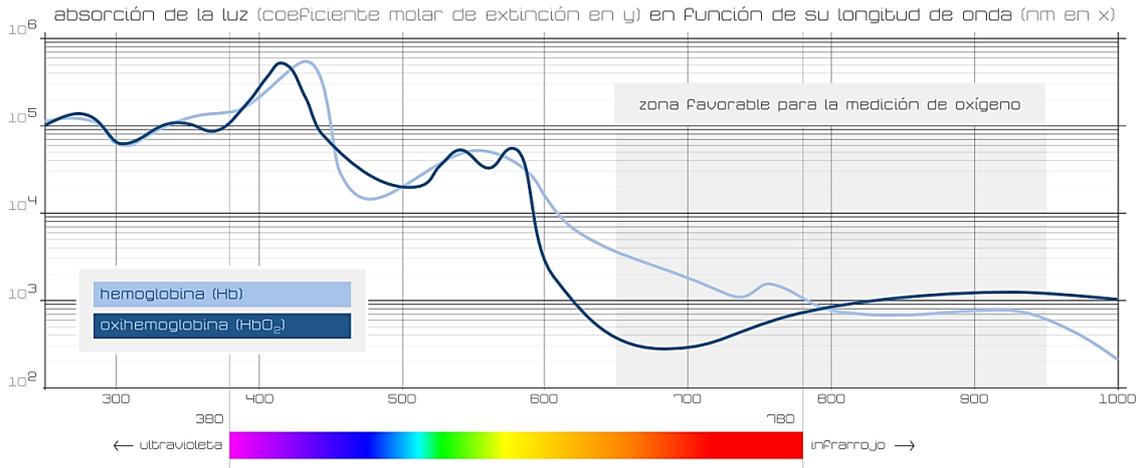


Ilustración 14 - Absorción de luz por las hemoglobinas de la sangre a distintas longitudes de onda. (Ventura, 2015) ²⁹

El pulsómetro está basado en la medición óptica de los cambios en el volumen de sangre dentro de los vasos sanguíneos. En la sístole, el aumento del volumen ocasiona un incremento de la absorción de luz por aumento de la longitud del camino óptico; mientras que durante la diástole, el volumen de sangre y la absorción de luz alcanzan su punto más bajo.

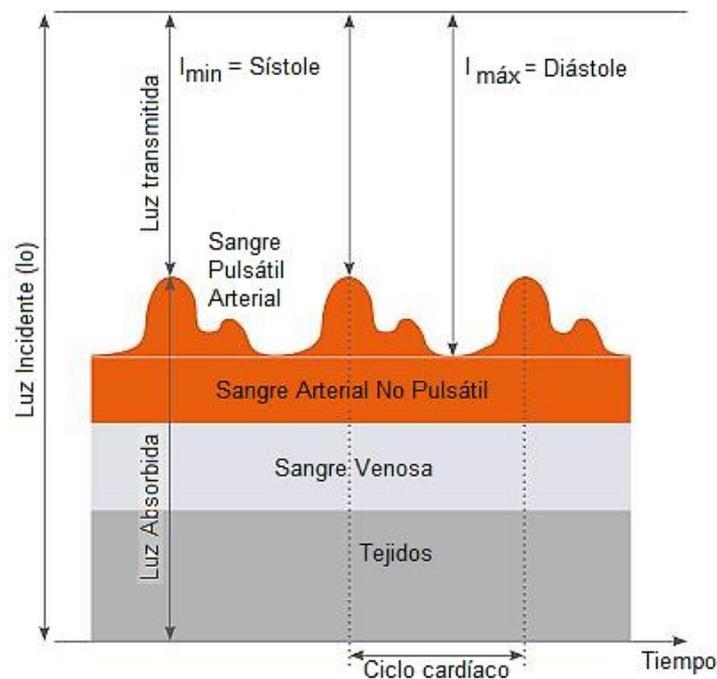


Ilustración 15 - Absorción de la luz en las distintas estructuras. La luz dirigida a la piel (I_0) es absorbida por la sangre arterial, la sangre venosa, hueso, piel y otros tejidos. El componente variable de la señal corresponde a la cantidad de sangre en las arterias que laten al ritmo del corazón. La periodicidad de esta señal indica la frecuencia del pulso. (Tilman, 2014)

La medición se basa en que el flujo de sangre arterial es pulsátil y el resto de los fluidos y tejidos no, manteniendo estos últimos una absorción constante.

²⁹ Imagen obtenida de: polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca (07/01/2017)

En consecuencia, la intensidad de luz medida durante la diástole representa la absorción de los componentes estáticos; mientras que la componente arterial pulsátil produce la variación de la luz absorbida por el aumento de volumen sanguíneo (ver Ilustración 15). Al medir el cambio en el volumen arterial en una localización particular del cuerpo, es posible derivar la frecuencia de pulso, dada la periodicidad de la señal medida.

El sensor consiste en una fuente de luz y un detector, que se colocan directamente sobre la piel. La luz emitida penetra en la piel, los tejidos y los vasos sanguíneos, y es absorbida, transmitida y reflejada. La longitud de onda apropiada depende de la parte del cuerpo donde se toma la medición: la luz verde proporciona los mejores resultados en la muñeca, mientras que la luz roja e infrarroja se utiliza generalmente en los dedos.³⁰

1.5 Frecuencia Respiratoria

1.5.1 Introducción al Aparato Respiratorio

El aparato respiratorio está formado por las estructuras que realizan el intercambio de gases entre la atmósfera y la sangre. La *respiración* externa es el cambio de oxígeno y anhídrido carbónico entre los alveolos pulmonares y la sangre, en tanto que la *respiración interna* es el intercambio de estos gases entre la sangre y las células del cuerpo. El oxígeno es introducido dentro del cuerpo para su posterior distribución a los tejidos y el dióxido de carbono, producido por el metabolismo celular, es eliminado al exterior.

El aparato respiratorio está constituido por un órgano intercambiador de gases (los pulmones) y una bomba que ventila los pulmones. La bomba consiste en las paredes del tórax; los músculos respiratorios, que aumentan o disminuyen el tamaño de la cavidad torácica; y los centros cerebrales y nervios que controlan los músculos.³¹

Durante la *inspiración*, la contracción del diafragma y de los músculos inspiratorios da lugar a un incremento de la capacidad de la cavidad torácica, con lo que la presión intrapulmonar se hace ligeramente inferior a la atmosférica, ingresando aire a las vías respiratorias. En la *espiración*, los músculos respiratorios se relajan y vuelven a su posición de reposo, la capacidad de la cavidad

³⁰ Tilman Ruegheimer, J.R., "LED-based sensors for wearable fitness tracking products" (2014), EDN network. Link: www.edn.com/Home/PrintView?contentItemId=4437996 (09/01/2017)

³¹ Ganong, *Op. cit.*, p.534.

torácica disminuye, la presión intrapulmonar aumenta con respecto a la atmosférica y el aire sale de los pulmones.³²

Estos movimientos respiratorios son automáticos, sin embargo el número y la profundidad de las respiraciones puede regularse voluntariamente, dentro de las limitaciones impuestas por las necesidades de oxígeno del organismo.³³

1.5.2 Volúmenes y Capacidades Pulmonares

La cantidad de aire que se desplaza al interior de los pulmones con cada inspiración (o la cantidad que sale con cada espiración) se llama *volumen corriente* (VC). El aire inspirado con un esfuerzo inspiratorio máximo, en exceso del volumen corriente, es el *volumen de reserva inspiratorio* (VRI). El volumen expulsado por un esfuerzo espiratorio activo, después de la espiración pasiva, es el *volumen de reserva espiratorio* (VRE) y el aire que queda en los pulmones después de un esfuerzo espiratorio máximo es el *volumen residual* (VR). Los valores normales de estos volúmenes pulmonares y los nombres que se aplican a sus combinaciones se presentan en la Ilustración 16.

La *capacidad vital* (CV) es la mayor cantidad de aire que puede espirarse después de un esfuerzo espiratorio máximo. La *capacidad total* (CT) es el mayor volumen que puede albergar el pulmón después de una inspiración profunda, es decir, la suma de CV más VR. La *capacidad residual funcional* (CRF) es el aire que queda en los pulmones después de una espiración normal, es decir, VR más el VRE.³⁴

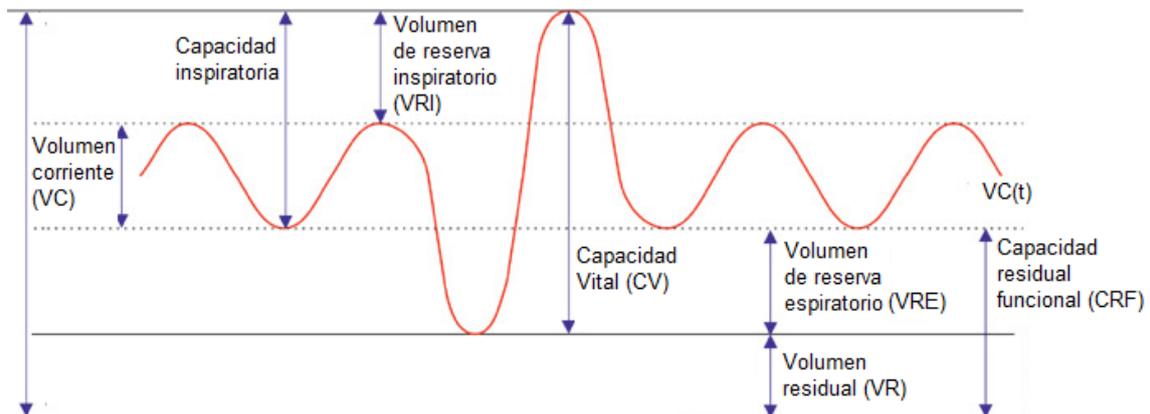


Ilustración 16 - Volúmenes y capacidades pulmonares

³² Col·legi Oficial d'Infermeres i Infermers de Barcelona, “Sistema Respiratorio”. Link: www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430 (30/12/2016)

³³ Arévalo, A., Toloza, D., “Proyecto de Investigación y Desarrollo: Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil – Módulo de Frecuencia Respiratoria”, p.2. Link: www.dalcame.com/wdescarga/frecuencia%20respiratoria.pdf (04/01/2017)

³⁴ Juri, G. et. al., “Módulo V: Sistema Respiratorio” (2010), Universidad Nacional de Córdoba, p. 16.

1.5.3 Frecuencia respiratoria

La frecuencia respiratoria es la cantidad de respiraciones que una persona realiza por minuto. Su valor puede verse influenciado por múltiples factores, entre ellos: el ejercicio, que produce un aumento temporal de la frecuencia respiratoria; el género (en la mujer la respiración tiende a ser más rápida que en el hombre); las hemorragias, que aumentan la respiración; el embarazo; la edad (ver Tabla 5); etc. La relación entre la frecuencia respiratoria y el pulso es de aproximadamente 1 a 4 en condiciones normales, es decir, por cada respiración se presentan cuatro pulsaciones cardíacas.³⁵

Edad	Frecuencia Respiratoria (resp/min)
Niños de meses	30 – 40
Niños hasta 6 años	25 – 30
Adultos	15 – 20
Ancianos	12 – 16

Tabla 5 - Valores normales de frecuencia respiratoria en reposo según la edad

El aumento de las necesidades respiratorias se compensa de dos maneras: aumentando la amplitud de los movimientos respiratorios o elevando la frecuencia. Se denomina *taquipnea* a la respiración rápida y superficial, mayor a 20 respiraciones por minuto en el adulto, que puede ser el resultado de un incremento del metabolismo, un aumento de la temperatura corporal o de una enfermedad pulmonar crónica; mientras que la *bradipnea* es la respiración lenta, generalmente menor a 10 respiraciones por minuto.³⁶

1.5.4 Respiración abdominal y respiración torácica

En la fisiología humana, existen dos tipos de movimientos respiratorios: *torácico*, debido a la acción de los músculos costales que expanden los pulmones hacia dentro y hacia fuera, y *abdominal*, en la cual los pulmones se expanden de manera vertical debido a la contracción del diafragma, expandiendo o contrayendo el abdomen (ver Ilustración 17). La primera es habitual en las mujeres, principalmente durante el embarazo, mientras que en niños y varones adultos predomina la respiración abdominal.³⁷

³⁵ Duque, L., Vanegas, H., "Semiología médica integral", 1° edición (2006), editorial Universidad de Antioquía, p.205.

³⁶ "Signos Vitales – Semiología", *Op. cit.*

³⁷ Duque, L., Vanegas, H., *Op. cit.*, p.204.

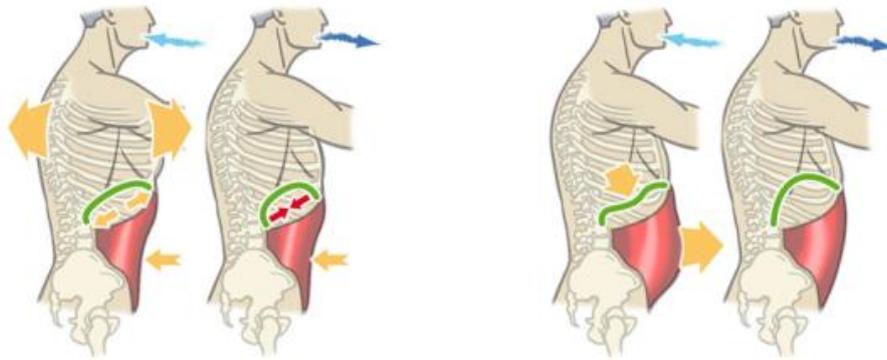


Ilustración 17 - Respiración torácica (izquierda) y abdominal (derecha)³⁸

Al ser el diafragma un músculo más grande, fuerte y mejor desarrollado para sostener continuamente el trabajo muscular que implica el acto de respirar, este tipo de respiración resulta más saludable y beneficiosa para los procesos de relajación y descanso del organismo. Por otro lado, la implicación preferente y sostenida de los músculos intercostales en la respiración está relacionada con estados de estrés del organismo (estados de alta activación fisiológica). El dolor de pecho, por sobrecarga de los músculos intercostales, es común en las personas que sufren trastornos de estrés y/o ansiedad. Las personas que sufren crisis de angustia, ataques de pánico y agorafobia muestran una marcada tendencia, debido a las interpretaciones catastrofistas, a creer que se trata de un problema de corazón, con la consiguiente preocupación y malestar.³⁹

Está demostrado que el entrenamiento de patrones respiratorios caracterizados por frecuencias respiratorias bajas, amplitudes altas y respiraciones predominantemente abdominales incrementa el control parasimpático sobre el funcionamiento cardiovascular a través del nódulo sinoauricular, con cambios en el ritmo cardíaco asociados a las fases inspiratoria y espiratoria de cada ciclo respiratorio. Debido a ello, la respiración abdominal, así como otras técnicas de respiración y relajación, pueden resultar muy útiles para reducir el estrés y la ansiedad.⁴⁰

1.5.5 Medición de la Frecuencia Respiratoria

Las técnicas más comunes para estimar la frecuencia respiratoria son las de impedancia transtorácica, la detección de los movimientos tóraco-abdominales y la medición del flujo respiratorio.

³⁸ Imagen obtenida de: karateyalgomias.com/2015/06/27/acondicionamiento-fisico-entrena-tu-respiracion (04/01/2017)

³⁹ García, P.P., “Respiración abdominal y respiración torácica: relajación y estrés” (2009). Link: www.akapsico.com/respiracion-abdominal-toracica-relajacion-estres-ansiedad-autoayuda-panico-angustia-agorafobia-psicoterapia-salud/ (07/01/2017)

⁴⁰ Jara, Sonia, “Técnicas de relajación e imaginación” (2008), Departamento de Psiquiatría y Salud Mental Sur, Universidad de Chile.

El método de *pletismografía por impedancia transtorácica* consiste en medir los cambios de volumen, mediante electrodos colocados sobre el tórax del individuo. Una corriente alterna de alta frecuencia (400μA) se hace circular por los electrodos externos y los cambios de voltaje son registrados con los electrodos internos (ver Ilustración 18). Debido a que la impedancia resistiva eléctrica es inversamente proporcional al área transversal y directamente proporcional a la longitud del conductor, los cambios en el volumen torácico generan variaciones en la impedancia que pueden ser correlacionados a la frecuencia respiratoria.⁴¹

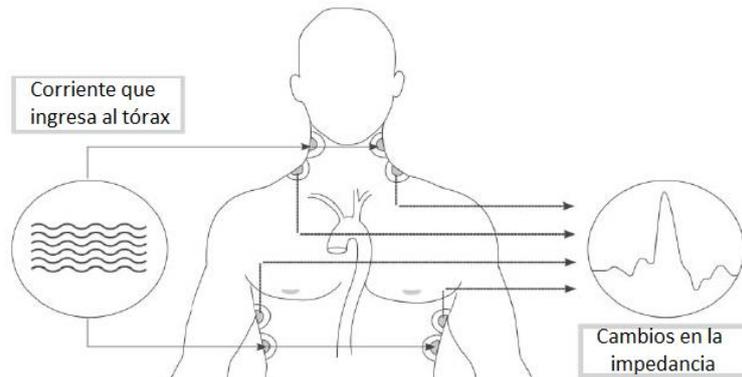


Ilustración 18 - Pletismografía por impedancia transtorácica. La corriente eléctrica ingresa al tórax por los electrodos más externos. Los cambios en la impedancia al flujo de corriente en el tórax son detectados por los electrodos internos.⁴²

Por otro lado, el método de *medición del flujo respiratorio* consiste en colocar un sensor de temperatura (termistor) por debajo de las narinas. De este modo, se puede estimar la frecuencia respiratoria por los cambios de temperatura entre el aire inspirado (frío) y el espirado (caliente).⁴³

Los dispositivos para la determinación de la frecuencia respiratoria por la *detección de los movimientos tóraco-abdominales* consisten en una banda colocada sobre el tórax o abdomen del paciente, sobre la cual se coloca un sensor que correlaciona la expansión del volumen tóraco-abdominal con la fase respiratoria. El sensor puede ser un acelerómetro, un cristal piezoeléctrico, strain gages o un sensor magnético. Los acelerómetros son dispositivos que miden la aceleración, es decir la tasa de cambio de la velocidad. Los strain gages se basan en la variación de la resistencia de un conductor cuando éste es sometido a un esfuerzo mecánico que provoca su deformación. Los cristales piezoeléctricos, como el cuarzo, son capaces de generar una tensión eléctrica cuando sus láminas se deforman. Por último, los sensores magnéticos se basan en el efecto Hall,

⁴¹ DALCAME Grupo de Investigación Biomédica, "Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales: unidad modular de frecuencia respiratoria", p.6-7. Link: www.dalcame.com/wdescarga/frecuencia.pdf (07/01/2017)

⁴² Imagen obtenida de: www.scielo.org.co/img/revistas/rcca/v16n3/a2f3.jpg (07/01/2017)

⁴³ Sánchez, A. *et al.*, "Polisomnografía, poligrafía, oximetría. Requisitos e interpretación de los resultados", p.189. Link: www.neumosur.net/files/EB04-14%20estudios%20sueno.pdf (07/01/2017)

que consiste en la producción de una caída de voltaje a través de un conductor con corriente, bajo la influencia de un campo magnético externo.

1.5.5.1 Medición de la frecuencia respiratoria por efecto Hall

Los dispositivos para la medición de la frecuencia respiratoria por efecto Hall están constituidos por un sensor y un imán, colocados sobre una banda tóraco-abdominal. El campo magnético generado por el imán, al acercarse y alejarse del sensor, produce una variación de tensión en el mismo, en correlación con los movimientos tóraco-abdominales. A continuación se describen los fundamentos físicos que dan origen a este efecto.

1.5.5.1.1 Ley de la fuerza de Lorentz

Al contrario que en los campos eléctricos, una partícula cargada que se encuentre en reposo en el interior de un campo magnético no sufre la acción de ninguna fuerza. Por el contrario, si la partícula se encuentra en movimiento, experimentará la acción de una fuerza magnética que recibe el nombre de fuerza de Lorentz.

La Ley de Lorentz establece que una partícula cargada q que circula a una velocidad \vec{v} por un punto en el que existe una intensidad de campo magnético \vec{B} , sufrirá la acción de una fuerza \vec{F} , denominada fuerza de Lorentz, cuyo valor es proporcional al valor de q , \vec{B} y \vec{v} , y su dirección perpendicular al plano formado por los vectores de \vec{v} y \vec{B} . La fuerza \vec{F} se obtiene por la siguiente expresión:

$$\vec{F} = q \cdot \vec{v} \times \vec{B}$$

Ecuación 2 - Fuerza de Lorentz⁴⁴

1.5.5.1.2 Efecto Hall

El efecto Hall se produce cuando se ejerce un campo magnético transversal sobre un cable por el que circulan cargas. Como la fuerza magnética ejercida sobre ellas (fuerza de Lorentz) es perpendicular al campo magnético y a su velocidad, las cargas son impulsadas hacia un lado del conductor. Si los portadores de la carga son electrones, en dicho lado del conductor se acumula un exceso de carga negativa, dejando un exceso de carga positiva en el lado opuesto. Esta acumulación continúa hasta que el campo electrostático transversal resultante, se hace suficientemente grande como para generar una fuerza ($\vec{F}_e = q \cdot \vec{E}$) que sea igual y opuesta a la fuerza magnética ($\vec{F}_m = q \cdot \vec{v} \times \vec{B}$). Este campo eléctrico provoca una diferencia de potencial transversal entre los lados opuestos del conductor, llamado voltaje Hall (E_h).⁴⁵

⁴⁴ Sears, Zemansky, “Física universitaria, con física moderna, volumen 2”, 12° edición (2009), editorial Addison-Wesley, p.925-926.

⁴⁵ Sears, Zemansky, *Op. cit.*, p.943.

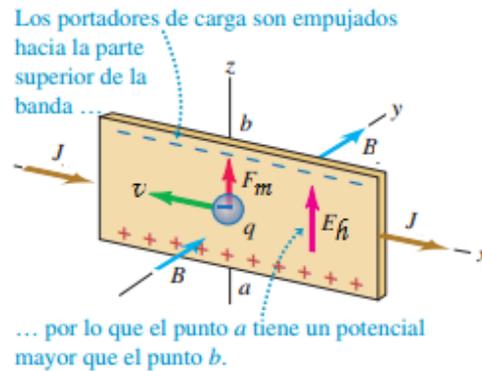


Ilustración 19 - Fuerzas sobre portadores de carga de un conductor en un campo magnético. (Sears, Zemansky)

1.6 Actividad Electrodermal

1.6.1 Introducción al Sistema Tegumentario

El sistema tegumentario está constituido por la membrana cutánea (piel) y sus estructuras complementarias (pelo, uñas, glándulas exocrinas). La piel es el mayor órgano del cuerpo humano, con una superficie de aproximadamente 2 m². Su función es actuar como una barrera protectora que aísla al organismo del medio externo, protegiéndolo contra agresiones mecánicas, químicas, la temperatura, radiaciones y microorganismos, y contribuyendo a mantener la integridad de las estructuras internas. Al mismo tiempo actúa como un sistema de comunicación con el entorno, transmitiendo información externa que accede al organismo mediante el tacto, la presión, la temperatura y receptores del dolor.

Desde afuera hacia dentro, se distinguen en la piel tres capas de tejido (ver Ilustración 20):

- La *epidermis*, capa epitelial compuesta por células (queratinocitos) que proliferan en su base y se diferencian progresivamente a medida que alcanzan la superficie. La capa más superficial de la epidermis (*estrato córneo*) está formada por células muertas, con un espesor total de 10-40 μm .
- La *dermis*, formada por tejido conectivo fibroelástico en el cual se encuentran vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas aferentes, folículos pilosos, músculos piloerectores, glándulas sebáceas y glándulas sudoríparas.
- La *hipodermis* (o tejido subcutáneo), formada por tejido conectivo laxo y adiposo, en el cual se encuentran nervios y vasos sanguíneos. Sus funciones son almacenar energía, aislar térmicamente y la protección mecánica frente a golpes.⁴⁶

⁴⁶ Merino Pérez, Noriega Borge, "Fisiología general" (2011), bloque II, tema 11: "La Piel: estructuras y funciones", OpenCourseWare, Universidad de Cantabria. Link: ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2011-Bloque%20II-La%20Piel.%20Estructura%20y%20Funciones.pdf (04/01/2017)

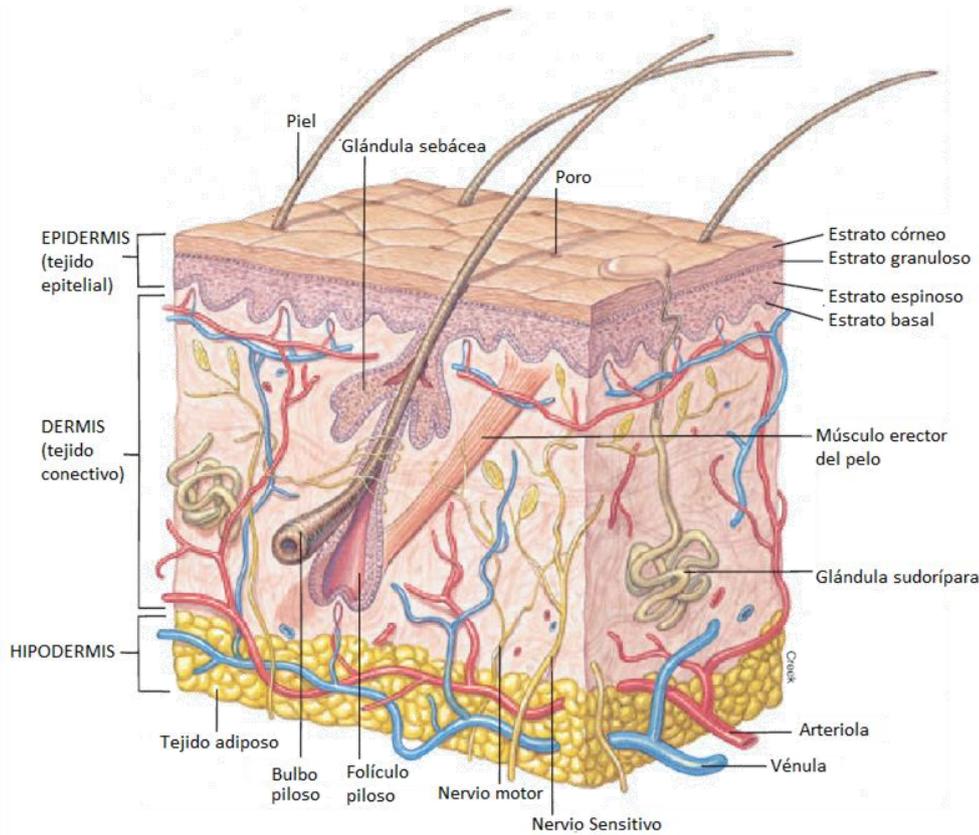


Ilustración 20 - Corte transversal de la piel⁴⁷

1.6.1.1 Glándulas Sudoríparas

Las glándulas sudoríparas son glándulas exocrinas presentes en la piel, responsables de la secreción de sudor, permitiendo la regulación de la temperatura corporal y la eliminación de sustancias de desecho del organismo. Son glándulas tubulares, que forman un glomérulo u ovillo en su extremo.

Las glándulas sudoríparas se clasifican en dos tipos (ver Ilustración 21):

Las *glándulas sudoríparas ecrinas* se encuentran localizadas por toda la superficie corporal, predominando en las palmas, las plantas, las axilas y la frente. Las estimaciones indican que estas regiones contienen alrededor de 420 glándulas por centímetro cuadrado, en comparación con aproximadamente 62 glándulas por centímetro cuadrado de piel del resto del cuerpo.

Cada unidad sudorípara consta de un glomérulo localizado en la dermis profunda y un conducto excretor que termina en los poros de la superficie de la piel. Estas glándulas, en su mayoría, actúan en la regulación de la temperatura corporal a través de la evaporación, mediante la producción de sudor, el cual

⁴⁷ Imagen obtenida de: 1.bp.blogspot.com/-rK6h20vIXFM/Tm-E117BfyI/AAAAAAAAAFA/4M4K1UVIQA/s1600/piel.png (04/01/2017)

está compuesto principalmente por agua y sales (NaCl, urea, ácido úrico, amoníaco y ácido láctico).

Las *glándulas sudoríparas apocrinas* tienen funciones odoríferas. Se encuentran localizadas en las axilas, areolas de las mamas, regiones genitales, párpados y conducto auditivo externo. El conducto excretor de estas glándulas parte desde el tejido subcutáneo, donde se hallan las células secretoras, y termina en los folículos pilosos por encima de la glándula sebácea. Producen una secreción que, al ser descompuesta por bacterias, produce el olor corporal característico. Su composición es de proteínas, amonio, carbohidratos, ácidos grasos, hierro y sustancias aromáticas.

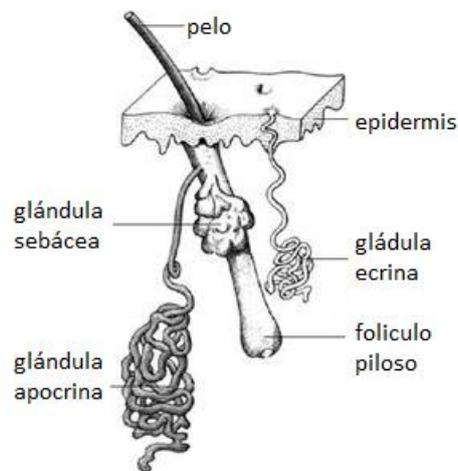


Ilustración 21 - Glándulas sudoríparas⁴⁸

1.6.1.1.1 Producción de sudor

El sudor se produce en la porción secretora de la glándula sudorípara mediante el ultrafiltrado isotónico procedente del plasma. Luego, de modo intermitente y bajo estímulos del sistema nervioso simpático, se produce una contracción de las células mioepiteliales que rodean a la glándula, ocasionando la secreción. A continuación, se reabsorbe sodio y cloruro a nivel del túbulo excretor, produciendo un sudor hipotónico que será expulsado a la superficie de la piel.⁴⁹

1.6.1.1.2 Inervación de las glándulas sudoríparas

Las glándulas sudoríparas son estimuladas por el sistema nervioso simpático, pero no necesariamente por el mismo neurotransmisor. Por otro lado, no existe evidencia que estas glándulas reciban estimulación parasimpática.

En la mayoría de las glándulas el neurotransmisor periganglionar es la acetilcolina (ACh), sin embargo, las glándulas sudoríparas de las palmas de las

⁴⁸ Imagen obtenida de: anatomiapeluqueria.blogspot.com.ar/2013/03/glandulas-sudoriparas.html (04/01/2017)

⁴⁹ "Glándulas sudoríparas: ecrinas y apocrinas", portal de la industria farmacéutica Pharmacosmetic. Link: www.pharmacosmetic.es/Glandulas%20sudoripadas.html (04/01/2017)

manos y las plantas se activan con noradrenalina.⁵⁰ Tanto la estimulación colinérgica como la adrenérgica inducen actividad secretora, produciendo la primera un efecto más generalizado y continuo.

La respuesta simpática de la piel se manifiesta por el incremento de la actividad de las glándulas sudoríparas, y está influenciado por mecanismos de homeostasis del cuerpo, estímulos externos y estados emocionales.

La sudoración se produce en áreas determinadas según el tipo de estímulo que la ha originado. La *sudoración térmica* es provocada por el aumento de la temperatura corporal, que estimula colinérgicamente a la glándula, y posee función termorreguladora. La *sudoración emocional* es generada por situaciones de tensión psíquica o emocional (miedo, dolor, estrés, ansiedad, etc.), que producen una sudoración ligera y localizada principalmente en las palmas y plantas, mediante impulsos noradrenérgicos. Se cree que, de este modo, la sudoración emocional otorga a las palmas y a las plantas una mayor fricción, disminuyendo el resbalamiento en situaciones de lucha o huida.

1.6.2 Características eléctricas de la piel

Cuando la piel está totalmente seca, las células del estrato córneo, la capa externa de la piel, tienen una resistencia típica de aproximadamente un 1 M Ω . La hidratación normal de estas células disminuye la resistencia a entre 50 k Ω y 100 k Ω debido a la retención de humedad por la queratina, e incluso es mucho menor si está húmeda, quemada o ampollada.⁵¹

Además de actuar como una resistencia, el estrato córneo, debido a la capa superficial de células muertas, actúa como un condensador si se pone en contacto con una pieza de metal; el tejido subyacente actúa como una placa de un condensador y la superficie metálica como la otra placa, con el estrato córneo seco como "dieléctrico". Sin embargo, la resistencia de la capa epidérmica cambia dramáticamente si se humedece con electrolitos que contienen agua, hasta las capas subyacentes más conductivas. Esta vía conductiva es proporcionada por las glándulas sudoríparas ecrinas.

La conductividad de la piel es inversamente proporcional a su resistencia y se expresa típicamente en micro-Siemens (μ S), siendo $S = 1/\Omega$.

Las glándulas sudoríparas ecrinas en su conjunto pueden ser representadas como resistencias variables conectadas en paralelo, como se observa en la Ilustración 22. Dependiendo del grado de activación simpática, el sudor asciende

⁵⁰ Cox, R., "Psicología del deporte", Editorial Médica Panamericana, 6° edición (2009), p.165.

⁵¹ Westland, J.C., "Electrodermal Response in Gaming" (2011), Journal of Computer Networks and Communications, Vol. 2011 (2011), Art. ID 610645. Link: www.hindawi.com/journals/jcnc/2011/610645 (12/02/2017)

hacia la superficie de la piel en diversa cantidad y por diverso número de glándulas sudoríparas, variando drásticamente la resistencia equivalente de la piel cuando unos pocos conductos se llenan de sudor (ver Ilustración 23).

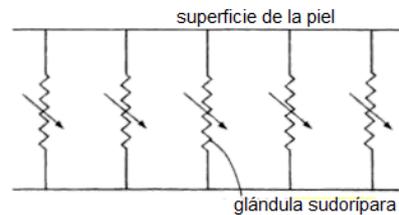


Ilustración 22 - Modelo de las glándulas sudoríparas conceptualizadas como resistencias en paralelo.

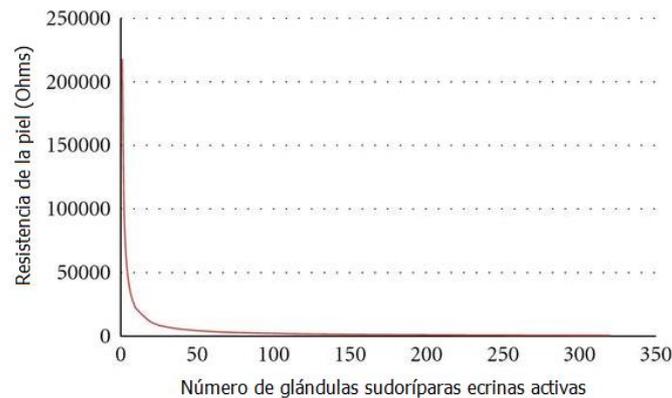


Ilustración 23 - Resistencia epidermal en función del número de glándulas sudoríparas ecninas activas. (Westland, 2011)⁵²

Para cuantificar la actividad electrodermal en un momento dado, es necesario sumar los valores de todas las resistencias activas conectadas en paralelo. La resistencia total equivalente de un circuito de resistencias en paralelo (R_p) es igual al recíproco de la suma de los inversos de las resistencias individuales, es decir sus conductancias. Sin embargo, dado que la conductancia total de un circuito en paralelo (G_p) es la simple suma de sus conductancias, se prefiere el cálculo de la conductancia para la determinación de la actividad electrodermal.⁵³

$$R_p = \frac{1}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}} \quad G_p = G_1 + G_2 + \dots + G_n$$

Ecuación 3 - Cálculo de la resistencia (R_p) y la conductancia (G_p) total equivalente de un circuito de n resistencias en paralelo.

1.6.3 Actividad electrodermal

El término actividad electrodermal (EDA, por sus siglas en inglés) fue introducido por Johnson y Lubin en el año 1966, y hace referencia a todos los fenómenos eléctricos (pasivos y activos) que ocurren en la piel. Un año más

⁵² Westland, J.C., *Op.cit.*

⁵³ Stern, R. *et. al.*, "Psychophysiological Recording", 2° edition (2001), Oxford University Press, p.209-210.

tarde, en 1967, el término fue estandarizado por la Sociedad de Investigación Psicofisiológica.⁵⁴

El fenómeno eléctrico más ampliamente estudiado es la *conductancia o respuesta galvánica de la piel* (SC o GSR respectivamente), el cual se refiere a la capacidad de la piel para conducir la electricidad cuando se aplica un potencial eléctrico entre dos puntos.

Este fenómeno está basado en la presencia del sudor en la piel, el cual es un electrolito débil y buen conductor. El llenado de los conductos excretores de sudor da lugar a una gran cantidad de vías paralelas de baja resistencia, aumentando de este modo la conductancia de una corriente aplicada. Debido a que estos cambios se deben a la actividad nerviosa simpática, proporcionan una medida sensible para evaluar las alteraciones en la excitación simpática, asociadas a la emoción, la cognición y la atención.⁵⁵

Por consiguiente, la importancia de la actividad electrodermal radica en que es un índice psicofisiológico sensible a los cambios en la excitación simpática generados durante un episodio emocional, estimulación sensorial o esfuerzo cognitivo.

1.6.3.1 Características de la señal electrodermal

La conductancia de la piel (SC) puede ser dividida en dos componentes principales (ver Ilustración 24):

El componente tónico o *nivel de conductancia de la piel* (SCL) varía ligeramente con el tiempo, los cambios ocurren típicamente en un período de minutos, y su nivel se encuentra en el rango de 10-50 μ S, dependiendo del estado psicológico y la regulación del sistema nervioso autónomo. Éste hace referencia al valor absoluto de la resistencia o conductancia de la piel en ausencia de respuestas.

El componente fásico o *respuesta de conductancia de la piel* (SCR) se asocia a cambios rápidos de la señal. Aparecen generalmente como aumentos exponenciales en la conductancia de la piel (o decrementos en la resistencia), en respuesta a estímulos específicos. Estos cambios pueden durar entre 10-20 segundos, seguidos por un regreso a SCL. Sin embargo, a menudo se presentan componentes fásicos en la SC que no pueden ser relacionados a una estimula-

⁵⁴ Figner, B., Murphy, R., “Using skin conductance in judgment and decision making research”. In M. Schulte-Mecklenbeck, A. Kuehberger, & R. Ranyard (Eds.), “A handbook of process tracing methods for decision research”, New York: Psychology Press, p.4. link: www.researchgate.net/publication/228888313_Using_skin_conductance_in_judgment_and_decision_making_research (04/01/2017)

⁵⁵ Ming-Zher Poh, “Continuous Assessment of Epileptic Seizures with Wrist-worn Biosensors” (2011), p.37-38.

ción específica, llamados SCR no específicas o espontáneas. La frecuencia típica de SCRs espontáneas varía en distintos individuos en el rango de 1 a 3 por minuto; algunas personas poseen una considerable generación espontánea de SCRs y otras tienen un nivel tónico relativamente constante de conductancia de la piel sin SCRs espontáneos.⁵⁶

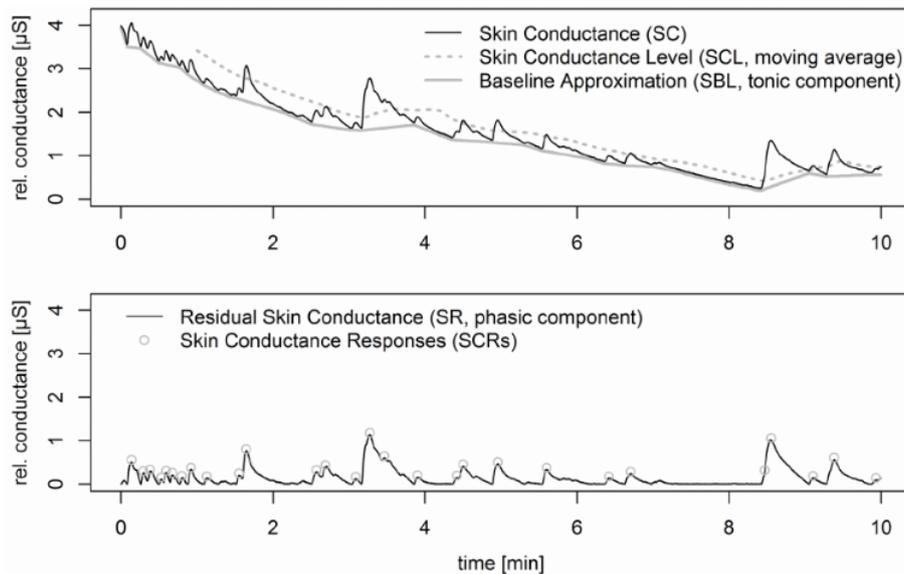


Ilustración 24 - Conductancia de la piel y sus componentes. (Leiner, 2012)⁵⁷

En la Tabla 6, se describen los parámetros propios de la SC relacionados a eventos y sus valores típicos. La forma de onda característica de la señal puede observarse en la Ilustración 25.

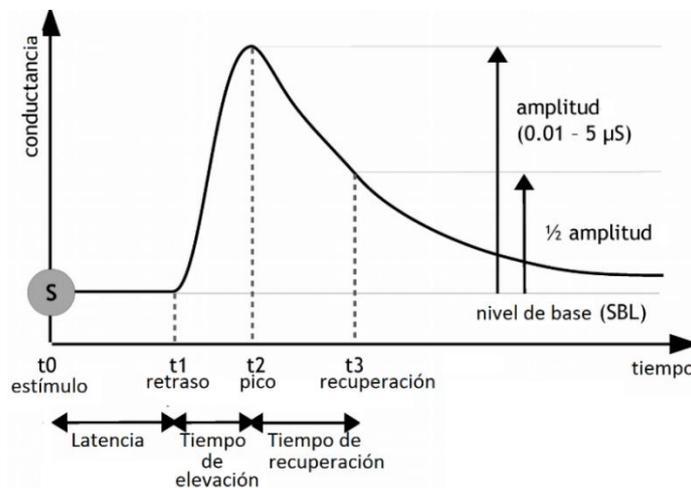


Ilustración 25 - Forma de onda y parámetros relevantes de la SCR (Leiner, 2012)⁵⁸

⁵⁶ iWorx Physiology Lab Experiment, “Galvanic Skin Response (GSR) and Investigation into ‘Cheating’” (2013), p.2. www.rsu.edu/wp-content/uploads/2015/06/TheGalvanicSkinResponseGSRInvestigationCheating.pdf (09/01/2017)

⁵⁷ Leiner *et. al.*, “EDA Positive Change: A Simple Algorithm for Electrodermal Activity to Measure General Audience Arousal During Media Exposure” (2012), p.240. Link: www.researchgate.net/publication/233883743_EDA_Positive_Change_A_Simple_Algorithm_for_Electrodermal_Activity_to_Measure_General_Audience_Arousal_During_Media_Exposure (09/01/2017)

⁵⁸ Leiner, D. *et. al.*, *Op. cit.*, p.238.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Parámetro	Concepto	Valores típicos
Nivel de conductancia de la piel (SCL)	Nivel tónico de conductancia eléctrica de la piel.	2-50 μ S
Variación de SCL	Cambios graduales en SCL.	1-3 μ S
Frecuencia de SCRs espontáneas	Frecuencia de componentes fásicos en ausencia de estímulos.	1-3 por minuto
Amplitud de SCR	Diferencia entre SCL en el momento en que se evocó la respuesta y el pico de la SCR.	0.2-5 μ S
Latencia de SCR	Tiempo entre el estímulo y el inicio del SCR relacionado con el evento.	1-3 segundos
Tiempo de elevación de SCR	Tiempo entre el comienzo y el pico del SCR	1-3 segundos
Tiempo de recuperación media de SCR	Tiempo entre el pico de SCR y el punto de recuperación del 50% de la amplitud pico.	2-10 segundos
Habitación a pruebas	Número de presentaciones de estímulos antes de dos o tres pruebas sin respuesta.	2-8 presentaciones
Sesgo de habitación	Tasa de cambio de la amplitud de SCR	0.01-0.5 μ S por prueba

Tabla 6 - Parámetros típicos de la SC y valores típicos⁵⁹

1.6.3.2 Modelo eléctrico equivalente del sistema electrodérmico

Fowles, en el año 1974, desarrolló un modelo cualitativo para la representación de la actividad electrodermal, el cual puede observarse en la Ilustración 26. La parte superior del modelo representa la superficie de la piel y la inferior la interfaz entre la hipodermis y la dermis. En contacto con la superficie de la piel se representa un electrodo activo, mientras que el electrodo de referencia se considera que está ubicado en la base o hipodermis.

R1 y R2 representan la resistencia al flujo de corriente a través de los conductos sudoríparos situados en la epidermis y la dermis, respectivamente. Esta resistencia disminuye, y la conductancia aumenta, a medida que estos ductos se llenan de sudor. El llenado de los conductos de sudor comienza en la dermis y continúa en la epidermis.

E1 y R4 corresponden al acceso a los conductos a través de la pared a nivel de la dermis, mientras que E2 y R3 a nivel de la epidermis. Los potenciales E1 y E2 surgen de la desigualdad de concentraciones iónicas a través de las paredes de los conductos, debido a la reabsorción activa de Na²⁺ en el conducto

⁵⁹ iWorx Physiology Lab Experiment, *Op. cit.*, p.2-3.

de la glándula sudorífera se produce un potencial de lumen negativo a través de la pared del conducto. Este potencial es afectado por la producción de sudor, que resulta en la despolarización de la membrana ductal, que produce a la vez un incremento de la permeabilidad al flujo de iones, manifestado por la disminución de los valores de R_3 y R_4 .

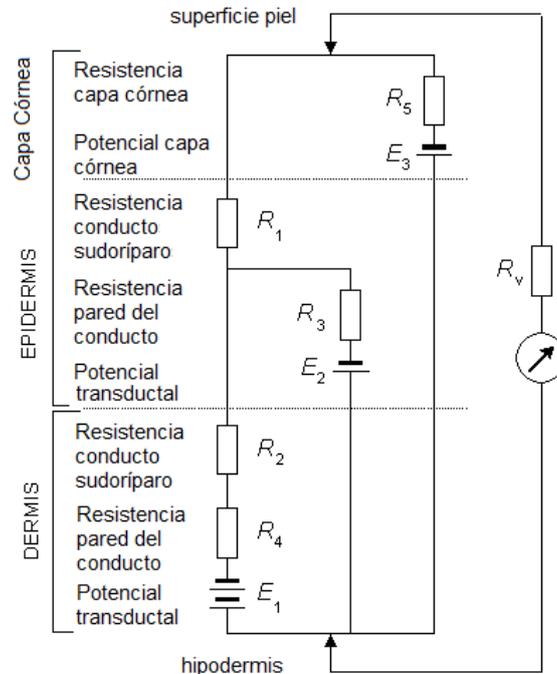


Ilustración 26 - Circuito equivalente simplificado del sistema electrodérmico. (Fowles, 1986)

Para la determinación de la respuesta de conductancia de la piel (SCR), Fowles establece que los potenciales pueden ser ignorados. El resultado de la medida depende (entre otros) del tamaño de la respuesta a un estímulo y la condición previa de la glándula sudorípara.

Asumiendo las condiciones iniciales de reposo, la respuesta consiste en el aumento del sudor en los conductos y la disminución del valor de R_2 correspondiente. Si la respuesta es pequeña y R_1 y R_5 no se ven afectadas, puede que SCR no muestre ningún cambio. En una respuesta mayor, aunque el sudor aún permanezca en los conductos, se extiende también a la epidermis y se reduce tanto R_1 como R_2 . Si es suficientemente grande, se genera un flujo a través de las paredes del conducto causando hidratación de la capa córnea y disminución de la resistencia R_5 . Con una respuesta aún mayor, o si se da una respuesta moderada luego que los conductos ya se encuentren parcialmente llenos, se ocasiona un flujo a través de la membrana epidermal de los conductos debido a

la acumulación de presión hidrostática asociada, y una consecuente reducción de R3.⁶⁰

1.6.4 Medición de la Actividad Electrodermal

1.6.4.1 Electroodos

Para la medición de la señal electrodermal se requiere el uso de electrodos superficiales colocados en áreas de alta concentración de glándulas sudoríparas ecrinas.

Un electrodo es un elemento para registrar biopotenciales, cuya función es proporcionar una interfase de transducción entre el cuerpo y el equipo de medida, convirtiendo la corriente iónica generada por el organismo en una señal eléctrica conducida a la instrumentación electrónica.

El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel. Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito, la segunda el contacto entre el electrolito y la parte metálica del electrodo.

1.6.4.1.1 Polarización de los electrodos

Cuando un metal entra en contacto con un electrolito, los iones metálicos tienden a entrar en la solución y los iones del electrolito a combinarse con los electrones metálicos; es decir, existe una transferencia de iones y electrones debido a las reacciones de óxido-reducción. Como resultado surge una distribución de cargas en la superficie de contacto, que da como resultado una diferencia de potencial en el electrolito que rodea al metal. Esta tensión se opone a la corriente que circula por los electrodos y, cuando se alcanza el equilibrio en el que no existe flujo de corriente a través de la interfaz, da lugar al *potencial de semi-celda*. Para medir este potencial se requiere un electrodo de referencia, con potencial de 0 V por convención, con el que se comparan los electrodos activos.

El potencial de semi-celda se ve alterado cuando existe una corriente eléctrica entre el electrodo y el electrolito. La diferencia de potencial, entre el potencial de semi-celda con corriente y el potencial de semi-celda en equilibrio, se conoce como *polarización* o *sobrevoltaje*. El sobrevoltaje está determinado por tres factores:

⁶⁰ Malmivuo, J., Plonsey, R., “Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields” (1995), Cap. 27: The Electrodermal Response, Oxford University. www.bem.fi/book (08/01/2017)

- El *sobrevoltaje óhmico* es el resultado directo de la resistencia del electrolito. Depende de la concentración de iones y se produce cuando el número de iones en el electrolito no es suficiente para transportar los electrones producidos.
- El *sobrevoltaje de concentración* resulta de los cambios en la distribución de iones en el electrolito en la vecindad de la interfaz electrodo-electrolito.
- El *sobrevoltaje de activación* es la diferencia en voltaje entre el electrodo y el electrolito, dada por la diferencia de energía que debe vencerse para la oxidación y para la reducción.

Teóricamente, los electrodos se clasifican dependiendo del grado de polarización de los mismos. Los electrodos *perfectamente polarizables* son aquellos en los cuales la carga no cruza la interfaz electrodo-electrolito cuando una corriente es aplicada, sino que el electrodo se comporta como si fuera un capacitor. Al contrario, los electrodos *perfectamente no polarizables* son aquellos en los que cruzan libremente cargas entre la interfase electrodo-electrolito cuando una corriente es aplicada, sin que se generen sobrevoltajes.

El electrodo de Plata/Cloruro de Plata (Ag/AgCl) se acerca a las características del electrodo no polarizable. Consiste en un metal cubierto con una capa delgada de AgCl, y es muy utilizado en aplicaciones biomédicas dado que el Cl⁻ es un ion preponderante en el organismo. Además, la cubierta de AgCl disminuye los artefactos de movimiento, ya que si el electrodo fuera polarizable y se moviera con respecto al electrolito, cambiaría la distribución de cargas en la interfase, provocando un cambio en el potencial de semi-celda.⁶¹

1.6.4.1.2 Interfase electrodo-piel

Para el registro con EDA, el gel o pasta del electrodo debe contener una sal de cloruro, siendo el NaCl el más utilizado. Se prefiere que la concentración de NaCl en el electrolito se aproxime a la de NaCl en el sudor que llega a la superficie, evitando que la concentración de NaCl en la interfase se altere debido a la sudoración.

Desde el momento del establecimiento del contacto electrodo-piel, el electrolito húmedo penetra en el estrato córneo. El resultado es un aumento progresivo del nivel de conductancia (tónico) que puede tardar varios minutos. Para evitar que los resultados de la medición sean influenciados, los electrodos con el electrolito deben fijarse a la piel al menos 5-10 min antes de comenzar la medición.

En general, no se recomienda el registro de EDA con electrodos secos, es decir, sin ningún electrolito aplicado, ya que el metal del electrodo produce una acumulación de humedad lenta bajo la placa metálica, ocasionado que el

⁶¹ Del Águila, R., "Electrodos para medir biopotenciales" (2015), cátedra de Instrumentación Biomédica, Ingeniería Biomédica, UNC.

electrodo sea inestable durante largo tiempo. Además, la sudoración superficial producirá un contacto de baja resistencia variable con la placa metálica, lo que afecta fuertemente a la medición.⁶²

Tampoco es necesario el pretratamiento de la piel, salvo que se utilicen electrodos descartables en presencia de piel extremadamente oleosa, en cuyo caso se puede utilizar alcohol para evitar que el adhesivo del electrodo se despegue.

1.6.4.2 Métodos de medición de la actividad electrodermal

La respuesta electrodermal puede ser medida a través de metodologías exosomáticas, que utilizan la aplicación de corriente directa (CC) o corriente alterna (CA), y de manera endosomática sin la utilización de ninguna fuente de energía externa, siendo la metodología menos común.

1.6.4.2.1 Método endosomático

En la medición endosomática no se aplica ninguna corriente exterior, sino que se evalúa a la actividad electrodérmica como un cambio en el potencial de la piel, medido entre dos puntos de la superficie dérmica. El registro endosomático es monopolar, se mide la diferencia de potencial entre un electrodo activo, colocado en una zona con alta concentración de glándulas sudoríparas ecrinas (falange media del dedo medio o índice, prominencia tenar o hipotenar), y un electrodo de referencia ubicado en un área inactiva (por ejemplo, el codo o el antebrazo). Los sitios mencionados pueden observarse en la Ilustración 27.

Los registros endosomáticos son similares y concurrentes con los exosomáticos más comúnmente medidos, aunque con una forma de onda más compleja, pudiendo constituir respuestas positivas, negativas o bifásicas.

⁶² Boucsein, W. *et. al.*, “Committee Report: Publication recommendations for electrodermal measurements”, *Psychophysiology*, 49 (2012), p.1022-1023. Wiley Periodicals, Inc. Link: download.xuebalib.com/xuebalib.com.7601.pdf (09/01/2017)

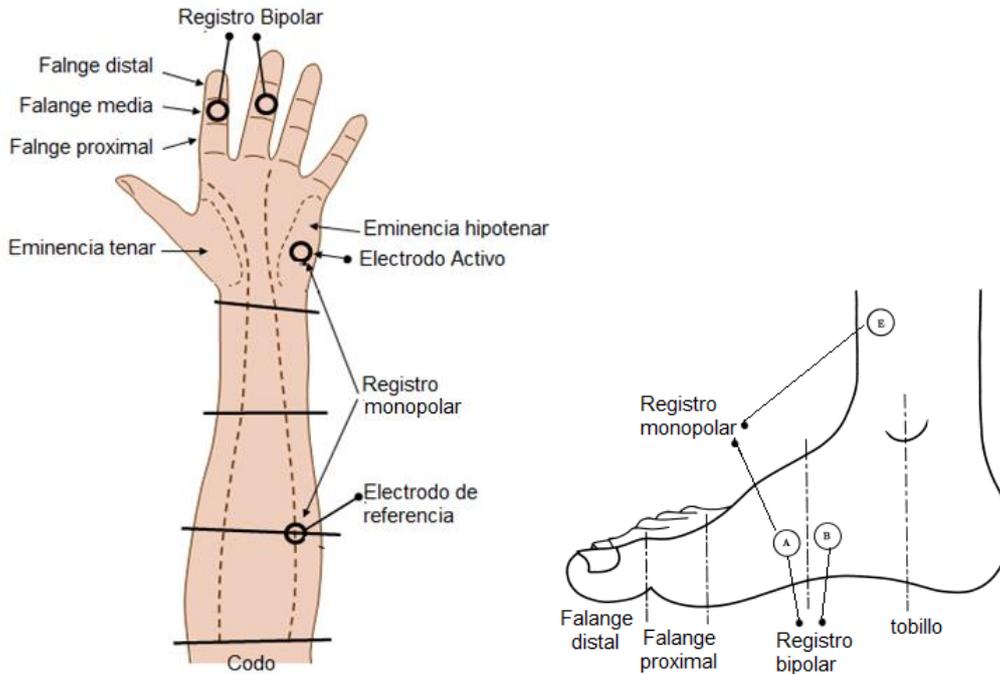


Ilustración 27 - Posibles sitios de electrodos para medir la resistencia de la piel y los potenciales cutáneos. (Malmivuo, 1995; Boucsein, 2012) ⁶³

El circuito eléctrico equivalente simplificado para el origen del potencial de la piel se representa en la Ilustración 28. Los elementos cruciales son el potencial negativo de la luz (S) en el conducto, la resistencia (R_s) del conducto entre el potencial negativo y la superficie de la piel, un potencial negativo de superficie (E) más pequeño de la piel y la resistencia de la epidermis (R_e). El potencial de la piel E es estable o cambia muy lentamente con el tiempo, su principal contribución es reducir la tensión neta aplicada al circuito, que se convierte en S - E, pero no es considerado en los cambios de potencial.

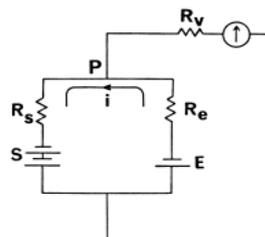


Ilustración 28 - Modelo de circuito para el origen del potencial de la piel. (Edelberg, 1968)

El potencial del conducto de sudor se divide entre las dos resistencias R_s y R_e . Si el valor de R_e es muy alto con respecto a R_s , hay poca caída de tensión en R_s y el potencial medido está razonablemente cerca del potencial transductal. Por el contrario, si R_s aumenta (por ejemplo, debido al vaciado del conducto de sudor) o si R_e disminuye (por ejemplo, debido a la hidratación de las capas más profundas del estrato córneo, que no son hidratadas por el gel del electrodo), entonces el potencial medido va en la dirección positiva (o menos negativa).

⁶³ Imágenes obtenidas de Malmivuo, Plonsey, *Op. cit.* y de Boucsein *et. al.*, *Op. cit.*

El punto de esta breve excursión en los mecanismos es ilustrar la complejidad de los factores que influyen en los potenciales endosomáticos. Debido al efecto divisor de tensión del conducto sudoríparo y las resistencias epidérmicas, los cambios en las resistencias algunas veces aumentan y otras disminuyen la negatividad, dificultando el análisis y la interpretación de los datos.⁶⁴

1.6.4.2.2 Método exosomático

El registro exosomático es bipolar, consta de dos electrodos activos colocados sobre la superficie palmar o plantar de la piel, preferentemente sobre la extremidad no dominante. El sitio más común de medición son las falanges distales de los dedos medio e índice debido a su alta densidad de glándulas sudoríparas; no obstante, también puede realizarse la medición en las falanges media y proximal, o sobre las regiones tenar e hipotenar (ver Ilustración 27).

La medición consiste en hacer pasar a través de la piel una corriente eléctrica (alterna o continua) y medir la resistencia de la piel al paso de dicha corriente. La actividad electrodermal se determina como una disminución de la resistencia de la piel, o bien como un aumento de su conductancia.

1.6.4.2.2.1 Método exosomático con corriente continua (CC)

El método consiste en aplicar un voltaje constante a los electrodos ya que, cuando la resistencia de la piel es alta, puede que solo algunas glándulas sudoríparas estén activas. Si se utilizara un circuito de corriente constante, estos pocos caminos deberían soportar una alta densidad de corriente; sin embargo, con voltaje constante, el flujo de corriente en cada camino es independiente de la cantidad de caminos activos. Por otro lado, a bajos niveles de corriente continua, la piel se comporta como un conductor pasivo con una resistencia constante. Sin embargo, a medida que la corriente de medición se incrementa, se alcanza un punto a partir del cual la resistencia de la piel disminuye con el incremento de corriente, por lo tanto, la relación entre voltaje y corriente se vuelve no lineal. Luego, Edelberg (1967) propone que las mediciones se realicen con un voltaje pequeño constante, de 0.5V, evitando la región de no linealidad, además de mantener las densidades de voltaje y corriente dentro de los límites tolerables a fin de evitar lesiones en las glándulas sudoríparas.⁶⁵

⁶⁴ Boucsein, W. *et. al.*, *Op. cit.*, p.1018.

⁶⁵ Larraín, M., “Diseño e Implementación de Prototipo de Medición de Actividad Electrodermal” (2016), p.24.

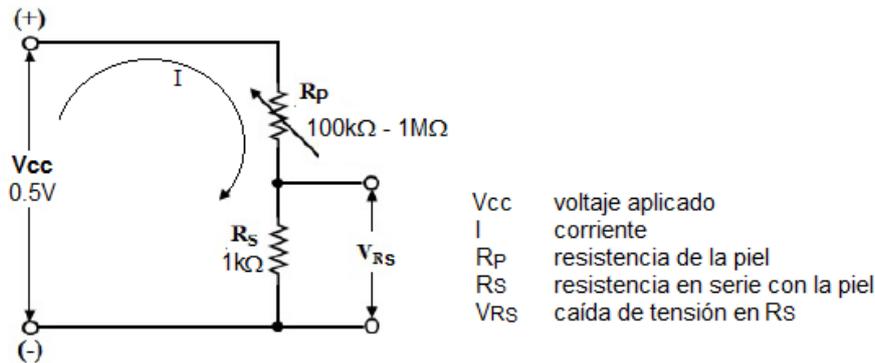


Ilustración 29 - Divisor resistivo utilizado para medir la conductancia de la piel. (Boucsein, 2012)

El circuito esquemático de la medición puede observarse en la Ilustración 29. La resistencia auxiliar en serie con la piel se utiliza para medir la señal electrodermal, ya que la caída de tensión en la misma es proporcional a la conductancia.

Debido a que la resistencia de la piel es del orden de 100 kΩ, la resistencia en serie, cuyo valor se encuentra entre 200Ω y 1kΩ, se considera insignificante con respecto a afectar el flujo de corriente en el circuito y puede ser ignorada. Como resultado, aplicando la ley de Ohm, el flujo de corriente (I) entre los electrodos es:

$$I = \frac{V_{cc}}{R_p + R_s} \cong \frac{V_{cc}}{R_p}$$

donde V_{cc} es la tensión aplicada y R_p la resistencia de la piel. Debido a que V_{cc} tiene un valor fijo, el flujo de corriente varía en proporción al valor de $1/R_p$, es decir a la conductancia (G_p). Por ende,

$$I = \frac{V_{cc}}{R_p} = V_{cc} * G_p$$

La unidad de medida de la conductancia es el siemens (S), equivalente a $1/\Omega$. Como la resistencia de la piel es muy grande (del orden de 100kΩ a 1MΩ), la conductancia de la piel es pequeña, por lo que es medida en unidades de microsiemens (μS).

La caída de voltaje a través de la resistencia en serie con la piel (R_s), por ley de Ohm, es:

$$V_{RS} = I * R_s$$

Debido a que el valor de R_s es constante, la caída de tensión en R_s es proporcional a la corriente I , que a su vez es proporcional a la conductancia de la piel.

$$V_{RS} = V_{cc} * G_p * R_s$$

Luego, conociendo los valores de V_{RS} , V_{CC} y R_S es posible determinar la conductancia de la piel como:

$$G_p [\mu S] = \frac{V_{RS}}{V_{CC} * R_S} \left[\frac{1}{\Omega} \right]$$

Para ilustrar este ejemplo con números concretos, se supone una tensión aplicada de 0.5 V y una resistencia en serie de 1 k Ω . La corriente que circula por la piel es igual a:

$$I = \frac{0.5V}{R_p} = 0.5V * G_p$$

Luego, la caída de voltaje a través de la resistencia en serie de 1 k Ω es:

$$V_{RS} = 1k\Omega * I = 1k\Omega * 0.5V * G_p = 500\Omega V * C_p$$

Si la resistencia de la piel es de 100 k Ω , y por ende la conductancia es de 1/100k Ω = 10 μ S, entonces la caída de voltaje a través de la resistencia es:

$$I = 500\Omega V * 10\mu S = 5 mV$$

A partir de este cálculo, la conductancia de la piel de 10 μ S produce una señal de 5mV o 0.5 mV/ μ S. Por lo tanto, la salida es de 0.5mV por cada micrómetro de conductancia.⁶⁶

1.6.4.2.2.2 Medición exosomática con corriente alterna (CA)

La medición de la actividad electrodermal con CA en lugar de CC se ha utilizado con poca frecuencia hasta ahora, a pesar de tener la propiedad de eludir algunos problemas con el uso de CC para la medición de conductancia. Con CC, los electrodos se polarizan generando una fuerza contraelectromotriz (fem) en la superficie metálica del electrodo y, por ende, una tensión opuesta a la tensión aplicada. Así, la fem reduce la corriente e introduce un error en el registro de SC, ya que debe ser restado a la tensión aplicada cuando se ha de calcular la conductancia. Se recomienda que el voltaje constante sea de 0.5V, pero diferentes niveles de voltaje constante generarán diferentes flujos de corriente, diferentes electrólisis y diferentes fem. Por lo tanto, los resultados de las mediciones dependen de la tensión aplicada. El valor de la fem es desconocido, y es imposible inferir qué parte del cambio registrado en SC se debe a cambios de conductancia de la piel y lo que se debe a la fem. Esto conlleva a que el sistema de registro DC pueda ser sometido a una deriva desconocida en el nivel electrodérmico que no está relacionada con los cambios del tejido de la piel.

Por el contrario, cuando se usa la medición de CA, debido al cambio continuo de polaridad, los electrodos se polarizan en una medida mucho menor que con CC; la electrólisis que ocurre antes del cambio la polaridad es insignificamente pequeña. Por estas razones, la medición de CA parece ser superior a la

⁶⁶ Boucsein, W. *et. al.*, *Op. cit.*, p.1019.

medición de CC con respecto a la polarización de electrodos, sin embargo no hay demasiadas demostraciones empíricas de la superioridad de CA para los estudios típicos de la conductancia de la piel.

Por otro lado, las mediciones de CA también pueden proporcionar una visión más profunda de los procesos eléctricos subyacentes a la actividad electrodermal. El voltaje aplicado influye en los elementos capacitivos de la piel (asociados con las membranas biológicas), que tienen la capacidad de almacenar la carga eléctrica. Durante la aplicación de una corriente alterna a la piel, el flujo de corriente se invierte durante cada ciclo, continuamente cargando y descargando los condensadores en la piel. No obstante, una comprensión completa de los resultados de la medición de CA requiere mayor comprensión matemática que la necesaria para la medición de CC.

En resumen, la parte resistiva de la salida generada por la aplicación de CA está marcada como impedancia (Z) y medida en $k\Omega$, mientras que la conductancia como admitancia (Y) y se mide en μS . En un plano complejo compuesto por un eje real y un eje imaginario, los correspondientes vectores Y y Z pueden variar en longitud, pero el ángulo de fase tendrá el mismo valor numérico, diferenciándose sólo en su signo.⁶⁷

⁶⁷ Boucsein, W. *et. al.*, *Op. cit.*, p.1020.

Capítulo 2: Estado actual de la tecnología

A nivel internacional, existen dispositivos que permiten medir las variables fisiológicas mencionadas, sin embargo los mismos no permiten medir más de una señal simultáneamente, impidiendo lograr una integración de todas las variables de interés durante el tratamiento. Algunos de estos dispositivos son:

- Neurobit Optima desarrollado por Neurobit Systems, diseñado para realizar neurofeedback y biofeedback a partir de la obtención de la señal electroencefalográfica, electromiográfica, variabilidad de la frecuencia cardíaca, respuesta galvánica de la piel y temperatura.⁶⁸
- GP8 desarrollado por Physio Pilot, para realizar neurofeedback y biofeedback a partir de la obtención de las señales electroencefalográfica, electromiográfica, electrocardiográfica, ritmo cardíaco y respiratorio, respuesta galvánica de la piel, temperatura.⁶⁹
- WaveRider desarrollado por Mind Peak, para realizar la medición de la señal electroencefalográfica, electromiográfica, cardíaca y respuesta galvánica de la piel.⁷⁰

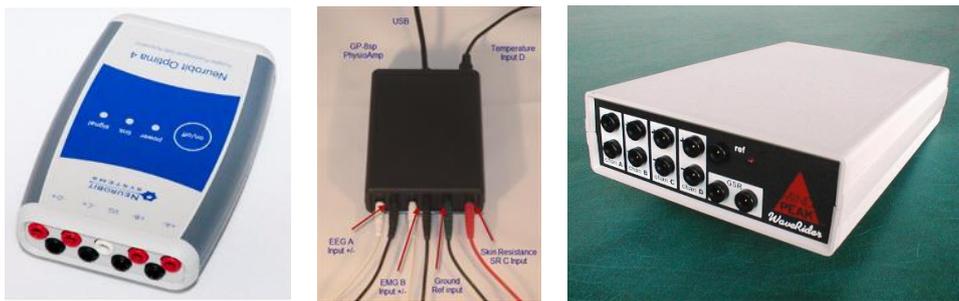


Ilustración 30 - Neurobit Optima 4, GP8 y WaveRider (de izq. a der.)

Ninguno de estos productos se comercializa en el país, por lo que deben ser importados para su uso. Sus precios se encuentran entre 850 y 1700 euros, debiendo considerar, además, los aranceles de importación.

Asimismo, se requiere comprar por separado el software para la visualización de las señales y la implementación de los protocolos de biofeedback, ya que éste no viene incluido con el equipo. El precio del software *Bioexplorer*, utilizado por todos los equipos, es de 425 dólares.

⁶⁸ Neurobit Systems, www.neurobitsystems.com/es/neurobitoptima.htm (13/03/2017)

⁶⁹ Physio Pilot, www.physiopilot.com/PRODUCTS.html (13/03/2017)

⁷⁰ MindPeak, www.mindpeak.com/product/bzzbzz (13/03/2017)

Capítulo 3: Diseño e Implementación

En el presente capítulo se aborda el diseño e implementación del dispositivo de medición, tanto hardware como software.

Con respecto al desarrollo del hardware, los circuitos eléctricos de adquisición y procesamiento de las señales fisiológicas están diseñados de forma modular, de manera que son independientes entre sí, pero complementarios. Luego, estas señales son transferidas a la PC y recibidas por el software libre BrainBay, diseñado para la adquisición y el procesamiento de señales fisiológicas. Además, puede ser programado por profesionales de la salud con el objetivo de aplicar diferentes técnicas de biofeedback.

3.1 Diagrama de bloques del sistema de biofeedback

Como se ha mencionado anteriormente, los elementos básicos incluidos en la técnica de biofeedback son el registro de la actividad fisiológica mediante instrumentos de precisión y el feedback de esta información al sujeto de forma inmediata y con exactitud.

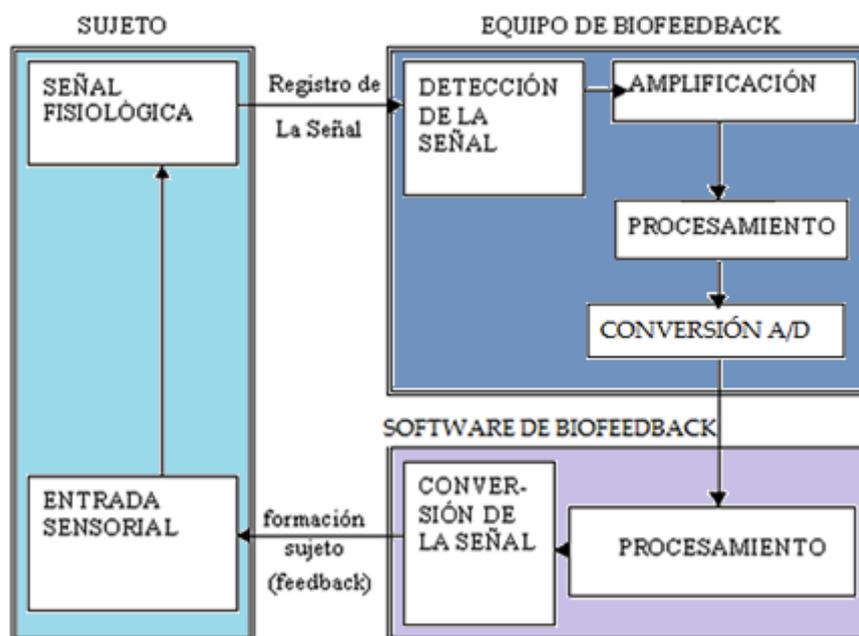


Ilustración 31 - Componentes del sistema de biofeedback implementado ⁷¹

El procedimiento se puede observar en la Ilustración 31, en la que se representan, de manera simplificada, las distintas fases y elementos que constituyen el procedimiento de biofeedback implementado. La señal medida, generalmente pequeña, es amplificada y procesada electrónicamente. Luego de ser

⁷¹ Imagen obtenida y modificada de www.efdeportes.com/efd33a/informa4.htm (02/02/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

convertida a formato digital, es transferida a la PC mediante tecnología Bluetooth, en la cual se realiza el procesamiento digital y su conversión en señales auditivas o visuales, generando de este modo el feedback hacia el sujeto.

3.2 Diseño y desarrollo del Hardware

3.2.1 Módulo de Frecuencia Cardíaca

Para la medición de esta señal se utiliza la técnica de fotoplestimografía. La determinación de la frecuencia mediante la obtención de un electrocardiograma es descartada ya que no es necesario conocer la actividad eléctrica del corazón. Además implica utilizar más cantidad de electrodos, lo que resulta en un mayor número de cables, generando incomodidad al paciente. Por otra parte, el circuito de actividad electrodermal utilizado necesita inyectar una pequeña corriente en el cuerpo, la cual podría interferir con la medición del ECG.

Por estas razones, se opta por la técnica de fotoplestimografía de reflexión. Se minimiza así la cantidad de cables utilizados, no se requieren electrodos y se reduce el tamaño del módulo.

3.2.1.1 Implementación del módulo de frecuencia cardíaca

Para la implementación de este módulo, se diseña un circuito que responde al siguiente diagrama de bloques.



El circuito diseñado puede observarse en la Ilustración 32. El mismo se presenta desglosado y detallado por etapas a continuación.

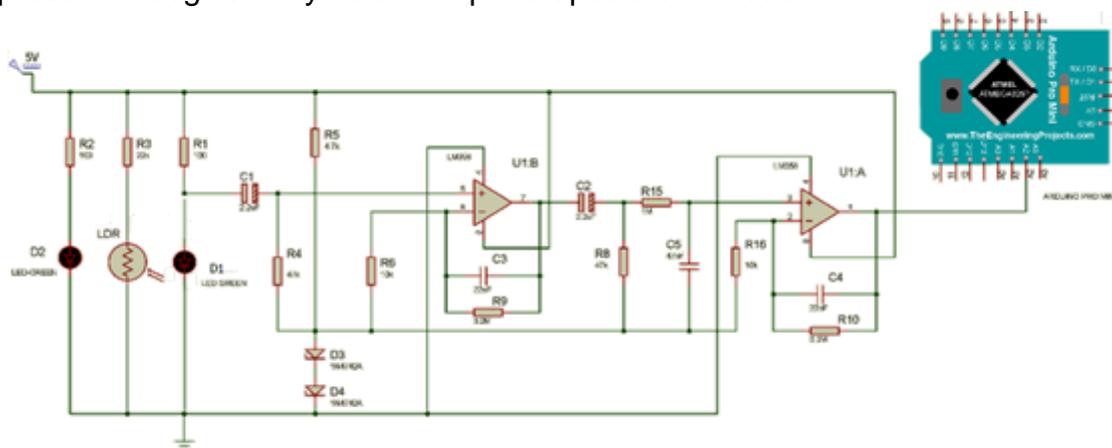


Ilustración 32 - Módulo de frecuencia cardíaca

3.2.1.1.1 Etapa de medición:

El diseño físico de esta etapa es similar al de un reloj de muñeca, pudiendo realizarse la medición tanto a la altura de la muñeca como del antebrazo. Se elige este formato ya que, durante la medición de actividad electrodermal, se colocan electrodos sobre los dedos del paciente y, por razones de practicidad y comodidad, es preferible utilizar un sensor de muñeca en lugar de un sensor de dedo.



Ilustración 33 – Montaje y diseño externo de la etapa de medición de la frecuencia cardíaca

El elemento sensor utilizado consta de dos componentes: un elemento emisor de luz verde y un fotorreceptor, que son colocados sobre la superficie del cuerpo del paciente. Así, la luz emitida es absorbida, reflejada y transmitida en diferentes proporciones por las distintas estructuras y tejidos corporales; no obstante, sólo la porción reflejada incide sobre el fotorreceptor. De este modo, cuando se produce un latido, el incremento de volumen sanguíneo alcanzado en las arterias se refleja en un aumento de la absorción de luz; por ende, una menor cantidad de luz es reflejada hacia el receptor, generando un cambio en la señal.

El elemento emisor está constituido por dos LEDs (del inglés *Light-Emitting Diode*), es decir, diodos emisores de luz. Éstos son de color verde y poseen alta intensidad de radiación, con una longitud de onda pico de 560nm y un ancho de banda estrecho, como se puede ver en la Ilustración 34.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

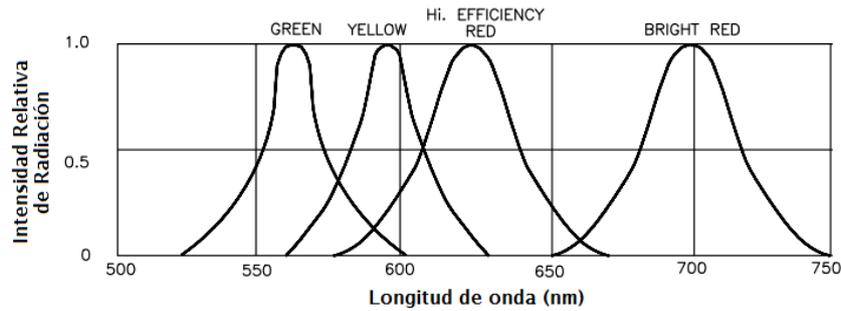


Ilustración 34 – Intensidad relativa de radiación en función de la longitud de onda ⁷²

En la curva de absorción de la hemoglobina de la Ilustración 35, se puede observar que la absorción de luz visible es máxima en las longitudes de onda correspondientes a los colores índigo y verde. Por este motivo, antes la imposibilidad de conseguir leds color índigo, se decide utilizar leds verdes como fuente de emisión.

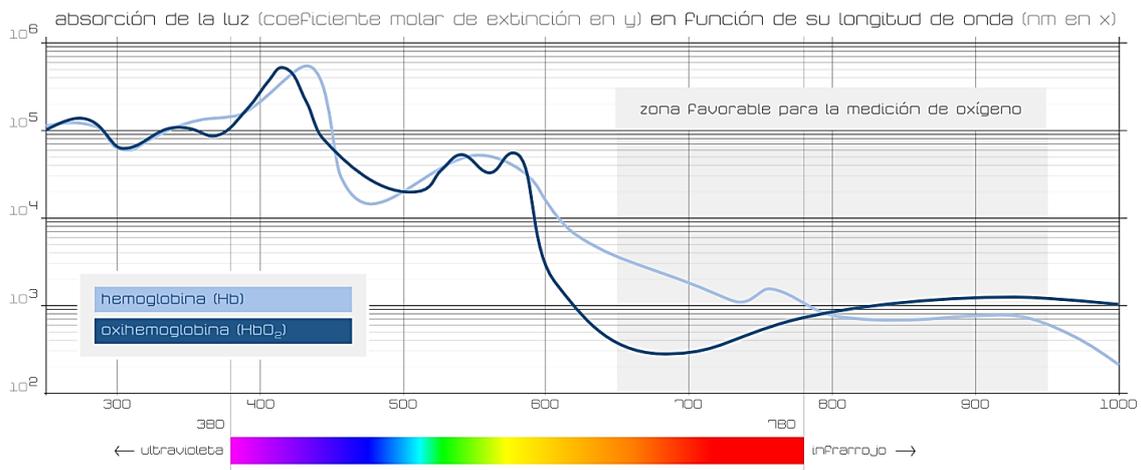


Ilustración 35 - Absorción de luz por las hemoglobinas de la sangre a distintas longitudes de onda. (Ventura, 2015)

El elemento receptor consiste en una fotorresistencia o LDR (del inglés *Light-Dependent Resistor*), cuya resistencia disminuye linealmente con el aumento de luz incidente, pudiendo variar en el rango de 50 ohm a algunos megohmios.

⁷² Datasheet: T-1 (3mm) SOLID STATE LAMPS, Kingbright. Link: www.rapidonline.com/pdf/56-0740e.pdf (08/02/2017)

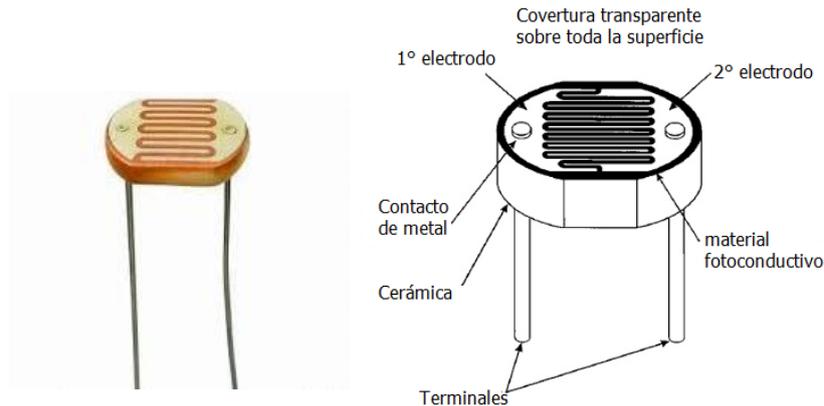


Ilustración 36 - Fotorresistencia o LDR

El LDR está constituido por una película delgada de material fotoconductor sobre un sustrato cerámico y protegida por un recubrimiento plástico delgado. La película conductiva está fabricada a base de un semiconductor de alta resistencia sensible a la luz. Cuando incide luz en el dispositivo, la energía absorbida de los fotones ocasiona que los electrones de los átomos del semiconductor salten a la banda de conducción, aumentando así la conductividad del dispositivo y disminuyendo su resistencia (ver Ilustración 37). Esta respuesta es dependiente de la intensidad y de la longitud de onda que incide sobre el LDR. En general, la respuesta espectral del LDR a distintas longitudes de onda es la que se muestra en la Ilustración 38. En la misma se puede observar que la mayor respuesta se encuentra entre 530 y 580 nm, rango que contiene la longitud de onda del led emisor.

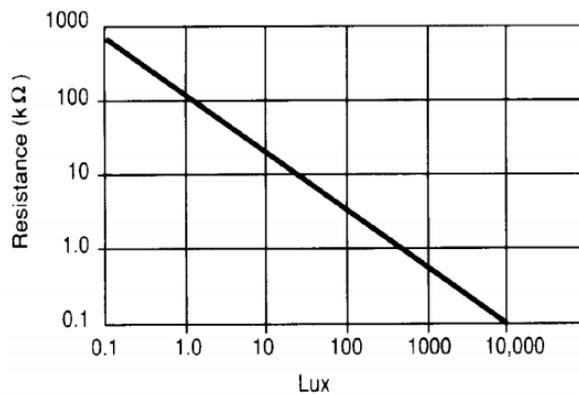


Ilustración 37 - Resistencia del LDR en función de la iluminación⁷³

⁷³ Datasheet: Light Dependent Resistor – LDR (3190), Sunrom Technologies. Link: gem.org/wiki/images/1/1a/File-T--Technion_Israel-Hardwarepecslldr.pdf (08/02/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

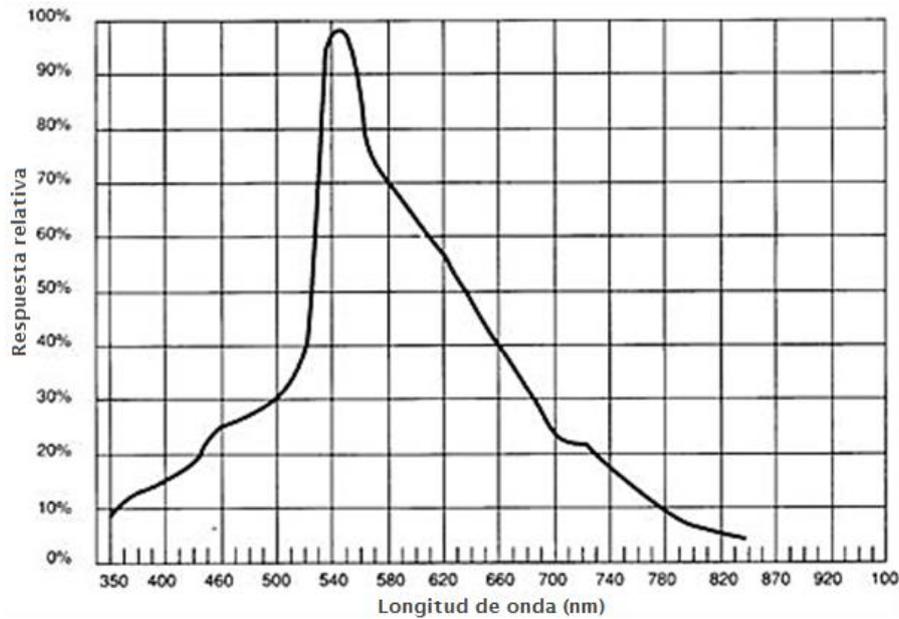


Ilustración 38 - Respuesta espectral del LDR en función de la longitud de onda⁷⁴.

La configuración utilizada en la etapa de medición se observa a continuación:

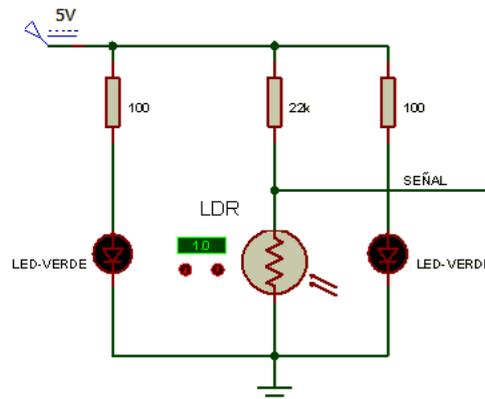


Ilustración 39 - Etapa de medición

A partir de esta configuración, a medida que aumenta la luz incidente sobre el LDR y disminuye su resistencia, la caída de tensión es menor. En caso contrario, cuando se reduce la cantidad de luz en la superficie del LDR, aumenta su resistencia y la caída de tensión. De esta manera, la caída de tensión en la fotorresistencia se puede correlacionar a los cambios de volumen sanguíneo, y por ende a la frecuencia cardíaca.

Se utiliza este sensor ya que presenta un buen espectro de frecuencias, desde infrarrojo hasta UV, y es económico. Su mayor limitación es el tiempo de respuesta, que se encuentra en el orden de una décima de segundo, pudiendo variar al pasar de una situación de luz a una de oscuridad o viceversa (ver Tabla 7). No obstante, esta limitación no representa un problema durante la medición,

⁷⁴ Datasheet: Light Dependent Resistor – LDR (3190), *Op.cit.*

ya que el tiempo de respuesta del sensor es menor al tiempo entre pulsos, pudiendo obtenerse el valor de frecuencia cardíaca sin que se produzca una diferencia significativa entre la señal real y la señal obtenida.

Parámetro	Condiciones	Valor típico	Unidad
Resistencia	1000 LUX	400	Ω
	10 LUX	9	$k\Omega$
Resistencia en oscuridad	-	1	$M\Omega$
Tiempo de ascenso	1000 LUX	2.8	ms
	10 LUX	18	ms
Tiempo de descenso	1000 LUX	48	ms
	10 LUX	120	ms
Corriente máxima		75	mA máx

Tabla 7 - Características eléctricas del LDR ⁷⁵

La señal obtenida en esta etapa se observa a continuación:

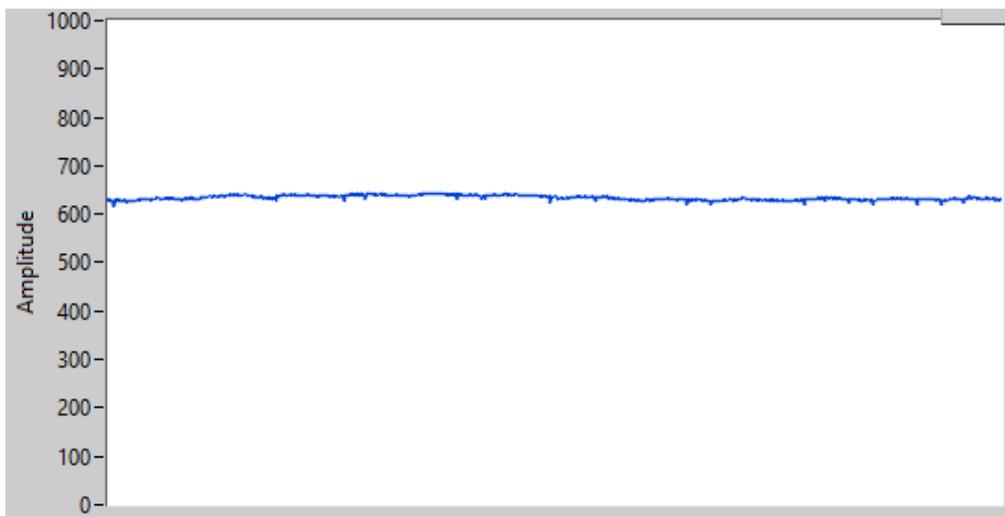


Ilustración 40 - Señal obtenida en la etapa de medición

3.2.1.1.2 Primera etapa de filtración pasiva

Una vez tomada la señal de la etapa de medición, se realiza un filtro pasa alto RC de primer orden, cuya configuración se observa en la Ilustración 41.

⁷⁵ Datasheet: Light Dependent Resistor – LDR (3190), *Op.cit.*

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

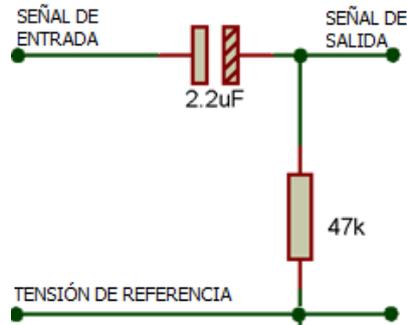


Ilustración 41 - Filtro RC pasa alto

La salida del filtro corresponde a la caída de tensión en la resistencia. Idealmente el capacitor, a frecuencias muy bajas, se comporta como un circuito abierto, por lo que no circula corriente a la resistencia, y la caída de tensión es cero. Al contrario, para altas frecuencias, el capacitor se comporta como un cortocircuito, por lo que la caída de tensión en la resistencia será la misma tensión de entrada. Debido a ello, este tipo de filtros se utiliza para atenuar frecuencias inferiores a la frecuencia de corte, la cual está determinada por la siguiente ecuación:

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

Ecuación 4 - Frecuencia de corte del filtro pasa alto

Con el objetivo de desacoplar la componente continua de la medición, se diseñó el filtro a partir de una resistencia de $47k\Omega$ y un capacitor de $2.2\mu F$, obteniendo una frecuencia de corte de 1.54 Hz.

La señal obtenida en esta etapa se observa a continuación:

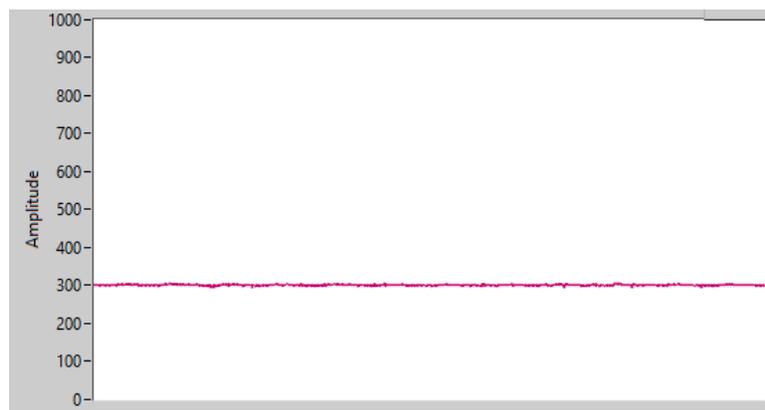


Ilustración 42 - Señal obtenida luego del filtro pasa alto. Obsérvese la diferencia en amplitud respecto a la señal sin filtrar de la Ilustración 40, correspondiente a la atenuación de componente continua.

3.2.1.1.3 Primera etapa de amplificación y filtración activa

En esta etapa se utilizó un amplificador operacional LM385 en configuración no inversora, con un lazo de retroalimentación que proporciona amplificación y filtración activa a la señal.

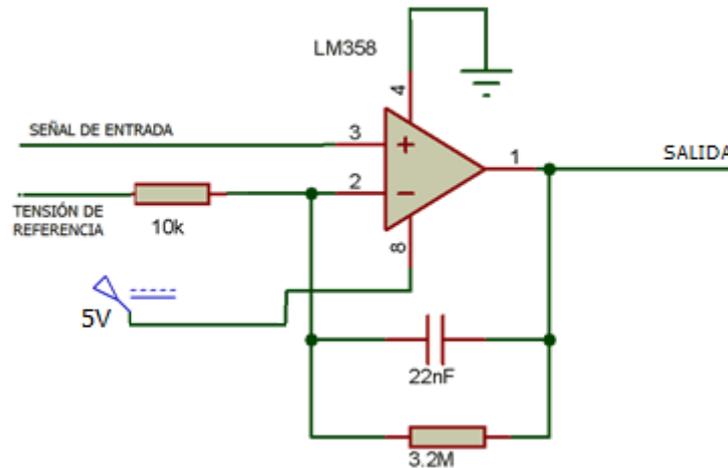


Ilustración 43 – Primera etapa de filtración activa y amplificación

El amplificador operacional es un dispositivo electrónico que posee dos entradas y una salida, presentando en la salida la diferencia entre ambas entradas, multiplicada por la ganancia del amplificador. De este modo, la señal común a ambas entradas, tal como el ruido electromagnético, es atenuada en mayor o menor medida dependiendo de la relación de rechazo en modo común (RRMC) del amplificador.

Se utiliza el amplificador LM358 por ser económico, poseer alta ganancia (100dB), ser de bajo consumo (0.5mA) y estar diseñado para operar a partir de una fuente de alimentación simple de 3V a 32V. Por otro lado, el rango de voltaje de salida del amplificador está comprendido entre 0V y el voltaje de alimentación positivo menos 1.5V.⁷⁶

La señal previamente filtrada ingresa a la entrada no inversora del amplificador, dentro del cual es comparada con un voltaje de referencia de 1.3 V, correspondiente a la componente continua de la señal. Luego, la salida es retroalimentada mediante un capacitor y una resistencia en paralelo.

De esta manera, el filtro activo pasa bajo está determinado por el capacitor del lazo de retroalimentación, el cual representa una impedancia capacitiva mayor para las bajas frecuencias que para las altas frecuencias. Por lo tanto, para las bajas frecuencias la ganancia está dada por la resistencia de retroalimentación, mientras que para las altas frecuencias el capacitor cortocircuita a la resistencia, disminuyendo la ganancia.

Considerando que los valores normales de frecuencia cardíaca se encuentran entre 60 y 130 latidos por minuto, la frecuencia máxima del pulso es de 2.16 Hz, por lo que se diseña el filtro de manera que la frecuencia de corte se encuentre por encima de dicho valor. Utilizando un capacitor de 22 nF y una

⁷⁶ Datasheet “LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers”, Texas Instruments. Link: www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2904-n.pdf (27/02/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

resistencia de retroalimentación de $3.2\text{ M}\Omega$, mediante la Ecuación 4 se calcula la frecuencia de corte en 2.26 Hz .

Por otro lado, la ganancia está determinada por las resistencias de $3.2\text{ M}\Omega$ y $10\text{ k}\Omega$, obteniendo una amplificación de 320 veces (50 dB) mediante la ecuación:

$$G = \frac{R_{3.2M\Omega}}{R_{10k\Omega}} + 1$$

Ecuación 5 - Ganancia del amplificador operacional

La señal obtenida en esta etapa se observa a continuación:

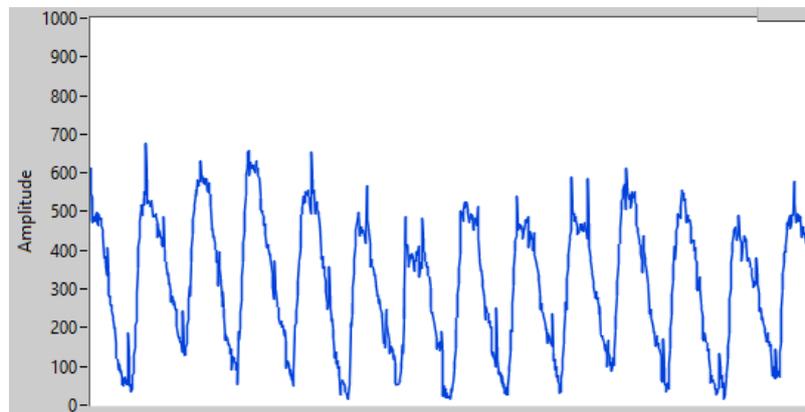


Ilustración 44 – Señal obtenida luego de la primera etapa de amplificación y filtración activa

3.2.1.1.4 Segunda etapa de filtración pasiva

Esta etapa está constituida por un filtro RC pasa alto idéntico al de la primera etapa de filtración pasiva, más un filtro RC pasa bajo.

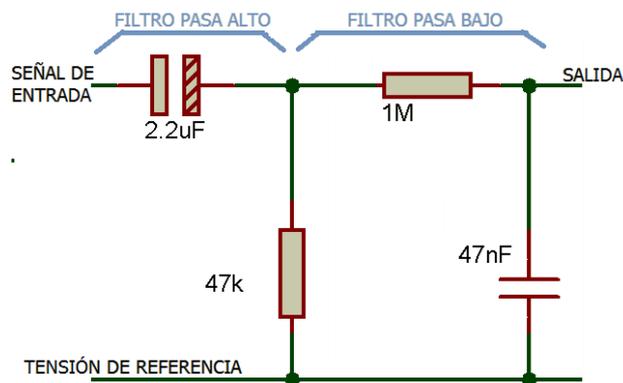


Ilustración 45 - Segunda etapa de filtración pasiva

El filtro pasa alto se utiliza nuevamente para desacoplar la componente continua de la señal, mientras que el filtro pasa bajo se agrega con el objetivo de añadir una etapa más de filtración para las altas frecuencias, atenuando aquellas que pudieran haber sido amplificadas en la etapa de amplificación.

La frecuencia de corte de este filtro está determinada por el capacitor de 47 nF y la resistencia de 1 MΩ cuyo valor, calculado a partir de la Ecuación 4, es de 3.39 Hz.

La señal obtenida en esta etapa se observa a continuación:

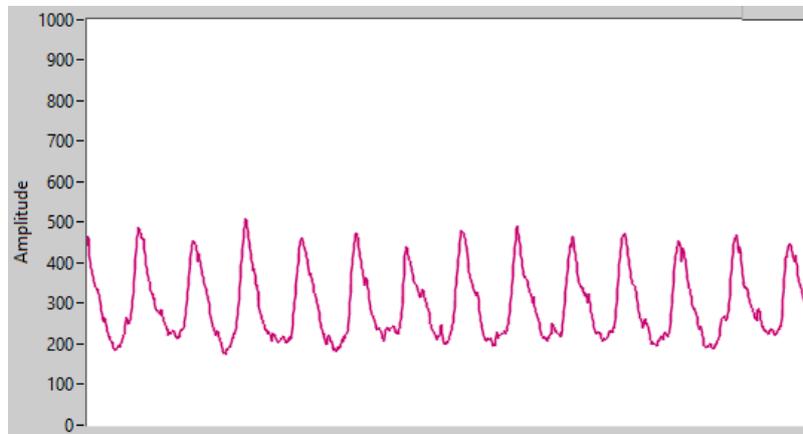


Ilustración 46 – Señal obtenida luego de la segunda etapa de filtración pasiva

3.2.1.1.5 Segunda etapa de amplificación y filtración activa

En esta etapa se utiliza una configuración idéntica a la primera etapa de amplificación y filtración activa, con el objetivo de amplificar nuevamente la señal, llevándola a saturación y obteniendo una señal cuadrada, en la que cada pulso se corresponde con un latido, disminuyendo la necesidad de un mayor procesamiento de la señal por software.

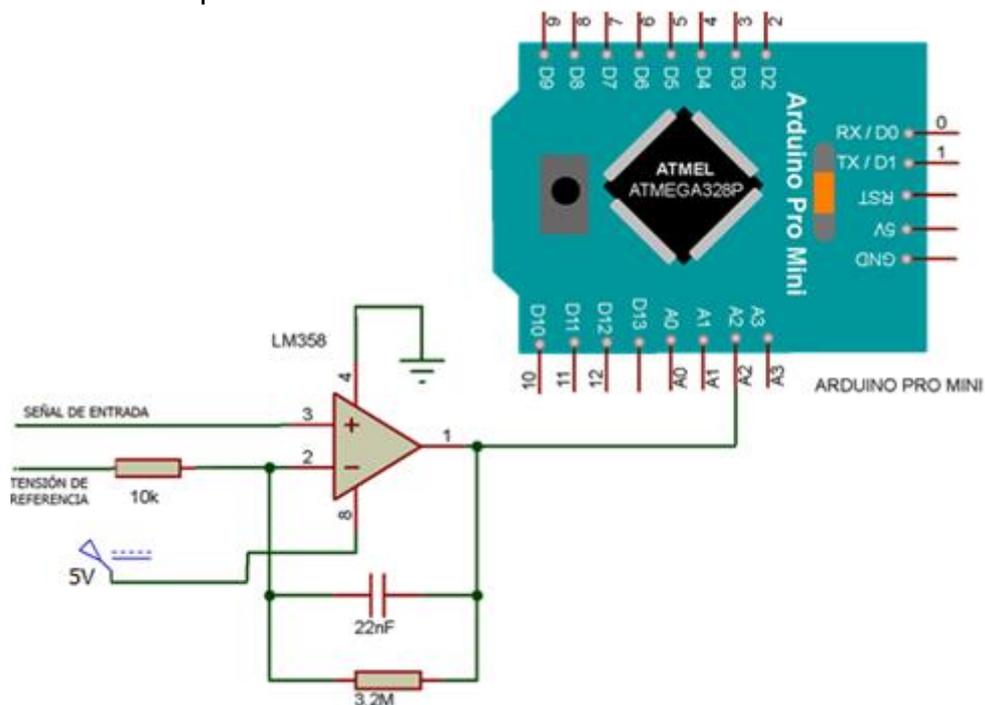


Ilustración 47 - Segunda etapa de amplificación y filtración activa

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

La señal obtenida en esta etapa puede observarse a continuación:

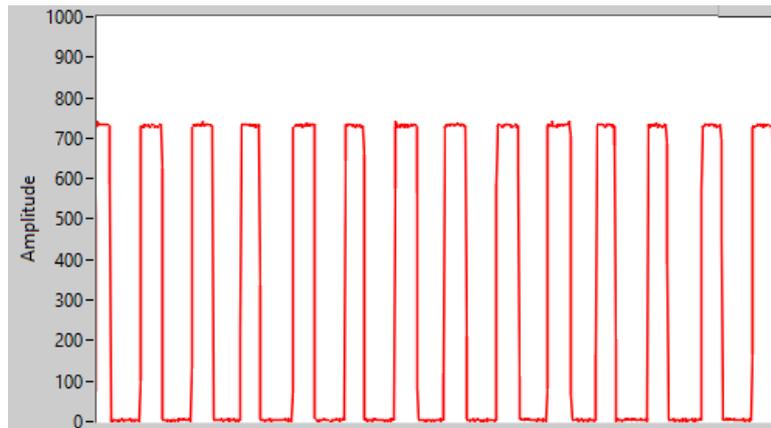


Ilustración 48 - Señal obtenida en la segunda etapa de amplificación y filtración activa

3.2.1.1.6 Digitalización

Finalmente, el tren de pulsos es enviado hacia el pin A2 del microcontrolador Arduino, donde se realiza la conversión analógica a digital, un promediado digital de la señal y el envío vía Bluetooth a la PC. Las características y funcionamiento del microcontrolador se describen en la sección 3.2.5 Microcontrolador Arduino.

3.2.1.1.7 Voltaje de referencia

Debido a que, luego del primer filtro pasa alto, la señal posee valores de tensión tanto positivos como negativos, para obtener la exclusión de la señal completa, se le añade un offset a la misma. Esto se debe a que, la respuesta del filtro pasa alto consiste en un pico positivo de tensión frente a un incremento de la señal de entrada, un pico negativo frente a un decremento, y una respuesta nula frente a valores constantes.

Además, la tensión de referencia ingresa en la entrada negativa de los amplificadores operacionales, con el objetivo que la señal que ingresa en la entrada positiva sea comparada con dicho valor de referencia y evitar la amplificación de la componente continua de la señal.

El offset es generado a partir de una resistencia de 4.7 k Ω y dos diodos zener 1N4742 en polarización directa, cuya configuración se puede observar en la Ilustración 49.

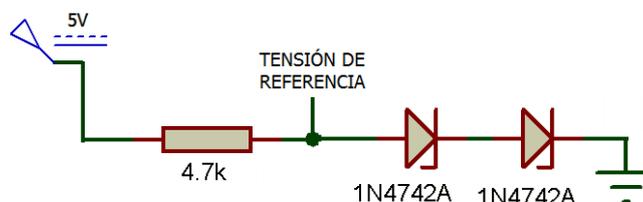


Ilustración 49 - Voltaje de referencia

Se utiliza esta configuración ya que la caída de tensión en los diodos polarizados directamente se mantiene relativamente constante, a pesar de los cambios en el voltaje de la fuente de alimentación. La relación entre la corriente que circula por un diodo y la caída de tensión en el mismo se puede observar en la Ilustración 50.

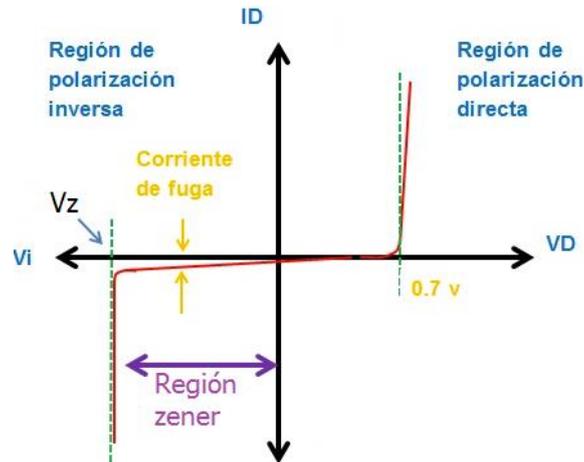


Ilustración 50 - Curva característica del diodo zener⁷⁷

La resistencia de 4.7 k Ω en serie con los diodos se utiliza para prevenir que circule una corriente excesiva a través de los diodos si se retira la carga.

Mediante esta configuración se obtiene una tensión de referencia constante de 1.3 V, que corresponde a la suma de las caídas de voltaje en cada diodo. De este modo, se logra mayor estabilidad frente a las fluctuaciones de la tensión de alimentación, producidas por la batería a medida que se consume su carga.

3.2.2 Módulo de Frecuencia Respiratoria

Para la medición de esta señal se utiliza una banda tóraco-abdominal con un sensor de efecto Hall. La determinación de la frecuencia mediante un sensor de temperatura debajo de las narinas es descartada dado que provoca una mayor molestia al paciente. Del mismo modo, el método de medición por impedancia transtorácica implica colocar los electrodos sobre la piel del paciente, generando incomodidad al usuario; además, utilizar este método implica aplicar una corriente alterna al cuerpo del paciente, la cual podría influir en la medición de la actividad electrodermal o viceversa, sumado a que se requiere una mayor cantidad de cables y electrodos.

Por estas razones se decide utilizar una banda tóraco-abdominal, que permite medir tanto la amplitud como la frecuencia respiratoria. En la banda, la me-

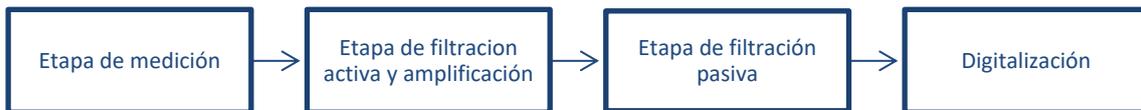
⁷⁷ Imagen obtenida de: www.areatecnologia.com/electronica/diodo-zener.html (28/01/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

dicción se realiza mediante un imán y un sensor de efecto Hall, ya que los sensores piezoeléctricos o strain gages, al tener un comportamiento mecánico, presentan una menor vida útil, siendo más probable que sufran fallas o deformaciones. Por otro lado, los acelerómetros se ven influidos por la fuerza de gravedad y la posición del sensor, generando más complicaciones al momento de procesar la señal.

3.2.2.1 Implementación del módulo de frecuencia respiratoria

Para la implementación de este módulo, se diseña un circuito que responde al siguiente diagrama de bloques.



El circuito diseñado puede observarse en la Ilustración 51. El mismo se presenta desglosado y detallado por etapas a continuación.

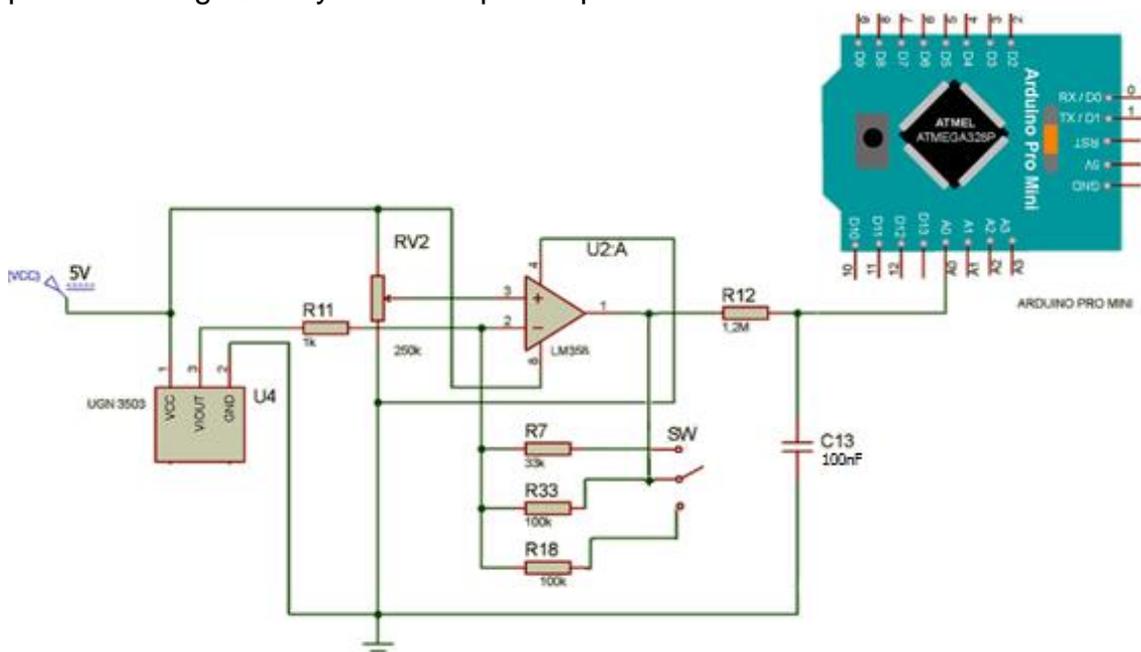


Ilustración 51 - Módulo de frecuencia respiratoria

3.2.2.1.1 Etapa de medición:

Esta etapa se encuentra diseñada en forma de una banda ajustable que rodea el perímetro tóraco-abdominal del paciente. La misma posee una porción elástica sobre la cual se encuentran ubicados un elemento generador y un elemento detector de campo magnético.

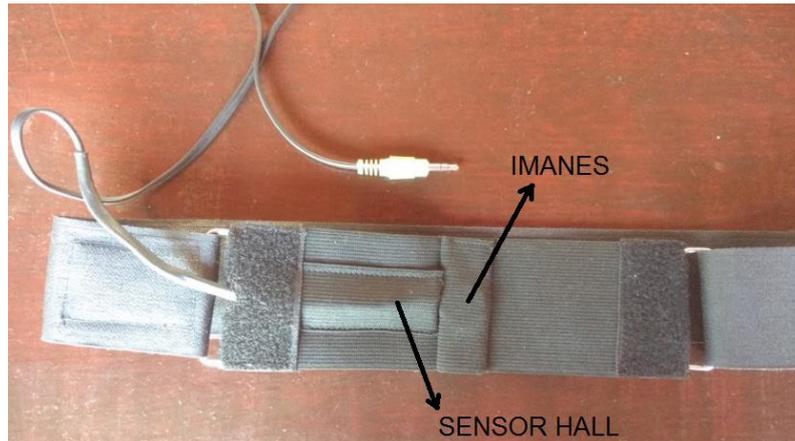


Ilustración 52 - Montaje y diseño exterior de la etapa de medición de frecuencia respiratoria

El elemento generador consiste en dos imanes de ferrita, también denominados cerámicos, de 20mm de diámetro y 3mm de espesor, los cuales generan un campo magnético constante.

El elemento detector de campo magnético utilizado es el sensor de efecto Hall UGN 3503. El mismo posee una salida lineal proporcional a los cambios de densidad del flujo magnético, la cual se expresa en gauss (G).

Cada circuito integrado de efecto Hall incluye un elemento de detección Hall, un amplificador lineal (puesto que la tensión Hall es de aproximadamente $30 \mu\text{V}/\text{G}$) y una etapa de salida emisor-seguidor. De este modo, los problemas asociados con el manejo de pequeñas señales analógicas se minimizan al tener la celda Hall y el amplificador en un solo chip. Posee además compensación en temperatura y un regulador de voltaje.

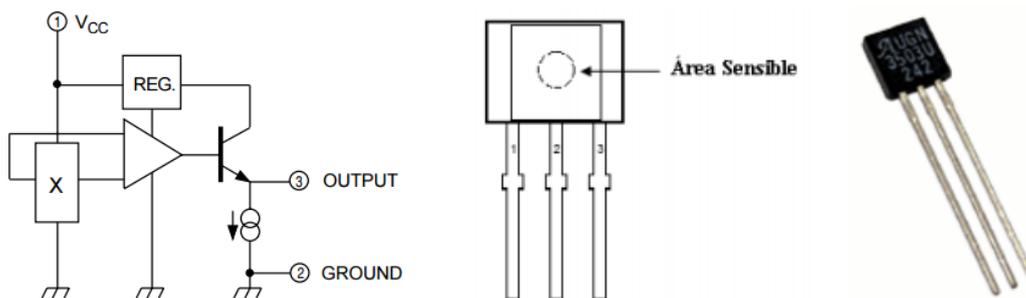


Ilustración 53 - Sensor UGN 3503: diagrama de bloques funcional (izq.), área sensible (centro), fotografía del centro (der.)⁷⁸

El amplificador diferencial incorpora una tensión de polarización, de modo que ante un campo magnético nulo exista en la salida una tensión positiva. Esta tensión, que se conoce como *null offset*, es nominalmente la mitad de la tensión de alimentación; es decir, si el sensor es alimentado con 5V, la tensión de polarización es de 2.5V.

⁷⁸ Imágenes obtenidas de www0.unsl.edu.ar/~interfases/labs/lab09.pdf (27/02/2017)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Un polo magnético sur, presentado al área sensible del sensor, genera una salida más alta que el nivel de voltaje nulo, mientras que un polo magnético norte conduce la salida por debajo del nivel nulo. Los niveles de tensión de salida son proporcionales a la densidad de flujo magnético en el área sensible del dispositivo.⁷⁹

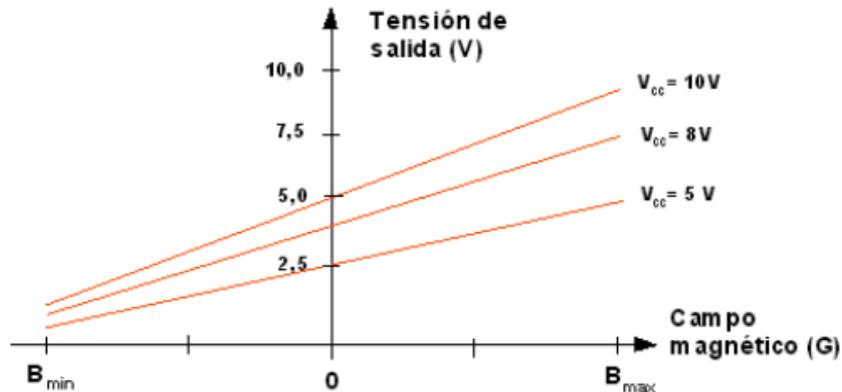


Ilustración 54 - Tensión de salida en función del voltaje de alimentación y la variación del campo magnético⁸⁰

Tanto los imanes como el sensor Hall son colocados sobre la porción elástica de la banda tóraco-abdominal. Al producirse una inspiración, la banda se estira y los imanes se alejan del sensor. Dado que el campo magnético producido por los imanes es constante, al alejarse del sensor, una menor cantidad de líneas de campo magnético atraviesan al mismo, disminuyendo la densidad de flujo magnético y la tensión de salida. Luego, durante la espiración ambos componentes se acercan nuevamente, una mayor cantidad de líneas de campo atraviesan el sensor y se produce un incremento en la señal.

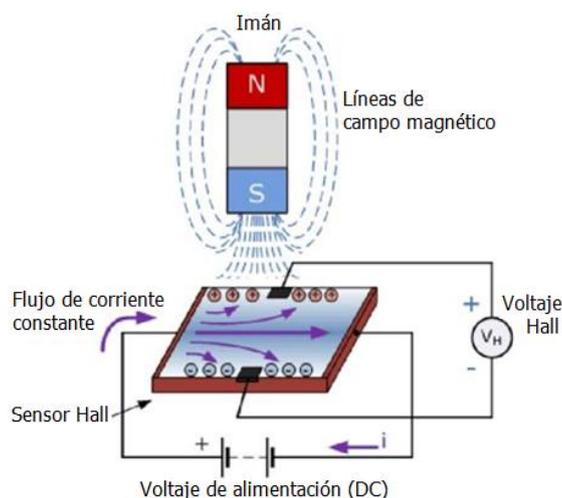


Ilustración 55 - Esquema de interacción entre los imanes y el sensor Hall⁸¹

⁷⁹ Datasheet “3503 Ratiometric, Linear Hall-Effect Sensors”, Allegro MicroSystems Inc. Link: www.bristolwatch.com/hall_effect/ugn3503.pdf (27/02/2017)

⁸⁰ Imagen obtenida de: www0.unsl.edu.ar/~interfases/labs/lab09.pdf (27/02/2017)

⁸¹ Imagen obtenida de: www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles/product-roundup-hall-effect-sensors (28/02/2017)

La señal obtenida en esta etapa puede observarse en la Ilustración 56.

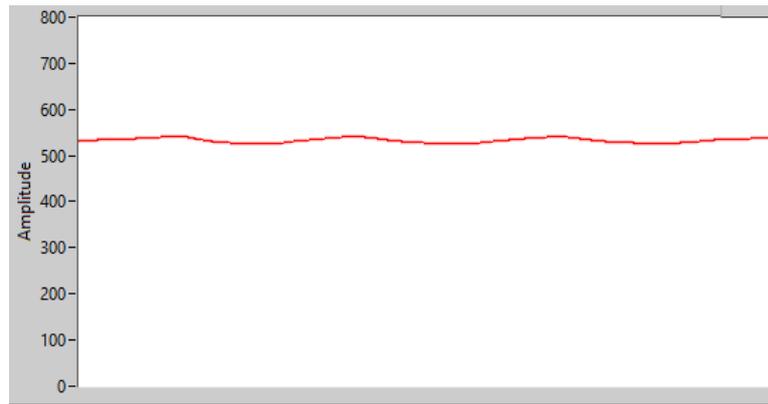


Ilustración 56 - Señal obtenida en la etapa de medición

3.2.2.1.2 Etapa de amplificación

En esta etapa se realiza la amplificación de la señal mediante un amplificador operacional LM358.

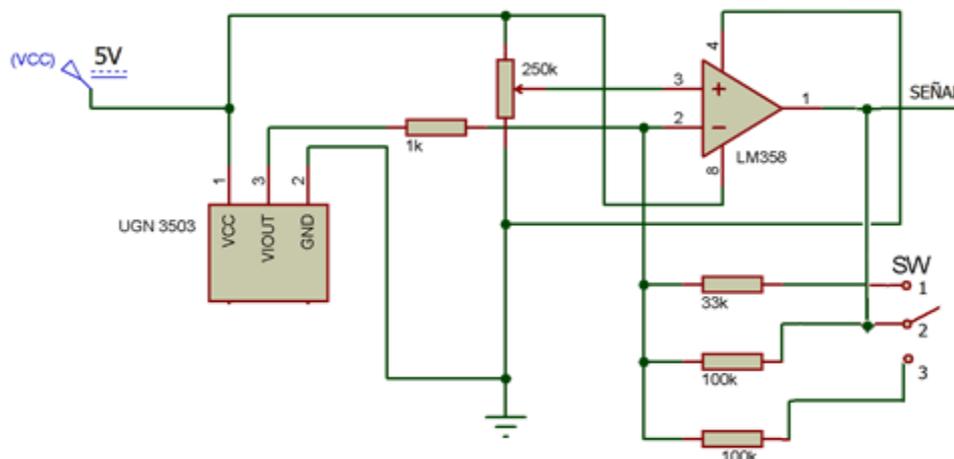


Ilustración 57 - Etapa de amplificación

La señal generada por el sensor Hall ingresa a través de una resistencia de 1 kΩ a la entrada negativa del amplificador operacional. Dentro del mismo, esta entrada es comparada con la tensión de referencia que ingresa a la entrada positiva. La diferencia entre ambos valores es multiplicada por la ganancia del amplificador, la cual es igual al cociente entre la resistencia de retroalimentación y la resistencia de 1 kΩ.

El valor de la resistencia de retroalimentación puede ser modificado manualmente mediante un switch de tres estados. En estado abierto (posición 2), la resistencia de retroalimentación es de 100 kΩ; en la posición 1, la resistencia está determinada por el paralelo de 33 kΩ y 100 kΩ, siendo la resistencia equivalente a 24.8 kΩ; mientras que, en la posición 3, la resistencia será el paralelo de 100 kΩ con 100 kΩ, es decir una resistencia equivalente a 50 kΩ. Este intercambio de resistencias permite variar la amplificación de la señal de entrada,

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

según se deseen observar con mayor resolución respiraciones normales, de pequeña amplitud, o respiraciones forzadas y profundas que tienen una amplitud mucho mayor. Considerando que la menor amplificación es obtenida con la resistencia equivalente a $24.8 \text{ k}\Omega$, la resistencia de $50 \text{ k}\Omega$ implica el doble de amplificación y la de $100 \text{ k}\Omega$ el cuádruple.

Por otro lado, el potenciómetro de $250 \text{ k}\Omega$ permite modificar manualmente la tensión de referencia. El nivel de tensión basal de la señal está determinado por la densidad de campo magnético en ausencia de movimientos respiratorios, es decir, depende de qué tan cerca se encuentran los imanes y el sensor Hall entre sí. Esta distancia es función del perímetro tóraco-abdominal del paciente y varía según la contextura física del mismo. Debido a ello, es necesario poder regular la tensión de referencia del amplificador, evitando así amplificar la componente continua de la señal, la cual corresponde al mínimo valor de la señal, cuando la espiración es máxima.

Las señales obtenidas en esta etapa se observan en la Ilustración 58.

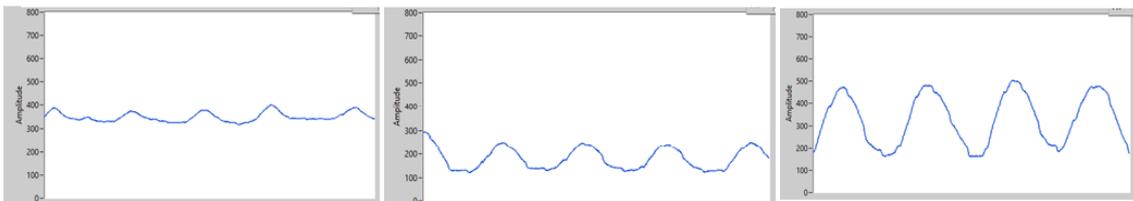


Ilustración 58 – Señal amplificada una, dos y cuatro veces respectivamente

3.2.2.1.3 Etapa de filtración pasiva

En esta etapa se realiza un filtro pasa bajo pasivo con el objetivo de eliminar las altas frecuencias de la señal.

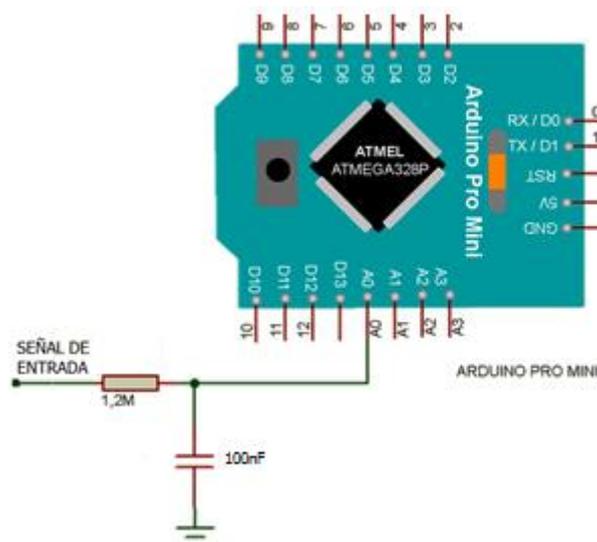


Ilustración 59 - Etapa de filtración pasiva

Dado que los valores normales de frecuencia respiratoria se encuentran entre 12 y 30 respiraciones por minuto, la frecuencia máxima de la señal es de

0.5 Hz. No obstante, si bien el ciclo respiratorio en reposo posee una frecuencia inferior a 0.5 Hz, el incremento y decremento de la señal en las fases inspiratoria y espiratoria respectivamente representan componentes de mayor frecuencia, como se puede observar en la Ilustración 60.

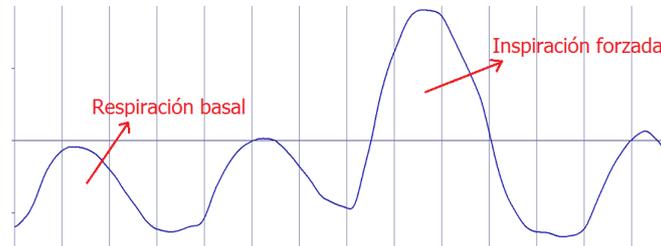


Ilustración 60 - Diferencia entre la frecuencia de la respiración basal y la respiración forzada

Debido a ello, se diseñó al filtro de manera que la frecuencia de corte sea superior, evitando que durante estas fases se atenúen las componentes de mayor frecuencia, ya que de ser así la respuesta del filtro sería más lenta y no se podría observar la señal en tiempo real.

La señal obtenida en esta etapa puede observarse en la Ilustración 61.

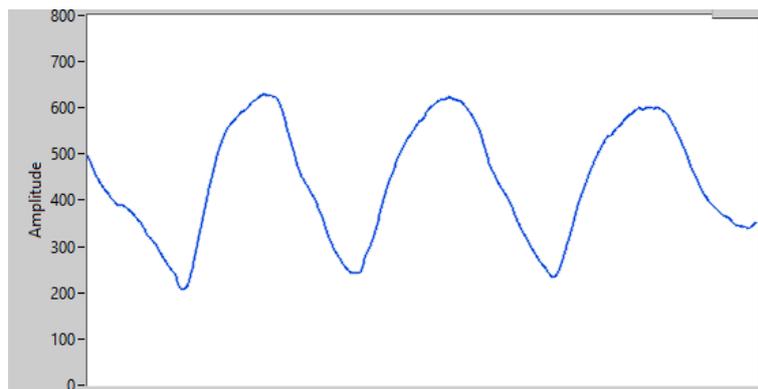


Ilustración 61 - Señal obtenida en la etapa de filtración pasiva

3.2.2.1.4 Digitalización

Finalmente, la salida del filtro pasa bajo es enviada hacia el pin A0 del Arduino, donde se realiza la conversión analógica a digital, un promediado digital de la señal y el envío vía Bluetooth a la PC.

3.2.3 Módulo de Actividad Electrodermal

Para la determinación de la actividad electrodermal se parte del circuito diseñado por la Ing. Melani Larraín en su Proyecto Integrador de Ingeniería Biomédica “Diseño e implementación de prototipo de medición de actividad electrodermal”, presentado en el año 2016, al que se le realizaron algunas modificaciones con el fin de disminuir el consumo de batería y minimizar el tamaño del circuito. Dicho circuito corresponde al siguiente diagrama de bloques y puede observarse en la Ilustración 62.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

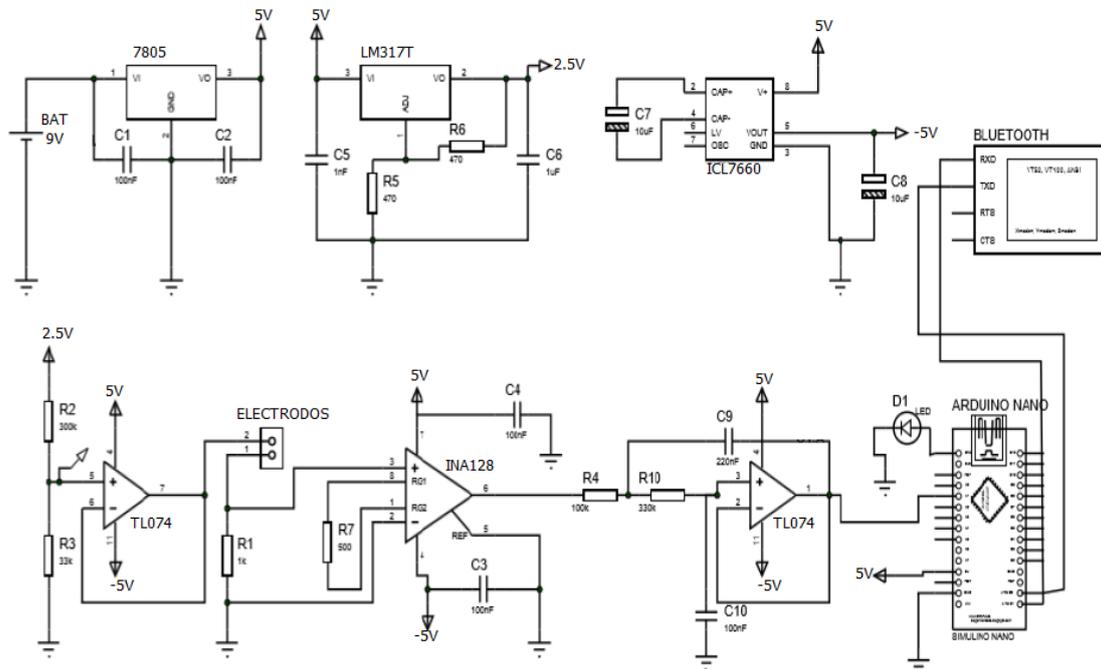
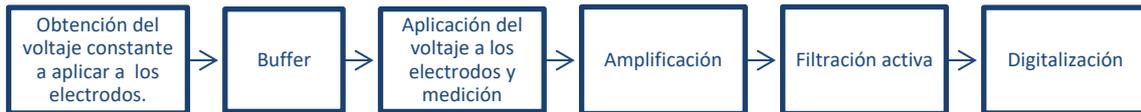


Ilustración 62 - Circuito para la medición de la actividad electrodermal (Larraín, 2016)⁸²

El circuito se basa en el método exosomático. Se compone de dos electrodos no invasivos que aplican sobre la superficie de la piel un voltaje constante de 0.5V. En serie con los electrodos se coloca una resistencia de referencia sobre la cual se mide una caída de voltaje. El voltaje obtenido del divisor resistivo es amplificado, filtrado y convertido a su equivalente en conductancia por medio de un microprocesador, para luego transmitir los datos hacia la computadora vía Bluetooth.

3.2.3.1 Implementación del módulo de actividad electrodermal

Para la implementación de este módulo, se diseña un circuito que responde al siguiente diagrama de bloques.



El circuito diseñado puede observarse en la Ilustración 63. El mismo se presenta desglosado y detallado por etapas a continuación.

⁸² Larraín, M., *Op. Cit.*, p.68.

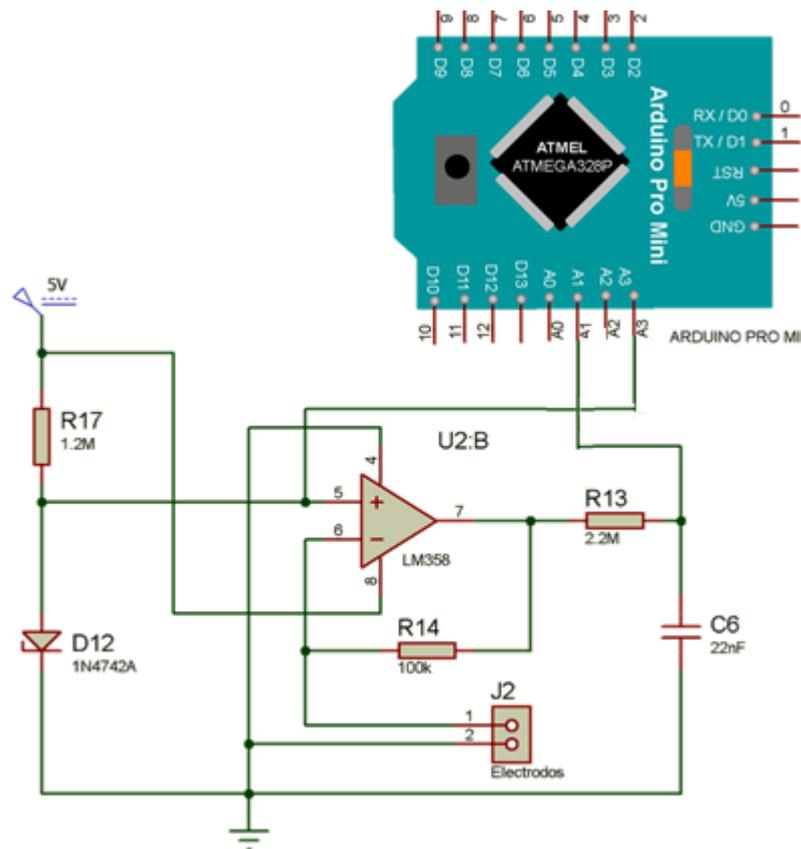


Ilustración 63 - Módulo de actividad electrodermal

La principal modificación del circuito consiste en utilizar un circuito activo, en lugar del divisor de tensión, para obtener el voltaje que será aplicado al paciente. La elección de dicho cambio surge a partir del siguiente fundamento:

Con el método del divisor resistivo la tensión aplicada al paciente no es completamente constante, sino que dependerá de las variaciones en la fuente de alimentación, ya que al variar la resistencia total del circuito, varía la corriente total dando una mayor caída de tensión en la resistencia interna de la fuente.

En este nuevo diseño se utiliza la resistencia de la piel para modificar la ganancia del amplificador operacional. A diferencia del circuito original, en el cual la señal que ingresa a la entrada positiva del amplificador es la caída de tensión en la resistencia de la piel, ahora la entrada al amplificador es un voltaje de referencia constante. De este modo, al variar la resistencia de la piel, es decir la conductividad, varía la ganancia del amplificador, cambiando la amplitud de la señal de referencia.

La ganancia o factor de amplificación se determina a través de la relación entre la resistencia de retroalimentación (R_f) y la impedancia de la piel (R_s), siendo la tensión de salida (V_{out}) el producto de la tensión de la entrada positiva V^+ y del factor de amplificación.

$$V_{out} = G \cdot V^+ = \left(\frac{R_f}{R_s} + 1 \right) V^+$$

La tensión V_{out} , medible en la salida del amplificador operacional, es proporcional al recíproco de la resistencia de la piel R_s , es decir, al valor de conductancia.

3.2.3.1.1 Etapa de obtención del voltaje de referencia

El voltaje de referencia se obtiene mediante el uso de un divisor resistivo compuesto por un diodo zener 1N4742 en polarización directa y en serie con una resistencia de 1.2 M Ω , como se observa a continuación.

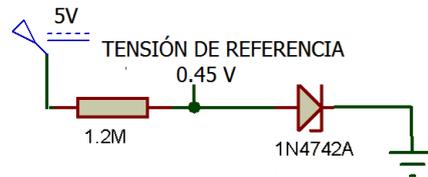


Ilustración 64 - Etapa de obtención del voltaje de referencia

La caída de tensión en el diodo es utilizada como voltaje de referencia, que ingresa a la terminal positiva del amplificador operacional, brindando mayor estabilidad frente a variaciones de la tensión de alimentación.

Idealmente, los amplificadores operacionales tienen alta impedancia de entrada por lo que no circula una cantidad significativa de corriente hacia los terminales de entrada. En el caso del amplificador LM358 esta corriente máxima es de 100 nA.

Por otro lado, el zener 1N4742 posee una tensión de polarización directa de 1.2 V a 200mA, no obstante, debido al alto valor de la resistencia en serie, la corriente que circula por el diodo es mucho menor, del orden de los microamperes. En estas condiciones, la caída de tensión en el diodo zener es de 0.45 V y se mantiene constante frente a variaciones de la tensión de alimentación.

Con esta configuración se reemplaza al regulador de tensión y el divisor resistivo, ya que estos componentes, a diferencia del zener, no proporcionan una salida estable frente a variaciones de la corriente o del voltaje de alimentación.

3.2.3.1.2 Etapa de amplificación con ganancia variable

En esta etapa se utiliza un amplificador operacional LM358 en configuración no inversora para amplificar el voltaje de referencia constante con una ganancia variable en función de la resistencia de la piel. La configuración utilizada puede observarse en la Ilustración 65.

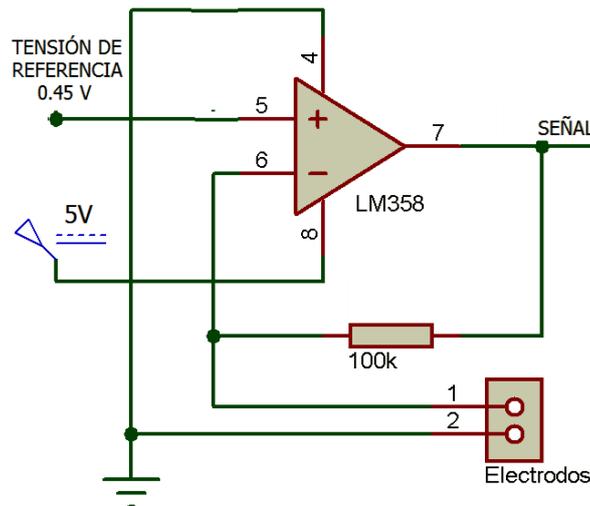


Ilustración 65 - Etapa de amplificación con ganancia variable

Se utiliza el amplificador operacional LM358 que, a diferencia del TL074, utiliza una fuente de alimentación simple, eliminando la necesidad de un integrado inversor de tensión.

En esta configuración, la señal de salida del amplificador es igual a la tensión de entrada multiplicada por una ganancia variable que depende de la resistencia de la piel. Dicha ganancia puede ser calculada mediante la fórmula:

$$G = \frac{R_f}{R_{piel}} + 1$$

Ecuación 6 - Ganancia del amplificador operacional en configuración no inversora

Donde R_f es la resistencia de retroalimentación entre la salida del amplificador y la entrada negativa, y R_{piel} es la resistencia entre los electrodos aplicados sobre la piel.

Considerando que los valores normales de resistencia de la piel se encuentran entre 15 k Ω y 100 k Ω , pudiendo ser superior en caso que la piel se encuentre seca o deshidratada, se utiliza una resistencia de retroalimentación de 100 k Ω . De esta manera, la ganancia cuando la resistencia de la piel es de 100 k Ω es de 2 mientras que, con valores menores de resistencia o valores mayores de conductividad, la ganancia es mayor, obteniendo un valor de 7.66 cuando la resistencia de la piel es mínima (y la conductividad máxima).

Así, la señal de referencia constante que ingresa al amplificador (0.45V) es amplificada en función de la ganancia, pudiendo observarse de esta manera los cambios en la conductividad de la piel.

Con respecto a los electrodos, se utilizan electrodos estándar de Ag/AgCl, utilizados comúnmente en electrocardiogramas, ya que se acercan a las carac-

terísticas del electrodo no polarizable. Además, se eligen electrodos descartables, pues son higiénicos, hipoalergénicos y antisépticos. Suelen tener un buen sistema de fijación, pueden ser almacenados por varios meses y tienen características eléctricas uniformes. Además, al venir dotados de gel, tienen la ventaja de poseer una interfase metal-electrolito estabilizada.



Ilustración 66 - Conectores de electrodos utilizados para actividad electrodermal

Al contrario, la medición con electrodos secos sin aplicación de electrolito no es recomendable ya que resulta en una baja humectación de la piel debajo del electrodo, dando como resultado un largo tiempo de inestabilidad y una deriva hacia una conductancia aumentada. Además, el sudor superficial produciría un contacto variable de baja resistencia con la placa de metal, afectando en gran medida la medición.

3.2.3.1.3 Etapa de filtración pasiva

En esta etapa se realiza un filtro pasa bajo con el objetivo de eliminar las altas frecuencias de la señal.

Dado que la variación en la señal electrodermal frente un estímulo es de respuesta lenta, del orden de algunos segundos, se diseña el filtro pasa bajo con una frecuencia de corte en aproximadamente 3 Hz.

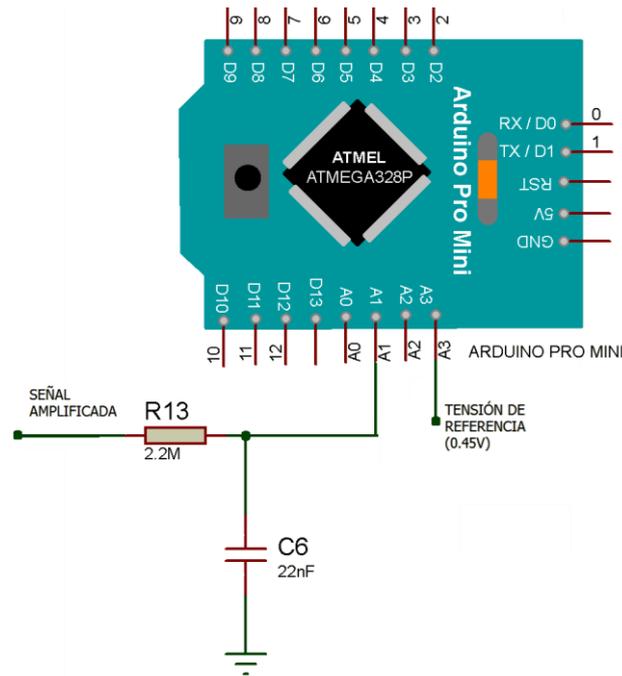


Ilustración 67 - Etapa de filtración pasiva

A partir de una resistencia de 2.2 MΩ y un capacitor a masa de 22 nF, se obtiene una frecuencia de corte de 3.28 Hz.

3.2.3.1.4 Digitalización

Finalmente, la salida del filtro pasa bajo es enviada hacia el pin A1 del Arduino, mientras que la tensión de referencia ingresa al pin A3. Estas dos señales son convertidas a valores digitales, para luego utilizarlas en el cálculo de la conductancia de la piel. Dicho valor es promediado previamente a ser transmitido a la PC vía Bluetooth.

La fórmula para calcular la conductancia de la piel se obtiene a partir de la ecuación que define salida del amplificador operacional:

$$V_{out} = G \cdot V_{in} = \left(\frac{R_f}{R_{piel}} + 1 \right) V_{in}$$

Donde V_{in} es el voltaje de referencia (V_{ref}) que ingresa a la entrada positiva del amplificador operacional.

Despejando R_{piel} de la ecuación y considerando que la conductancia de la piel (G_{piel}) es la inversa de la resistencia, se obtiene:

$$G_{piel} = \frac{1}{R_{piel}} = \frac{V_{out} - V_{ref}}{R_f \cdot V_{ref}}$$

Teniendo en cuenta que R_f es constante e igual a 100 kΩ (0.1 MΩ), y que la unidad utilizada para expresar la conductancia de la piel es el microsiemen

(μS), finalmente se llega a la fórmula utilizada en el cálculo de la conductancia de la piel:

$$G_{piel} [\mu\text{S}] = \frac{V_{out} - V_{ref}}{0.1 \cdot V_{ref}}$$

Ecuación 7 - Fórmula para el cálculo de la conductancia de la piel

3.2.4 Alimentación general del circuito

Como fuente de alimentación se utiliza una batería externa recargable, comúnmente denominada *powerbank*, que sirve para cargar diferentes dispositivos electrónicos mediante una conexión USB.

Sus principales componentes se pueden apreciar en la Ilustración 68.

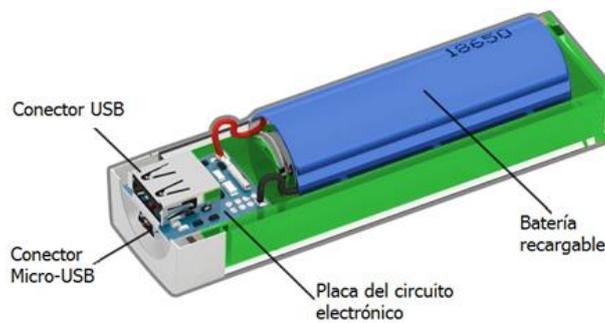


Ilustración 68 - Componentes de un powerbank⁸³

El powerbank carga su batería conectándose a través de un cable USB-MicroUSB a una fuente de alimentación de 5 V, como puede ser el puerto USB de una computadora o directamente la corriente eléctrica mediante un transformador de energía. Se elige esta fuente de alimentación ya que incorpora un sistema de carga para la batería recargable y, a su vez, los conectores USB-MicroUSB son de fácil adquisición.

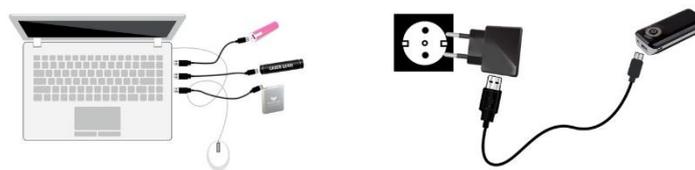


Ilustración 69 - Modalidades de carga del powerbank

Una vez cargada la batería, el powerbank se utiliza para alimentar el equipo, a través de una conexión USB-MiniUSB. La tensión de salida que entrega al circuito es de 5.16 V.

Generalmente, los powerbanks se encuentran equipados con salidas de 0.5 A, 1 A y 2 A. Dado que el máximo consumo de corriente del equipo es de 98

⁸³ Imagen obtenida de: www.powerbankevacolor.com/info/que-es-power-bank-y-como-funciona (01/03/2017)

mA, cualquier powerbank capaz de suministrar más de 0.1 A es útil para alimentar al circuito.

Internamente, los powerbanks pueden tener una batería 18650 o una batería de polímero de litio. Para la alimentación del circuito se escoge un powerbank con batería 18650, ya que su tamaño es menor y es más económico. No obstante, cabe destacar que las baterías de polímero de litio tienen mayor autonomía.

Una batería 18650 es una batería recargable Li-ion, capaz de proporcionar una salida de voltaje de 3.7 V y con capacidad de 1600 a 3600 mAh. Para elevar este voltaje a los 5 V requeridos por la mayoría de los dispositivos electrónicos, el powerbank posee un circuito elevador de voltaje DC-DC.

Es importante tener en cuenta, además, la *capacidad de la batería*. La misma se expresa en amperio hora (Ah) e indica la cantidad de carga eléctrica que pasa por los terminales de la batería, si ésta proporciona una corriente eléctrica de 1 A durante 1 hora. La duración estimada de la batería puede ser calculada en base a la capacidad de la misma y al consumo promedio del circuito. Por ejemplo, si la capacidad de la batería es de 1600 mAh y el consumo máximo del circuito es de 93 mA, la batería tendría una duración de 17 horas aproximadamente.

Se decide utilizar esta fuente de alimentación dado a que permite que el dispositivo sea portátil y recargable y, además, entrega directamente 5 V al circuito, con una pequeña variación en el tiempo, evitando la necesidad de utilizar un regulador de tensión. Asimismo, los powerbanks poseen mayor capacidad que las baterías de 9V recargables y son más económicos que las mismas.

La variación en la tensión de la batería en función del tiempo es evaluada en la sección 4.4 Evaluación del desempeño de la batería.

3.2.5 Microcontrolador Arduino

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno de desarrollo, diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios.

Para el prototipo se utiliza la placa Arduino Pro Mini, la cual está destinada principalmente a instalaciones semi-permanentes, por lo que no presenta conectores montados ni un conector USB para su programación. Debido a ello, se debe utilizar un conversor externo USB a serial TTL. En este caso, el conversor utilizado fue el CP2102, cuya conexión para la programación puede observarse en la Ilustración 70.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

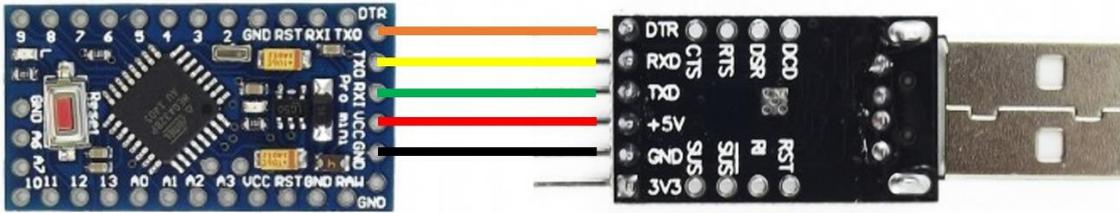


Ilustración 70 - Arduino Pro Mini y convertor CP2102⁸⁴

La elección de la placa se debe principalmente a su reducido tamaño y a la posibilidad de ser alimentada mediante una batería, facilitando la portabilidad. Además, es una plataforma económica, con un software de acceso libre y de fácil programación.

Existen dos versiones de la Arduino Pro Mini, una que funciona a 3.3V y 8Mhz y otra a 5V y 16Mhz. Esta última es la versión utilizada y tiene las siguientes principales características:⁸⁵

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada	5 – 12V
Pines digitales de E/S	14 (6 de los cuales tienen salida PWM)
Pines de entrada analógica	6
Interrupciones externas	2
Intensidad máxima por E/S	40 mA
Memoria Flash	32 KB (2 KB reservados por el gestor de arranque)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidad de Reloj	16 MHz

En la Ilustración 71 puede observarse las conexiones de la placa Arduino Pro Mini.

⁸⁴ Imagen obtenida de: www.naylampmechatronics.com/blog/14_Tutorial-C%C3%B3mo-programar-un-Arduino-Pro-Mini.html (24/02/2017)

⁸⁵ Arduino AG, www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardProMini (25/02/2017)

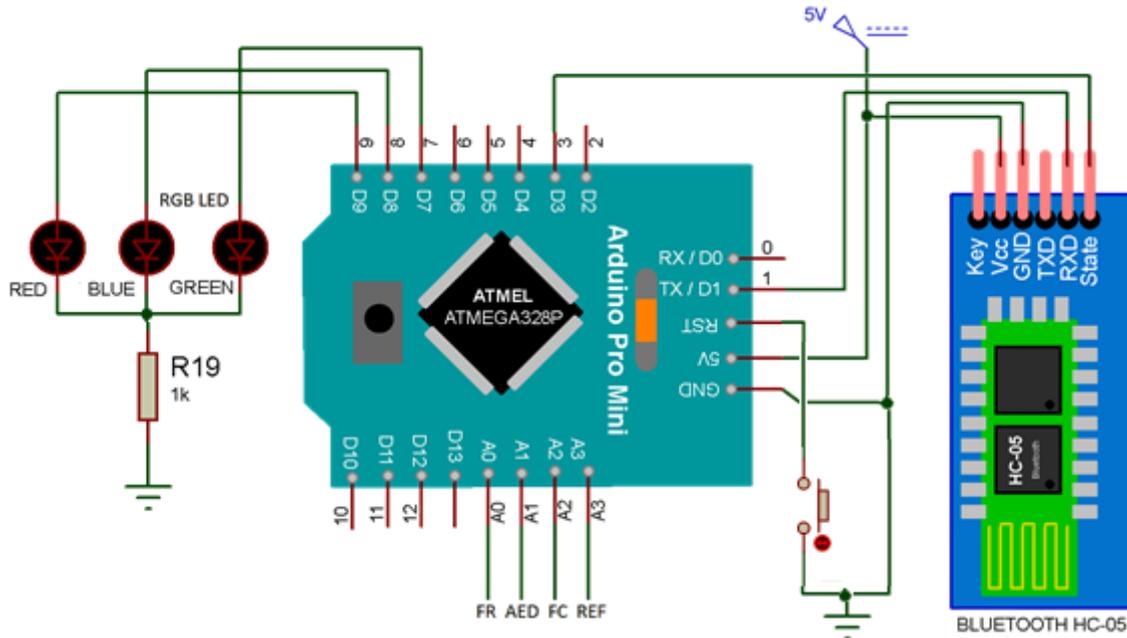
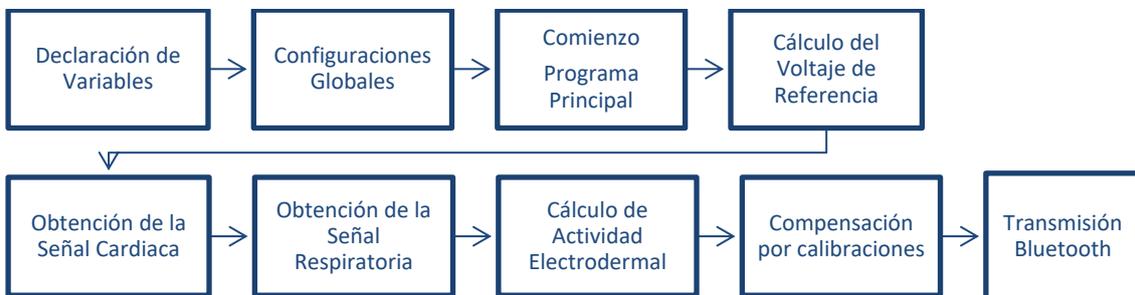


Ilustración 71 - Arduino Pro Mini y sus conexiones

3.2.5.1 Programación del microcontrolador Arduino

El microcontrolador Arduino se programa para realizar la digitalización de las señales y transmitir la información hacia el módulo Bluetooth. El código del programa se puede observar en el Anexo N° 2: Código de programación del módulo Arduino, y está basado en el siguiente diagrama de bloques:



3.2.5.1.1 Declaración de Variables

Al comienzo del programa se define el nombre y se inicializan las variables utilizadas en el programa principal. Se definen también las constantes que luego serán utilizadas en el programa.

3.2.5.1.2 Configuraciones Globales

Se definen los pines utilizados como salidas y entradas, el estado inicial de los pines de salida y la velocidad de transmisión de la transmisión serie hacia el Bluetooth.

Los pines digitales operan a 5V y pueden ser configurados tanto como entradas o como salidas a través de la función *pinMode()*. Uno de estos pines es configurado como entrada para testear el estado conectado/desconectado del

Bluetooth (pin 3), mientras que los pines 7 y 8 son utilizados para controlar los leds indicadores. Estos últimos, son programados mediante la función *digitalWrite()*.

En un primer momento, para comunicar que el dispositivo se encuentra encendido, se coloca en estado *high* el pin que alimenta al led verde.

Por último, se establece la velocidad de transmisión de la comunicación serie en 9600 baudios, mediante la función *Serial.begin()*.

3.2.5.1.3 Comienzo del Programa Principal

Arduino comienza a ejecutar el programa principal cuando la señal del módulo Bluetooth indicando la conexión con otro dispositivo. De esta manera, no se digitalizan ni transmiten datos mientras el dispositivo no se encuentra vinculado.

Una vez recibida la señal del módulo Bluetooth, Arduino coloca en estado *high* el pin que alimenta al led azul, indicando que la conexión del dispositivo con la computadora ha sido exitosa. A partir de este punto, el programa se ejecuta indefinidamente hasta que se apague o reinicie el dispositivo.

En esta etapa, las entradas analógicas son utilizadas para realizar la digitalización de la señal medida, mediante la función *analogRead()*. La placa Arduino contiene un conversor analógico a digital de diez bits y la medida de los valores analógicos se realiza entre VCC y GND. Es decir, a cada voltaje de entrada comprendido entre 0V y 5V se le asigna un valor numérico ubicado entre 0 y 1023, entregando una resolución de 4,9mV.

3.2.5.1.4 Cálculo del Voltaje de Referencia

Como la medición de la señal electrodermal se realiza aplicando una tensión constante a la entrada del amplificador operacional, la medición estará afectada en gran medida por este valor de tensión, ya que un pequeño cambio puede generar un gran cambio a la salida del amplificador, dependiendo de su ganancia.

Por ello, se decide utilizar una entrada analógica para digitalizar este valor de tensión y utilizarlo como referencia en el cálculo de la conductancia de la piel, compensando las variaciones que pueda presentar. Este valor es promediado tomando los últimos 70 valores como tamaño de muestra, ya que la tensión de referencia presenta variaciones lentas y de muy pequeña amplitud.

Para realizar el promedio se utilizó un vector, en donde se van cargando los valores de referencia, y una vez completado, se sobrescriben los primeros valores guardados. Luego, se llama a la función *Promedio* que suma los valores que acumula el vector y los divide por el tamaño del vector.

3.2.5.1.5 Obtención de la Señal Cardíaca

En esta etapa se realiza la conversión analógica a digital de la señal cardíaca. Esta señal es promediada tomando como tamaño de muestra los últimos cinco valores de la señal, ya que la misma presenta cambios más rápidos.

Al igual que en la etapa anterior, se llama a la función *Promedio* para realizar la suma de los valores del vector y obtener el valor final de la señal.

3.2.5.1.6 Obtención de la Señal Respiratoria

Se realiza la conversión analógica a digital de la señal respiratoria, realizando el promedio de los últimos 20 valores y llamando a la función *Promedio* para obtener el valor final de la señal.

3.2.5.1.7 Cálculo de Actividad Electrodermal

En este bloque se realiza la conversión analógica a digital de la señal de actividad electrodermal. Esta señal es promediada utilizando los últimos 70 valores medidos y llamando nuevamente a la función *Promedio*.

Luego, se realiza el cálculo de la conductancia utilizando los valores de voltaje de referencia y de la señal de actividad electrodermal. La conductividad de la piel (GSR) es calculada mediante la ecuación, la cual fue obtenida en la sección “3.2.3.1 Implementación del módulo de actividad electrodermal: 3.2.3.1.4 Digitalización”.

$$GSR = \frac{AED - REF}{0.1 * REF}$$

Ecuación 8 - Cálculo de la conductancia de la piel

3.2.5.1.8 Compensación por calibraciones

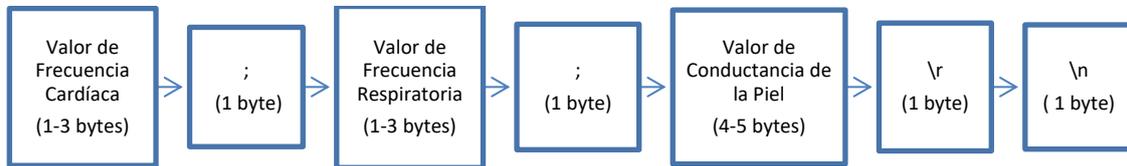
Al realizar las pruebas sobre el equipo, se encuentra la necesidad de realizar distintas compensaciones sobre el cálculo de la conductancia de la piel. Estas compensaciones se deben al acoplamiento de parte de la señal respiratoria sobre la señal electrodermal y a la inexactitud de las mediciones. Las mediciones realizadas durante las calibraciones y las ecuaciones utilizadas a modo de compensación se describen en la sección 4.3 Evaluación de la medición de actividad electrodermal.

3.2.5.1.9 Transición serie

Finalmente, las señales cardíaca, respiratoria y actividad electrodermal son transmitidas hacia el módulo Bluetooth a través del pin TX, el cual, en conjunto con el pin RX, permiten la comunicación serie UART TTL. Para ello, se envían los valores digitales mediante las funciones *Serial.print()* y *Serial.println()*. Ambas funciones transmiten datos en formato ASCII, por lo tanto cada byte enviado representa un dígito del número. La diferencia entre ambas funciones radica en que la última agrega los caracteres de retorno de carro (\r) y salto de línea (\n) al finalizar la transmisión.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Las señales medidas en un determinado instante, son transmitidas separadas entre sí por el carácter ‘;’ (punto y coma) e indicando con un salto de línea que finalizó el envío de la última señal. El siguiente diagrama de bloques ilustra la forma en que los datos son transmitidos desde el Arduino hacia la computadora, vía Bluetooth.



3.2.6 Módulo Bluetooth

Con el fin de lograr un dispositivo portable, se utiliza la tecnología Bluetooth para establecer inalámbricamente la conexión entre el hardware y el software. El dispositivo de comunicación utilizado es el HC-05, un módulo Bluetooth SPP (Protocolo de Puerto Serial) de fácil utilización, cuyas principales características son las siguientes:

Compatible con el protocolo Bluetooth V2.0

Potencia típica	+4 dbm/2.5mW
Alcance	10 m
Frecuencia	2,4 GHz
Voltaje de alimentación:	3.3 – 6 V
Voltaje de operación:	3.3 V
Baud rate ajustable:	1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200
Baud rate por defecto:	9600
Corriente de operación:	< 40 mA
Corriente modo sleep:	< 1 mA

El módulo HC-05 puede ser configurado para trabajar como maestro o esclavo. En el modo maestro puede conectarse con otros módulos Bluetooth, mientras que en el modo esclavo queda a la espera de peticiones de conexión.

En este caso, el módulo se encuentra configurado como esclavo y con una velocidad de transmisión de 9600 baudios. En la Ilustración 72 puede observarse la conexión entre el mismo y la placa Arduino.

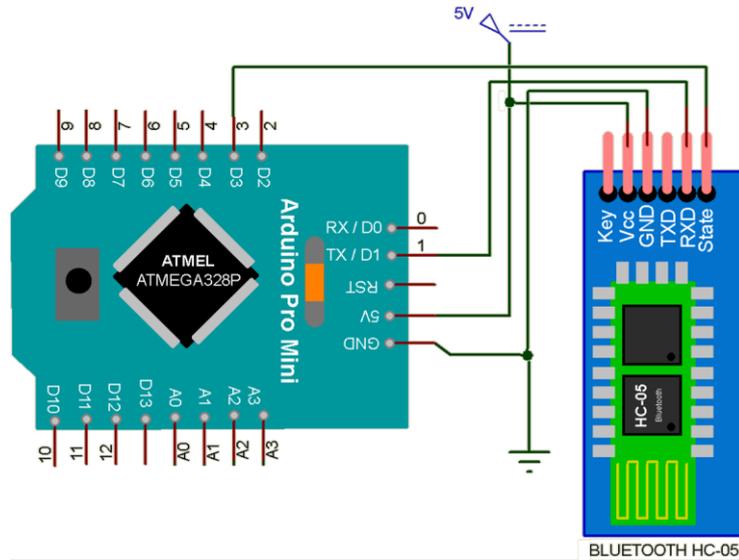


Ilustración 72 - Conexión entre Arduino y módulo HC-05

El pin State del módulo HC-05 cambia de estado a la salida cuando hay una conexión activa, es decir, cuando el módulo se empareja con la PC. Al detectar este cambio de estado, Arduino comienza a digitalizar y transmitir datos hacia el módulo Bluetooth mediante el pin TX.

3.2.7 Presentación Final

El circuito implementado se coloca dentro de un gabinete, fabricado en ácido poliláctico (PLA) mediante impresión 3D. Debido a la necesidad de diseñar un dispositivo cómodo y portátil, se reducen al máximo posible las dimensiones del equipo, logrando un tamaño final de 112 mm x 60 mm x 25 mm. El aspecto final del dispositivo puede observarse en la Ilustración 73.

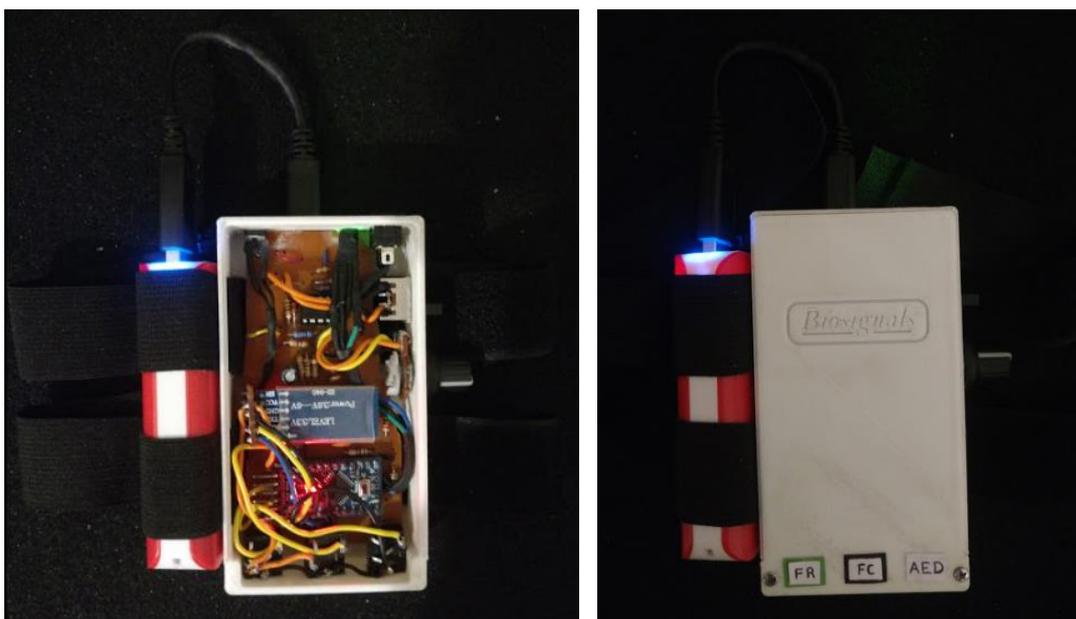


Ilustración 73 - Montaje y diseño exterior del dispositivo final, denominado Biosignals

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

El gabinete posee bandas elásticas laterales que sostienen la batería externa y bandas posteriores para sujetar el equipo al brazo del paciente.

En la cara superior, se encuentran la llave de encendido del equipo, el led indicador, el botón de reset y el conector mini-USB de la batería.

En la cara inferior, pueden observarse las entradas de señales. Cada una de ellas es identificada por un color y una referencia: FC para frecuencia cardíaca, FR para frecuencia respiratoria y AED para actividad electrodermal. Para la conexión de estas señales se utilizan fichas Jack estéreo de 2.5 mm.

Finalmente, en la cara lateral, se encuentran los controles para la calibración manual de la señal respiratoria.



Ilustración 74 - Cara inferior (izq.) y cara superior (der.)



Ilustración 75 - Cara lateral

A continuación se pueden observar la presentación final del equipo y sus sensores.



Ilustración 76 - Presentación final del dispositivo y sus sensores

3.3 Diseño y desarrollo del Software

Para el procesamiento, la visualización de las señales y la generación del feedback se utiliza el software libre y de código abierto BrainBay, cuya programación se modifica de acuerdo a los requerimientos del dispositivo desarrollado.

Dicho programa puede ser redistribuido y/o modificado bajo los términos de la Licencia Pública General de GNU publicada por la Free Software Foundation.

3.3.1 Introducción al software BrainBay

BrainBay es un software libre diseñado para realizar biofeedback, neurofeedback e interfaces humano-computadora. Mediante programación gráfica en bloques permite realizar el procesamiento en tiempo real, visualización, almacenamiento y retroalimentación optoacústica de las bioseñales, eventos bioeléctricos, información visual u otros datos de sensores.

Dentro de las posibles aplicaciones del software se incluyen: biofeedback/neurofeedback, entrenamiento muscular en rehabilitación, telemetría en tiempo real de las bioseñales, interacción persona-ordenador mediante control del cursor vía webcam e interfaces cerebro-computadora, entre otras.

El proceso de creación de protocolos de sesión con BrainBay consta básicamente de los siguientes pasos:

1. Insertar elementos en la ventana de diseño.
2. Conectar las señales desde el puerto de salida de un elemento al puerto de entrada de otro.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

3. Ajustar las propiedades mediante el cuadro de diálogo del elemento.
4. Verificar el funcionamiento del diseño con datos de archivo, de simulación o en tiempo real.⁸⁶

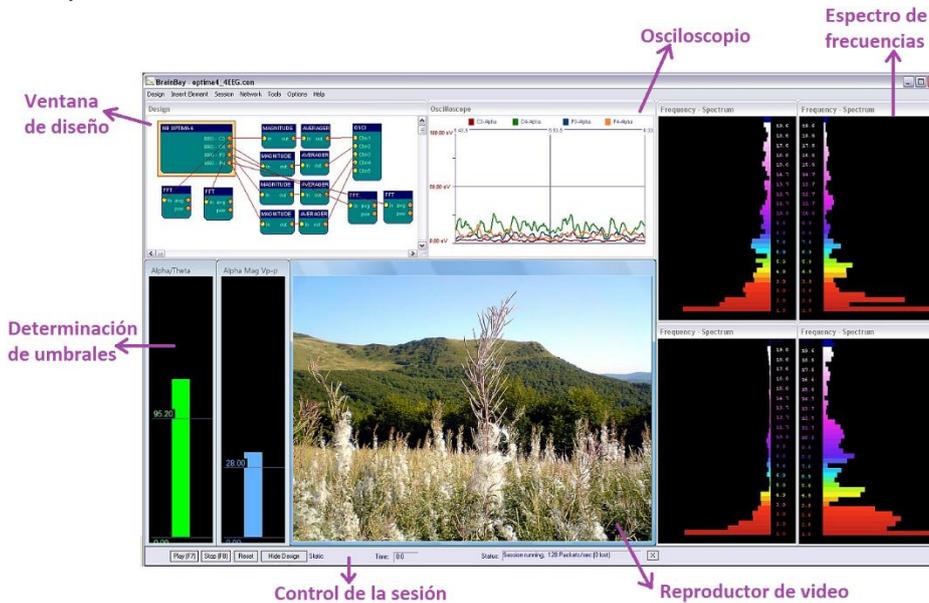


Ilustración 77 - Software BrainBay: ejemplo de aplicación

Se decide utilizar este software dado que ha sido creado especialmente para realizar biofeedback, y cuenta con múltiples herramientas que permiten diseñar los protocolos de tratamiento en forma sencilla y a criterio del profesional.

Además, al ser un software libre y de código abierto, es posible modificarlo y añadirle las herramientas adicionales que sean requeridas por el equipo.

3.3.2 Características del código fuente

El software se encuentra programado en lenguaje C++, bajo el paradigma de Programación Orientada a Objetos (OOP).

Los objetos son entidades que tienen un determinado estado, comportamiento e identidad. La *identidad* es la propiedad del objeto que lo diferencia del resto, su identificador. Los *atributos* son las variables que describen el estado actual del objeto. El comportamiento es la propiedad que demuestra lo que el objeto puede hacer y se implementa mediante funciones miembro o *métodos*, que son un conjunto de instrucciones que realizan una determinada tarea.

Por otro lado, los objetos son creados utilizando *clases*; la clase expresa lo que el objeto será. De este modo, cada clase tiene un nombre y describe atributos y comportamiento.

⁸⁶ Christoph Veigl, “BrainBay - User Manual” (2013). Link: www.shifz.org/brainbay (03/03/2017)

Las principales piezas funcionales de BrainBay son los elementos de diseño. Cada tipo de elemento tiene su propia clase que se deriva de la clase *BASE_CL*, la cual proporciona la estructura básica de los puertos de entrada y salida, métodos para iniciar y detener la sesión, posicionamiento y longitud de archivos, carga de las propiedades desde los cuadros de diálogo, recepción de valores y datos de procesamiento.

El procesamiento interno de las señales en BrainBay es bastante simple, cada puerto de salida de un elemento puede conectarse a uno o más puertos de entrada de otros elementos. Los datos se pasan de la salida a los puertos de entrada a la frecuencia de muestreo; los métodos *work()* de todos los elementos existentes se llaman con esa frecuencia. El orden de llamada es dado por las conexiones del elemento: los elementos que generan datos se llaman primero, los elementos que reciben los datos se llaman últimos.

Los métodos *load()* y *save()* se utilizan para almacenar datos específicos de los elementos. El procesamiento de los valores a través de los elementos se logra mediante los métodos *work()*. Esta tarea se inicia desde una interrupción del temporizador o cuando se recibe una muestra desde el puerto COM. El método *pass_values()* transfiere los datos de salida a los elementos conectados y llama al método *incoming_data()* de los mismos. Por otro lado, *update_inports()* es utilizado cuando los puertos de entrada del elemento son conectados o desconectados.

Otros métodos adicionales son *session_start()*, *session_stop()*, *session_reset()* y *session_pos()* que son llamados cuando los botones 'play', 'stop', 'reset' son presionados y cuando se realiza el posicionamiento de un archivo desde la barra de estado, respectivamente.

Finalmente, el método *make_dialog()* se utiliza para mostrar el cuadro de diálogo del elemento.

3.3.3 Programación de elementos propios

Para la programación de los elementos propios, se crean clases derivadas de la clase base, con las variables para las propiedades del elemento y las implementaciones de los métodos necesarios.

Para ello, es necesario modificar los siguientes módulos de funciones comunes y variables globales:

Base.h: contiene las definiciones de la clase *BASE_CL*.

Brainbay.h: contiene definiciones de constantes.

Brainbay.cpp: contiene la función principal del programa: crea la ventana principal y de diseño, inicializa la aplicación, procesa selecciones de menú, etc.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Globals.cpp: almacena variables y funciones globales para la inicialización, desinicialización y manipulación de elementos.⁸⁷

Además, se diseñan los cuadros de diálogo que contienen la interfaz gráfica de usuario para las propiedades de cada elemento, y se agregan entradas de menú para crear los elementos en la ventana de diseño.

Los elementos programados pueden observarse en el diagrama de clase de la Ilustración 78, donde cada clase es representada por un rectángulo que posee tres divisiones que, de arriba a abajo, corresponden al nombre de la clase, sus atributos y sus operaciones o métodos. Dichas clases heredan los métodos y atributos de la clase base y poseen, además, sus propios métodos y atributos.

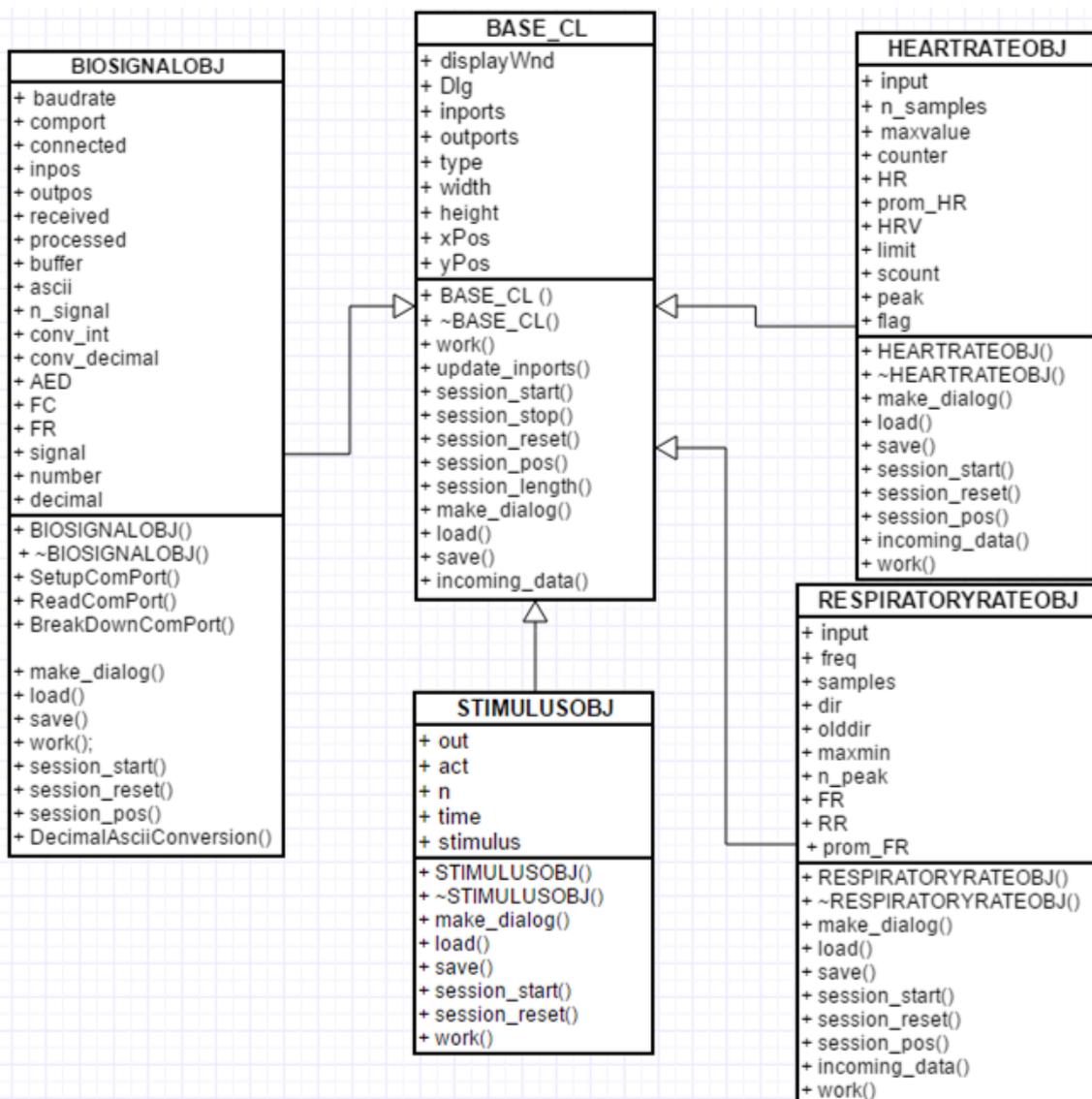


Ilustración 78 - Diagrama de clases de los elementos implementados

⁸⁷ Christoph Veigl, “BrainBay - Developer Manual” (2013). Link: www.shifz.org/brainbay (03/03/2017)

3.3.3.1 Implementación del elemento Biosignal Acquisition

Este elemento está programado para recibir las señales transmitidas por el equipo. El procesamiento interno de los datos dentro de este bloque de programación puede ser representado mediante el siguiente diagrama de bloques:



En primer lugar, mediante el cuadro de diálogo, el usuario selecciona el Puerto COM de comunicación serie a partir del cual se recibirán los datos. El número de puerto es asignado automáticamente por la computadora al iniciar la comunicación Bluetooth y puede obtenerse al abrir el menú de configuración del mismo.

Una vez conectado el puerto serie, el elemento queda a la espera de recibir datos desde el puerto. Los datos que han sido recibidos, así como también los que han sido procesados se muestran en el cuadro de diálogo (ver Ilustración 79).

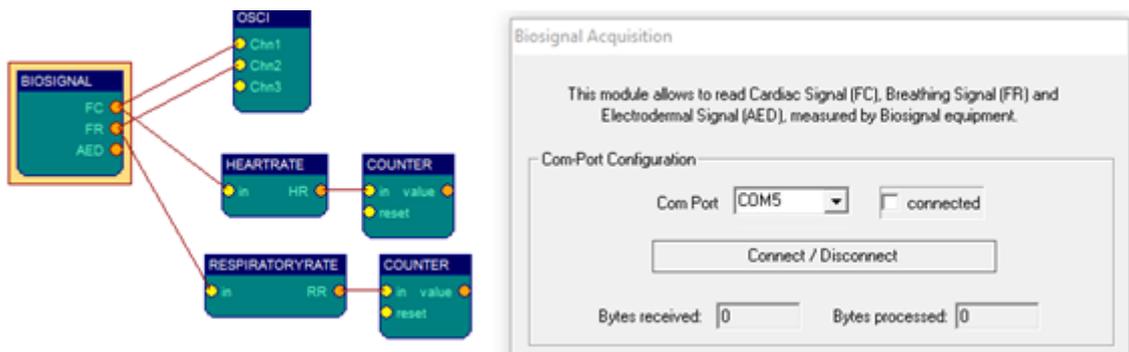


Ilustración 79 - Implementación del elemento Biosignal Acquisition

Dado que el microcontrolador Arduino transmite cada carácter en formato ASCII, éstos son convertidos al valor decimal correspondiente a medida que van siendo recibidos.

Por otro lado, en cada ciclo, Arduino envía los valores digitales de las tres señales en forma consecutiva; es decir, primero envía el valor correspondiente a la señal cardíaca, luego la señal respiratoria y, finalmente, la señal electrodermal. Estos valores son separados por el carácter ';' (punto y coma) y la indicación haberse completado la transmisión de las tres señales se realiza mediante el carácter '\n' (salto de línea). Teniendo esto en cuenta, luego de recibir los datos en el programa, se realiza la división de los mismos en las tres señales correspondientes.

Posteriormente, las señales son filtradas digitalmente mediante filtros pasa bajo de octavo orden y tipología Bessel, con el objetivo de eliminar el ruido

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

de alta frecuencia que pudiera haberse originado durante la transmisión. La frecuencia de corte de estos filtros depende de cada señal y es de 3 Hz para la señal cardíaca, 2.5 Hz para la señal respiratoria y 3 Hz para la señal electrodermal. Estos filtros digitales fueron programados utilizando la librería *fidlib*.

Además, en el caso de la señal electrodermal, se realiza un promediado de los últimos diez valores recibidos, con el objetivo de evitar oscilaciones en el valor de la señal.

Finalmente, las tres señales son transmitidas a los puertos de salida del elemento *Biosignal Acquisition*. Dichos puertos pueden ser conectados al elemento *Oscilloscope* para visualizar las señales.

3.3.3.2 Implementación del elemento Heart Rate

Este elemento se implementa con el objetivo de obtener el valor de frecuencia cardíaca y su variabilidad, a partir de la señal recibida del elemento *Biosignal Acquisition*.

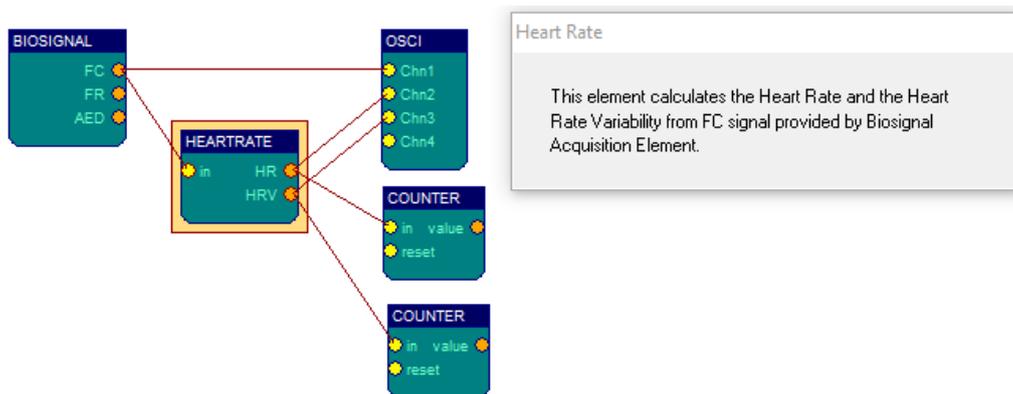


Ilustración 80 - Implementación del elemento Heart Rate

El procesamiento interno del elemento programado se representa en el siguiente diagrama de bloques:



El procesamiento de la señal se inicia cuando se comienzan a recibir datos desde el puerto de entrada del elemento. En primer lugar, la señal es filtrada digitalmente dos veces más, empleando el mismo filtro pasa bajo utilizado en el elemento *Biosignal Acquisition*. Esta nueva etapa de doble filtrado se realiza con el objetivo de disminuir los artefactos ocasionados por el movimiento; sin embargo, no se realiza en la etapa de adquisición ya que, al aumentar el orden y la cantidad de filtros, se produce un desfase de la señal.

Luego, la determinación de la frecuencia se realiza mediante el conteo de muestras procesadas entre dos valores máximos de la señal. Dado que la señal de frecuencia cardíaca es generada a nivel de hardware mediante la saturación del amplificador operacional, la misma es una onda cuadrada que se encuentra comprendida entre cero y un valor digital máximo. No obstante, se selecciona como límite el valor correspondiente al 90% del valor máximo, por si se produjeran variaciones en la amplitud de la señal (ver Ilustración 81).



Ilustración 81 - Valor límite para el cálculo de la frecuencia cardíaca

Cuando la señal supera el valor límite, se comienza a contar la cantidad de muestras que se procesan en el elemento. Luego, al finalizar un ciclo cardíaco, la señal vuelve a alcanzar el valor límite, y se determina la frecuencia cardíaca (FC) como:

$$FC[Hz] = \frac{\text{Tasa de muestreo} \left[\frac{\text{muestras}}{\text{seg}} \right]}{\text{Número de muestras entre dos máximos} [\text{muestras}]}$$

Ecuación 9 - Fórmula utilizada para el cálculo de la frecuencia cardíaca

La tasa de muestreo corresponde a la frecuencia de procesamiento de la señal, es decir la cantidad de muestras que son procesadas en un segundo. Este parámetro puede ser establecido desde *Application Settings* en la barra de menú del programa y debe coincidir con la velocidad de muestreo del hardware de adquisición de datos. En el caso de adquirir las señales desde *Biosignal Acquisition*, la tasa de muestreo que se utiliza es de 1000 Hz.

Si el número de latidos por segundo calculado posee una frecuencia superior a 2.5 Hz, se elimina dicho valor, ya que se considera que el máximo valor de frecuencia en reposo es de 130 lat/min, es decir 2.17 Hz. Debido a ello, cualquier valor superior a esta frecuencia sólo puede ser originado por artefactos y es eliminado.

Luego, se multiplica el valor de frecuencia cardiaca en Hz por 60, obteniendo el número de latidos por minuto.

$$FC [\text{lat}/\text{min}] = FC [\text{Hz}] * 60$$

Ecuación 10 - Latidos por minuto

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Finalmente, se realiza un promedio de los últimos diez valores de frecuencia cardíaca, con el objetivo de disminuir las variaciones ocasionadas debido a que la separación entre los pulsos de la señal no se mantiene constante para un mismo valor de latidos por minuto.

Los valores de frecuencia cardíaca y variabilidad de la frecuencia cardíaca son enviados a los puertos de salida del elemento *Heart Rate* y pueden ser visualizados mediante los elementos *Oscilloscope* y *Counter/Display*.

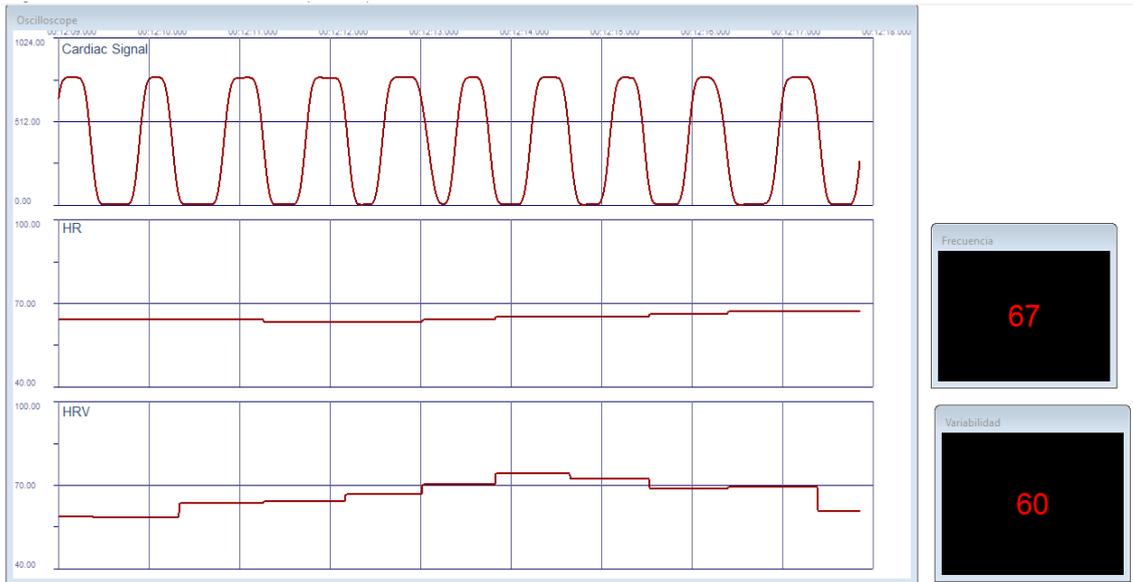


Ilustración 82 - Señal cardíaca, frecuencia cardíaca y variabilidad de la frecuencia cardíaca

3.3.3.3 Implementación del elemento *Respiratory Rate*

Este elemento se implementa con el objetivo de obtener el valor de frecuencia respiratoria a partir de la señal recibida del elemento *Biosignal Acquisition*.

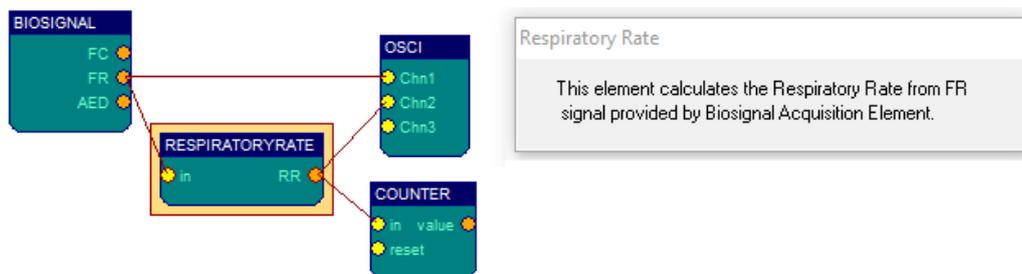


Ilustración 83 - Implementación del elemento *Respiratory Rate*

El procesamiento interno del mismo se representa en el siguiente diagrama de bloques:



El procesamiento inicia cuando se comienzan a recibir datos desde el puerto de entrada del elemento. En primer lugar, la señal es filtrada digitalmente, empleando un filtro pasa bajo similar al utilizado en el elemento *Biosignal Acquisition*. Esta etapa de filtrado se realiza con el objetivo de disminuir los artefactos ocasionados por la dilatación de las arterias epigástricas superiores, ubicadas a la altura de la banda torácica, cuyas pulsaciones pueden observarse los cuando la señal posee la mayor amplificación.



Ilustración 84 - Artefacto por pulsaciones

La determinación de la frecuencia respiratoria se realiza mediante el conteo de muestras procesadas entre dos picos de la señal. Esta señal, a diferencia de la cardíaca, no posee una amplitud constante, ya que la misma varía según la profundidad de las respiraciones. Por consiguiente, se ideó un método de detección de los picos correspondientes a las inspiraciones de la persona.

El método consiste en tomar cinco valores de la señal respiratoria espaciados entre sí 100 milisegundos. El último de estos cinco valores es comparado con los cuatro valores precedentes, dando tres alternativas diferentes como resultado (ver Ilustración 85):

- Que sea mayor que todos los valores precedentes. En este caso la pendiente de la curva es positiva.
- Que sea menor que todos los valores precedentes. En este caso la pendiente de la curva es negativa.
- Que sea mayor con respecto a algunos valores precedentes y menor con respecto a otros, o que sea igual a algunos valores precedentes. En este caso, la pendiente es nula.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

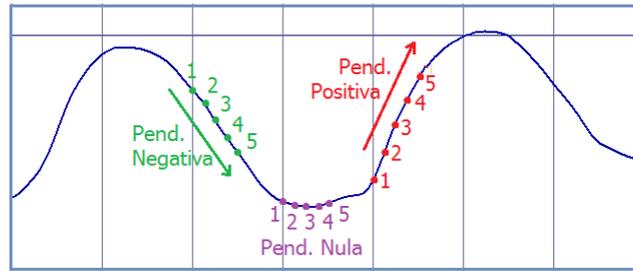


Ilustración 85 – Distintas pendientes de la curva de respiración

Una vez determinada la pendiente en un instante, se toma un nuevo valor de señal y se lo compara con los cuatro valores precedentes. Tal como se observa en la Ilustración 86, el segundo valor reemplaza al primero, el tercero al segundo, el cuarto al tercero y el quinto al cuarto.

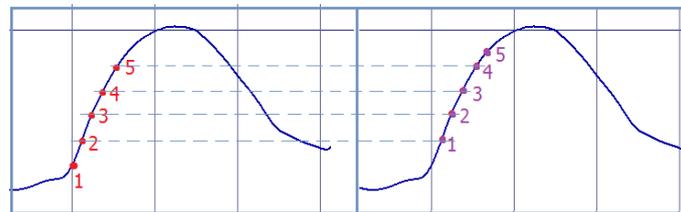


Ilustración 86 – Cálculos de pendiente consecutivos

La nueva pendiente de la curva es comparada con la anterior y, de este modo, se puede determinar cuándo se produce un cambio de dirección. Si la pendiente actual es negativa y la calculada previamente es positiva, significa que la curva alcanzó un valor pico. Luego, se procede al cálculo de la frecuencia respiratoria mediante el conteo de muestras que son procesadas entre dos picos de señal, utilizando la Ecuación 11.

$$FR \left[\frac{resp}{min} \right] = \frac{Tasa\ de\ muestreo \left[\frac{muestras}{seg} \right]}{Número\ de\ muestras\ entre\ dos\ máximos [muestras]} * 60 \frac{seg}{min}$$

Ecuación 11 - Fórmula utilizada para el cálculo de la frecuencia respiratoria

Al igual que en el elemento *Heart Rate*, una vez calculada la frecuencia respiratoria se eliminan aquellos valores de frecuencia superiores a 1.5 Hz. La frecuencia respiratoria máxima en reposo es de 0.5 Hz (30 resp/min), sin embargo se pueden encontrar frecuencias mayores en estados de agitación. Por ello, la frecuencia de corte se ubica en un valor superior.

Finalmente, se realiza un promedio de los últimos cinco valores de frecuencia respiratoria, con el objetivo de disminuir las variaciones ocasionadas debido a que la separación entre los picos de la señal no se mantiene constante para un mismo valor de respiraciones por minuto.

El valor de frecuencia respiratoria es enviado al puerto de salida del elemento *Respiratory Rate* y puede ser visualizada mediante el elemento *Counter/Display*.

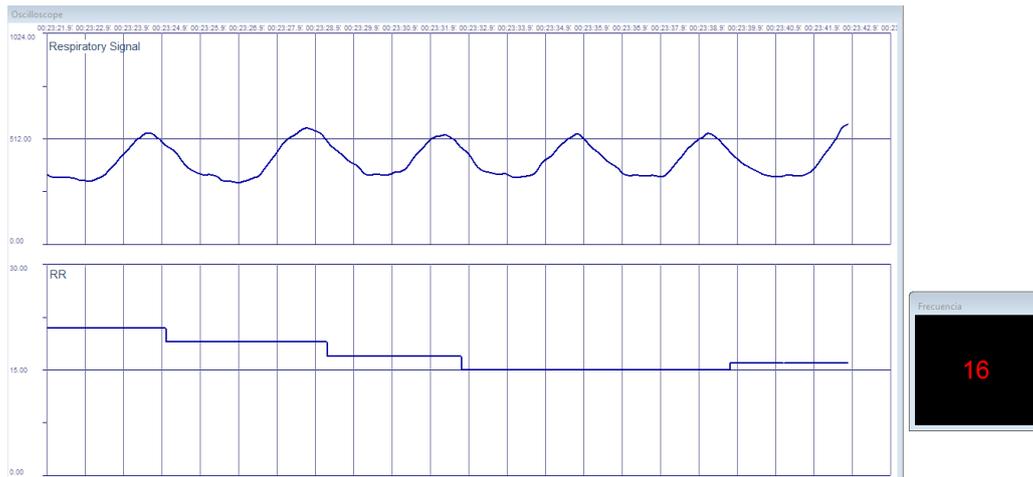


Ilustración 87 - Señal respiratoria y frecuencia respiratoria

3.3.3.4 Implementación del elemento Stimulus

Este elemento se implementa con el objetivo de generar una señal sobre el osciloscopio que indique cuándo el usuario recibe un estímulo emocional, permitiendo analizar la manera en que evolucionan las señales en respuesta a dicho estímulo.

La salida del elemento consiste en un pulso de 100 milisegundos de duración, que se genera al presionar el botón *Stimulus* del cuadro de diálogo. De este modo, el profesional puede guardar tanto un registro de las señales como de las estímulos externos entregados al paciente.

En la Ilustración 88 puede observarse el cuadro de diálogo creado para este elemento así como también los pulsos generados al presionar el botón *Stimulus*.

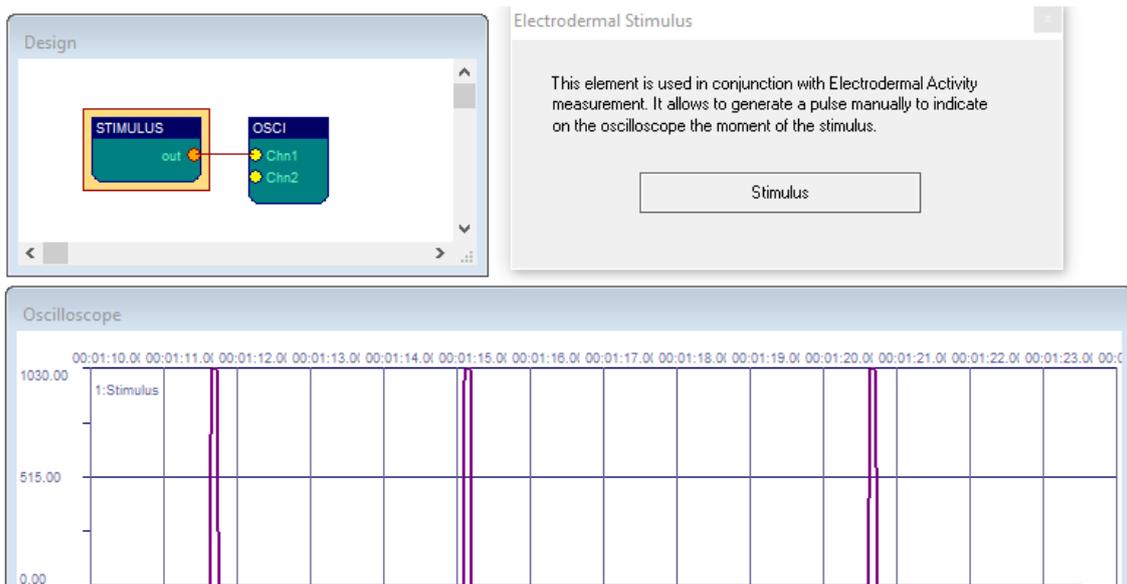


Ilustración 88 - Implementación del elemento Stimulus

Capítulo 4: Evaluación del funcionamiento del dispositivo

En el presente capítulo se realiza la verificación del desempeño de los principales componentes del dispositivo, tanto software como hardware. Se busca evaluar principalmente exactitud y precisión, contrastándolo con equipos médicos comerciales y utilizando valores de referencia para efectuar su calibración.

4.1 Evaluación de la medición de frecuencia cardíaca

4.1.1 Evaluación del elemento Heart Rate

En esta evaluación, se realiza el análisis de exactitud y desempeño del elemento *Heart Rate* programado en el software BrainBay, mediante la generación de ondas rectangulares de distintas frecuencias.

El diseño implementado para realizar la medición se observa en la Ilustración 89.

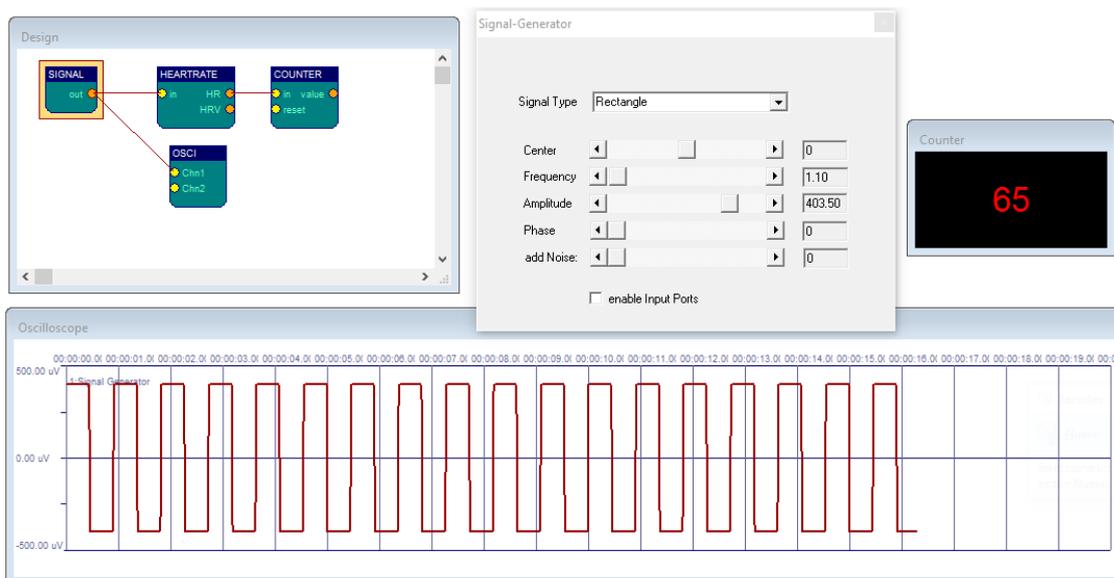


Ilustración 89 - Diseño implementado para la medición del elemento Heart Rate

Puede observarse que, a medida que la frecuencia del pulso rectangular aumenta, la frecuencia cardíaca calculada también se incrementa.

Para verificar la exactitud de las mediciones, se grafica el valor entregado por el elemento *Heart Rate* frente a pulsos de distintas frecuencias, correspondientes al rango cardíaco. En la Ilustración 90 se verifica que los valores entregados por el elemento *Heart Rate* se corresponden con las frecuencias de los pulsos generados.

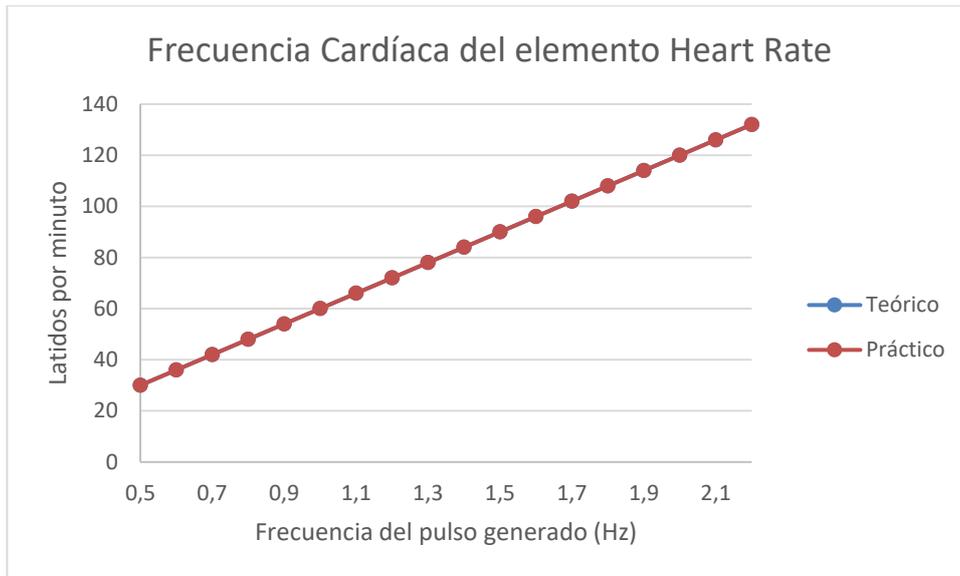


Ilustración 90 - Frecuencia cardíaca calculada por el elemento Heart Rate

4.1.2 Comparación con un equipo comercial

Para evaluar el funcionamiento del módulo de frecuencia cardíaca, se efectúa la medición de este parámetro utilizando el oxímetro de pulso *Nonin Medical LR 65946* y el dispositivo desarrollado.

Las pruebas fueron realizadas sobre ocho individuos sanos, miembros del equipo de investigación del Instituto de Neurociencias de Córdoba, de ambos sexos y edades comprendidas entre 20 y 50 años.

El sensor del oxímetro de pulso se coloca en el dedo medio de la mano no dominante, mientras que el sensor del prototipo va ubicado por encima de la muñeca, como se observa en la Ilustración 91. Durante la prueba, los individuos se encuentran sentados y en estado de reposo. La medición se realiza en forma simultánea y tomando muestras cada cinco segundos, durante tres minutos.



Ilustración 91 - Montaje de la medición de frecuencia cardíaca

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en las dos primeras evaluaciones; los demás pueden observarse en el Anexo N°3: Resultados obtenidos de la comparación entre el oxímetro de pulso y el dispositivo diseñado.

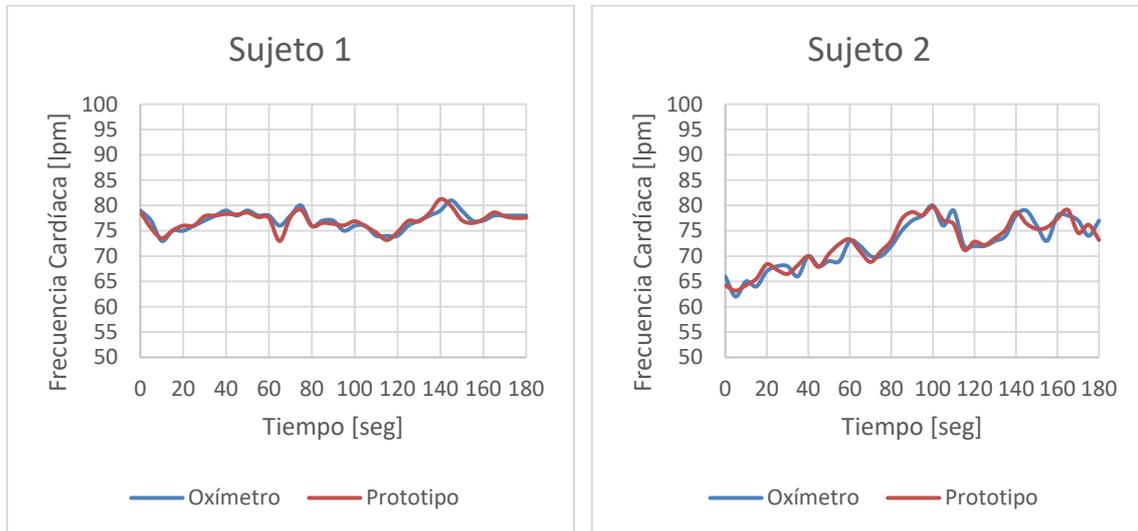


Ilustración 92 - Resultados de las dos primeras evaluaciones

Evaluando los gráficos del Anexo N°3, se puede observar que en general las curvas se ajustan entre sí. Sin embargo, frente a variaciones rápidas de la frecuencia cardíaca, se observan discrepancias entre las curvas. Estas discrepancias posiblemente estén ocasionadas por las distintas formas de promediar los datos que poseen los dispositivos. Por otro lado, artefactos de movimiento durante la medición pueden generar diferencias entre los valores obtenidos, como se observa en la evaluación del sujeto 4.

Además, en la Ilustración 93, se puede observar el gráfico de la dispersión entre los valores de frecuencia cardíaca obtenidos con el prototipo y los valores entregados por el oxímetro de pulso.

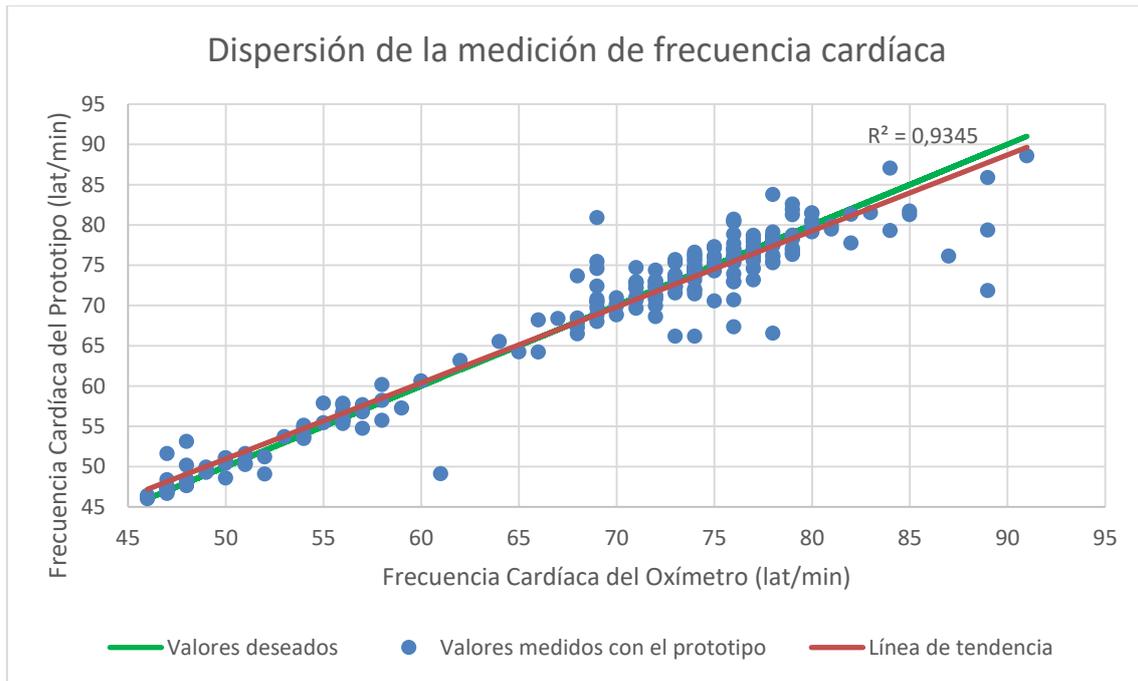


Ilustración 93 - Gráfico de dispersión de la medición de frecuencia cardíaca. Se grafican los valores obtenidos con el prototipo en función del valor entregado por el oxímetro, para todas las mediciones realizadas.

Existe un buen ajuste entre la línea de tendencia generada por los valores medidos con el prototipo y la recta ideal constituida por los valores deseados. El coeficiente R^2 expresa el grado de correlación entre ambas curvas y su valor se encuentra comprendido entre 0 y 1, siendo 0 correlación nula y 1 correlación total. Debido a ello, se puede decir que el valor de R^2 obtenido representa un buen valor de correlación de los datos. Los valores que se encuentran alejados de estas líneas están debidos a los artefactos mencionados anteriormente.

Cabe destacar que, los valores deseados no hacen referencia a la frecuencia cardíaca real, sino a los valores de frecuencia entregados por el oxímetro de pulso, ya que se busca contrastar la medición con estos valores.

4.1.3 Evaluación de comodidad y confort

Por último, con el objetivo de evaluar la comodidad y confort del paciente al utilizar el dispositivo, luego de finalizar la evaluación, se le realiza el siguiente cuestionario.

- ¿Sintió calor o ardor sobre la piel al utilizar el dispositivo?
- ¿El uso del sensor le produjo sudoración?
- ¿Sintió hormigueo en la mano durante la medición? ¿Sintió que el sensor estaba demasiado ajustado?
- ¿El uso del dispositivo le produjo incomodidad?
- ¿En qué grado el dispositivo limitó sus movimientos durante la evaluación?

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Las respuestas obtenidas a estas preguntas se resumen a continuación:

- Todos los sujetos evaluados negaron haber sentido calor o ardor sobre la piel al utilizar el sensor.
- Sólo uno de los sujetos manifestó que la malla de goma del sensor le produjo sudoración. No obstante, explicó que usualmente padece de sudoración excesiva en las manos.
- Ningún sujeto declaró haber sentido hormigueo o que la malla del sensor hubiera estado demasiado ajustada.
- Todos los sujetos negaron haber sentido incomodidad durante la evaluación.
- El nivel de limitación de los movimientos fue considerado como medio-bajo, ya que, si bien se requiere que el paciente mantenga inmóvil la extremidad donde se realiza la medición, la limitación se restringe únicamente a esta porción anatómica.

4.2 Evaluación de la medición de frecuencia respiratoria

4.2.1 Evaluación del elemento Respiratory Rate

En este apartado, se realiza el análisis de exactitud y desempeño del elemento *Respiratory Rate* programado en el software BrainBay, mediante la generación de ondas senoidales de distintas frecuencias.

El diseño implementado para realizar la medición se observa en la Ilustración 94.



Ilustración 94 - Diseño implementado para la medición del elemento Respiratory Rate

Puede observarse que, a medida que la frecuencia de la onda generada se incrementa, la frecuencia respiratoria calculada también aumenta.

Para verificar la exactitud de las mediciones, se grafica el valor entregado por el elemento *Respiratory Rate* frente a señales de distintas frecuencias, correspondientes al rango respiratorio. El resultado de la evaluación se observa en la Ilustración 95.

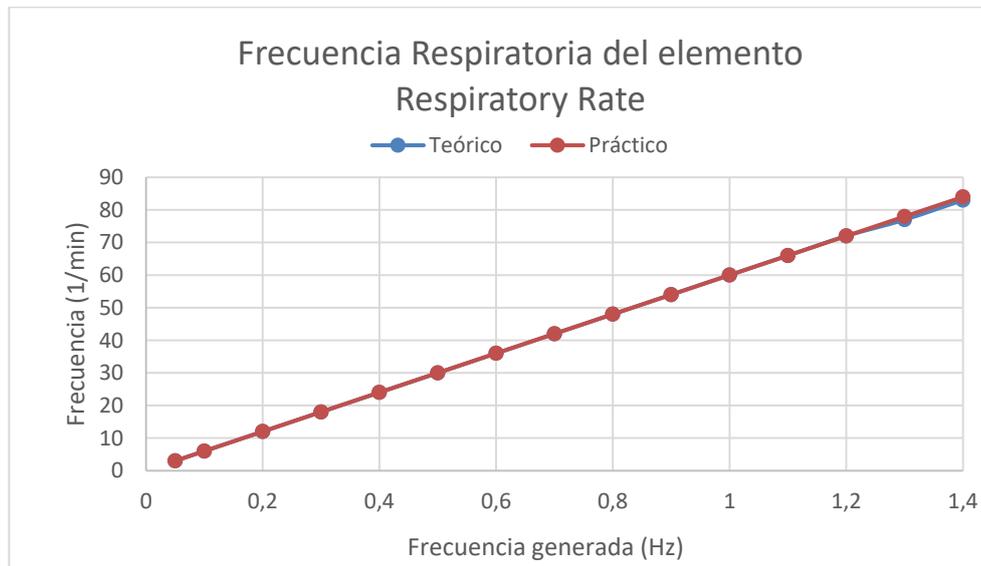


Ilustración 95 - Resultados de la evaluación del elemento *Respiratory Rate*

Se verifica que los valores entregados por el elemento *Respiratory Rate* se corresponden con las frecuencias de las señales medidas.

4.2.2 Evaluación del módulo de frecuencia respiratoria

Debido a que no se dispone de un equipo patrón contra el cual realizar la contrastación del módulo de frecuencia respiratoria, se evalúa la misma comparándola con una curva patrón de frecuencia constante.

Para ello, se le coloca la banda respiratoria al sujeto de prueba y se le pide que intente sincronizar su respiración con una onda sinusoidal de 0.1 Hz (6 respiraciones por minuto). Mediante este ejercicio se busca determinar subjetivamente que exista una coherencia entre los movimientos respiratorios y la señal respiratoria visualizada en pantalla. Los parámetros evaluados son la capacidad de sincronizar el ciclo respiratorio con la señal de referencia, así como también la facilidad para desarrollar este ejercicio.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”



Ilustración 96 - Montaje de la medición del módulo de frecuencia respiratoria

Cabe destacar que, la sincronización a la que se hace referencia, consiste respirar a la misma frecuencia que la señal patrón. Sin embargo, no es necesario lograr la misma amplitud, ya que ésta dependerá de la profundidad de la respiración de cada sujeto.

La medición se realiza sobre siete sujetos de prueba, de ambos sexos y con edades comprendidas entre 20 y 50 años, durante un tiempo de dos minutos para cada uno de ellos.

El diseño implementado para la medición se puede observar en la Ilustración 97.

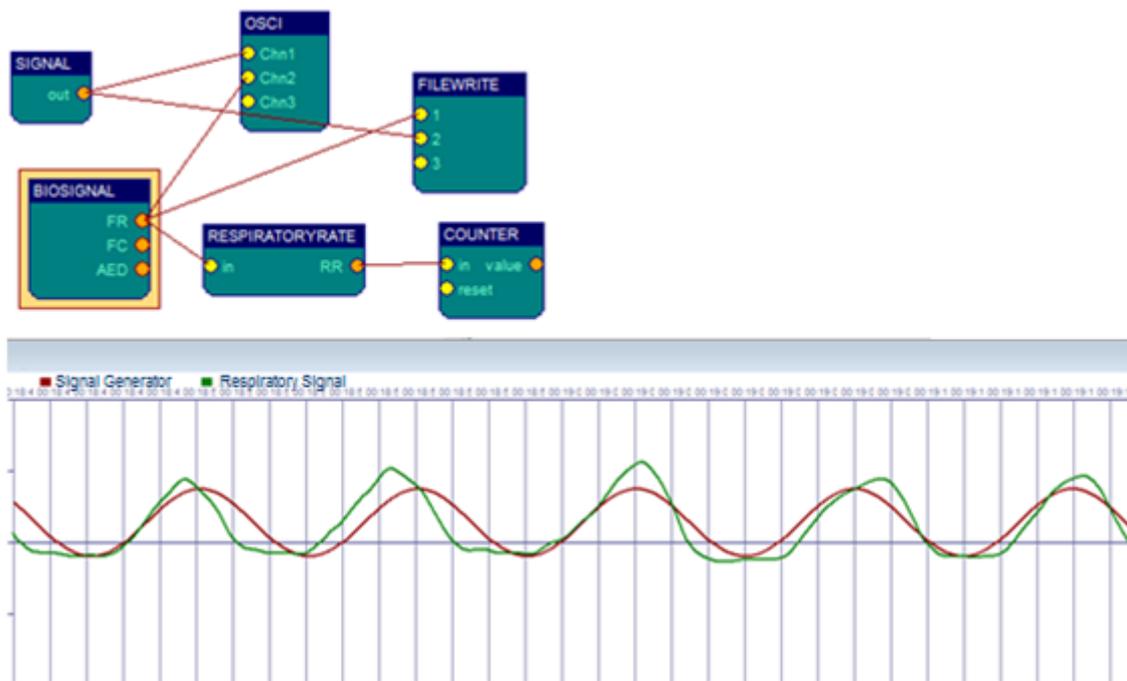


Ilustración 97 - Diseño implementado para la evaluación del módulo de frecuencia respiratoria

Luego de finalizar el ejercicio, se realizan las siguientes preguntas con el objetivo de evaluar el desempeño del dispositivo:

- ¿Logró seguir con su respiración la curva de referencia?
- ¿Cuál fue el grado de dificultad del ejercicio?
- ¿Pudo observar su respiración en tiempo real? ¿Coincidieron los incrementos y decrementos de la señal respiratoria con sus movimientos de inspiración y espiración, respectivamente?
- ¿Sintió incomodidad durante la evaluación?
- ¿En qué grado el dispositivo limitó sus movimientos durante la evaluación?

Las respuestas obtenidas a estas preguntas se resumen a continuación:

- Todos los sujetos evaluados afirmaron haber logrado la sincronización de su respiración con la señal de referencia al finalizar la prueba.
- El nivel de dificultad del ejercicio fue calificado como medio-bajo.
- Sólo uno de los sujetos detectó un retraso en la señal visualizada en pantalla, durante la fase inspiratoria. Los demás sujetos evaluados manifestaron que sus movimientos respiratorios se correspondieron en todo momento con la señal visualizada.
- Ningún sujeto manifestó haber sentido incomodidad con respecto a la banda tóraco-abdominal. Sin embargo, uno de ellos consideró que su tipo de vestimenta le impidió realizar el ejercicio cómodamente.
- Todos los sujetos evaluados calificaron como bajo el nivel de limitación de sus movimientos durante la prueba.

Como resultado de esta evaluación, se concluye que el dispositivo evaluado permite visualizar con un desfase mínimo, imperceptible para el usuario, los movimientos respiratorios. Los mismos pueden ser controlados a voluntad fácilmente, luego de algunos segundos de entrenamiento.

Además, en la Ilustración 98, puede observarse que la frecuencia obtenida, cuando la señal se ha estabilizado, se corresponde con la frecuencia real de la misma. Esto último se verifica visualmente ya que se encuentra sincronizada con la señal de referencia (6 Hz).

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

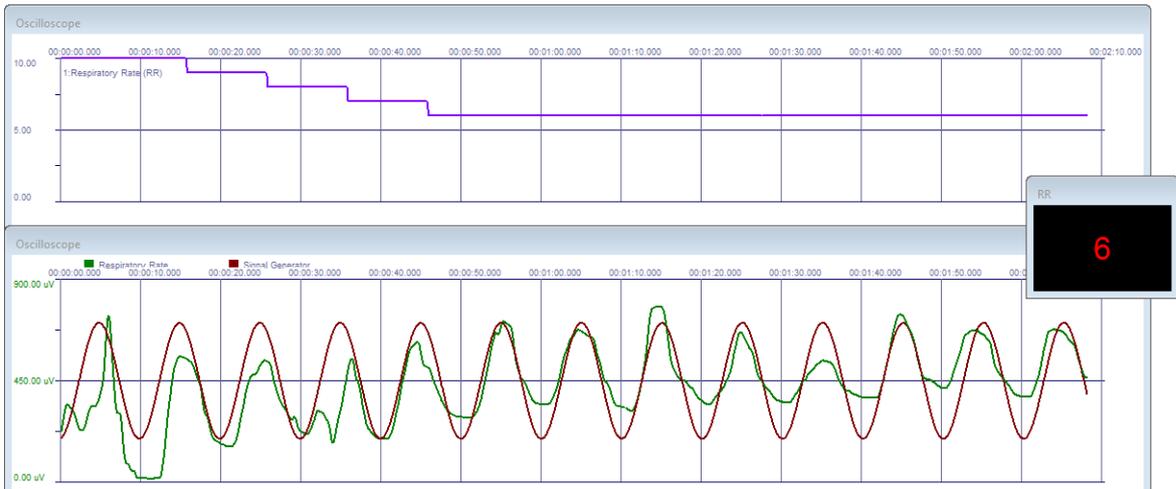


Ilustración 98 - Resultado de la evaluación, se grafica la frecuencia respiratoria calculada (arriba) y las señales respiratoria y de referencia (abajo), en función del tiempo. La escala de tiempo de ambos gráficos se encuentra dividida cada diez segundos. Obsérvese que durante la primera mitad del tiempo hubo mayor dificultad para sincronizar la respiración con la referencia, pero en el último minuto se logra alcanzar la frecuencia deseada.

Los resultados obtenidos en las evaluaciones de los demás sujetos pueden observarse en el Anexo N°4: Resultados obtenidos de la evaluación del desempeño del módulo de frecuencia respiratoria. Cabe destacar que, como las cinco primeras evaluaciones, con una frecuencia patrón de 6 respiraciones por minuto, resultan satisfactorias, se decide evaluar a los dos últimos sujetos con una frecuencia de 10 respiraciones por minuto. Los resultados de estas últimas evaluaciones resultan igualmente exitosos.

4.3 Evaluación de la medición de actividad electrodermal

Al momento de evaluar el funcionamiento del módulo de actividad electrodermal, se detecta que parte de la señal respiratoria se acopla a la señal electrodermal. Debido a ello, se realiza una compensación lineal para disminuir el acoplamiento.

Además, se observa una discrepancia entre los valores de referencia utilizados en la medición y el resultado obtenido, realizándose una nueva compensación para disminuir dicha diferencia.

Por último, una vez efectuadas las correcciones mencionadas, se comparan las mediciones realizadas por el prototipo con un equipo comercial.

4.3.1 Compensación por cross-talk

El cross-talk consiste en una perturbación causada por un campo eléctrico o magnético, que se produce debido al acoplamiento entre dos cables o pistas adyacentes paralelas y se manifiesta porque una parte de la señal que circula por un conductor se acopla al conductor adyacente.

En una primera instancia, se conecta el módulo de frecuencia cardíaca, dejando libre las entradas de los módulos de frecuencia respiratoria y de actividad electrodermal. En estas condiciones, como se observa en la Ilustración 99, la señal cardíaca no presenta alteraciones sobre las otras dos señales.

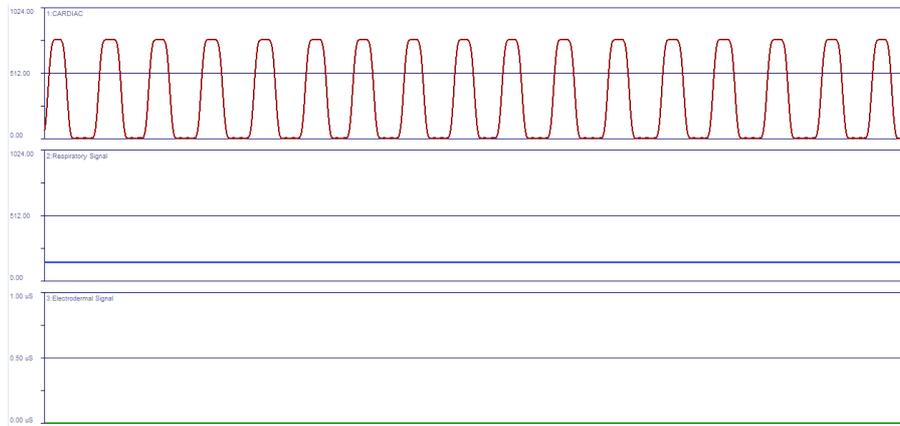


Ilustración 99 - Influencia de la señal cardíaca sobre la señal electrodermal y la señal respiratoria

En una segunda instancia, se conecta el módulo de frecuencia respiratoria dejando libres las entradas de los módulos de frecuencia cardíaca y actividad electrodermal. En estas condiciones, como se puede observar en la Ilustración 100, existe un acoplamiento de la señal respiratoria en la señal electrodermal. El cross-talk puede deberse a que ambas señales poseen pistas paralelas, generando un acoplamiento capacitivo, o a un defecto del amplificador LM358, ya que comparten el mismo chip integrado.

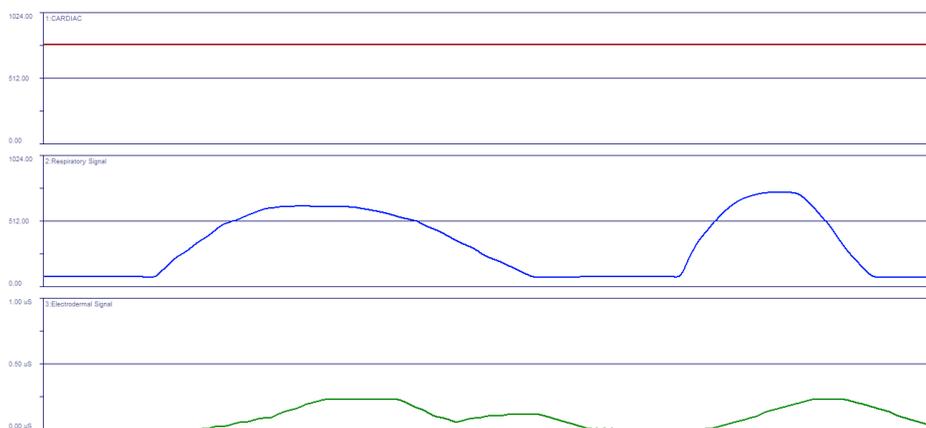


Ilustración 100 - Influencia de la señal respiratoria sobre la señal cardíaca y la señal electrodermal

Una vez detectado este problema, se realiza una nueva medición mediante el barrido ente los valores mínimos y máximos de la señal respiratoria, para cuantificar el grado de acoplamiento entre las dos señales. Como resultado, se obtiene la relación que se observa en la Ilustración 101.

Con el objetivo de disminuir la influencia del cross-talk, se realiza en el microcontrolador Arduino una compensación lineal, restando al valor medido de

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

conductancia el error debido al cross-talk. Este error está definido por la siguiente fórmula:

$$\text{Error de GSR} = 0.000282 * FR$$

Ecuación 12 – Recta de compensación lineal debida al cross-talk

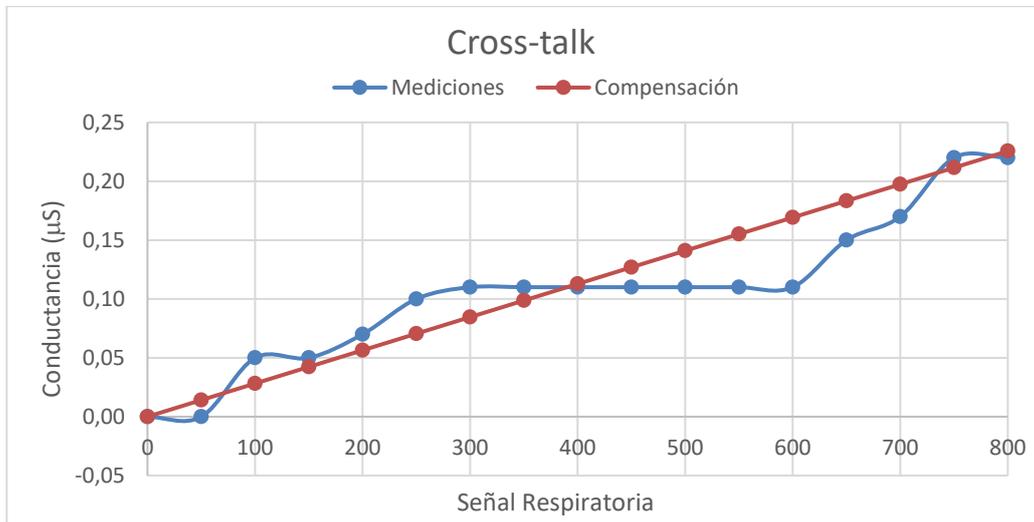


Ilustración 101 - Variación en la medición de conductancia en función del valor de la señal respiratoria y recta de compensación

Luego de realizar la compensación, se puede observar que el acoplamiento entre las señales disminuye notablemente (ver Ilustración 102).



Ilustración 102 - Influencia de la señal respiratoria sobre la señal electrodermal luego de la compensación por cross-talk

4.3.2 Calibración estática

Luego de realizar la compensación por cross-talk, se realiza una nueva medición de la señal de actividad electrodermal, con el objetivo de evaluar la exactitud. Para ello, se utilizan resistencias, cuyos valores son verificados mediante un óhmetro. Además, se compara el valor de conductancia teórico correspondiente a cada una de ellas con el valor otorgado por el dispositivo.

Las resistencias utilizadas se encuentran comprendidas entre 15 kΩ, correspondiente a una conductancia de 66.66 μS, y 1 MΩ, correspondiente a 1 μS, abarcando todo el rango fisiológico ya que la señal electrodermal puede tomar valores entre 2 y 55 μS.

En la Ilustración 103 se observa la comparación entre los valores de conductancia teóricos y los valores medidos.

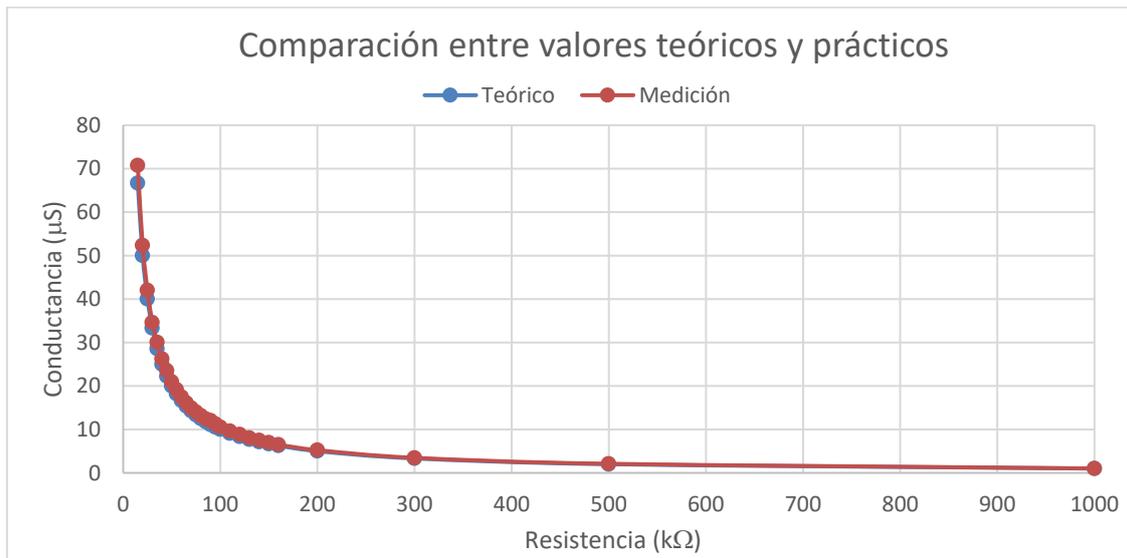


Ilustración 103 - Comparación entre los valores de conductancia teóricos y los medidos

El error relativo de la medición se calcula como:

$$Error (\%) = \frac{|Valor Teórico - Valor Práctico|}{Valor Teórico} * 100$$

Ecuación 13 - Error relativo

Al ser la relación entre la conductancia y la resistencia una función recíproca, en la Ilustración 103 no se logra apreciar el error de las mediciones. Sin embargo, en la Ilustración 104 puede observarse que el error relativo promedio es aproximadamente 5.23%.

Por otro lado, en la Ilustración 105 puede observarse la desviación del valor de conductancia medido en función del valor teórico de conductancia.

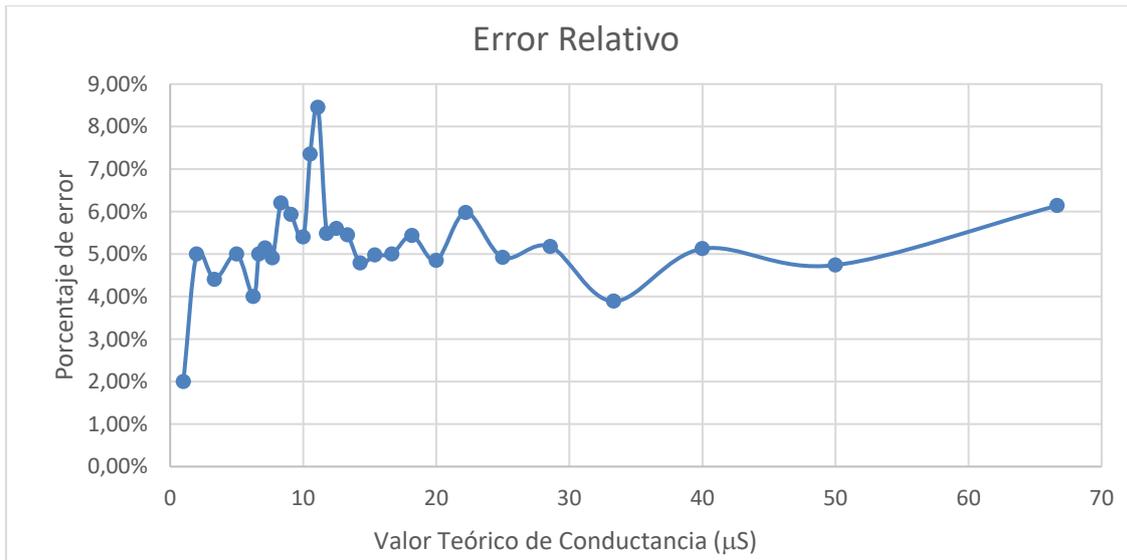


Ilustración 104 - Error relativo de la medición de conductancia

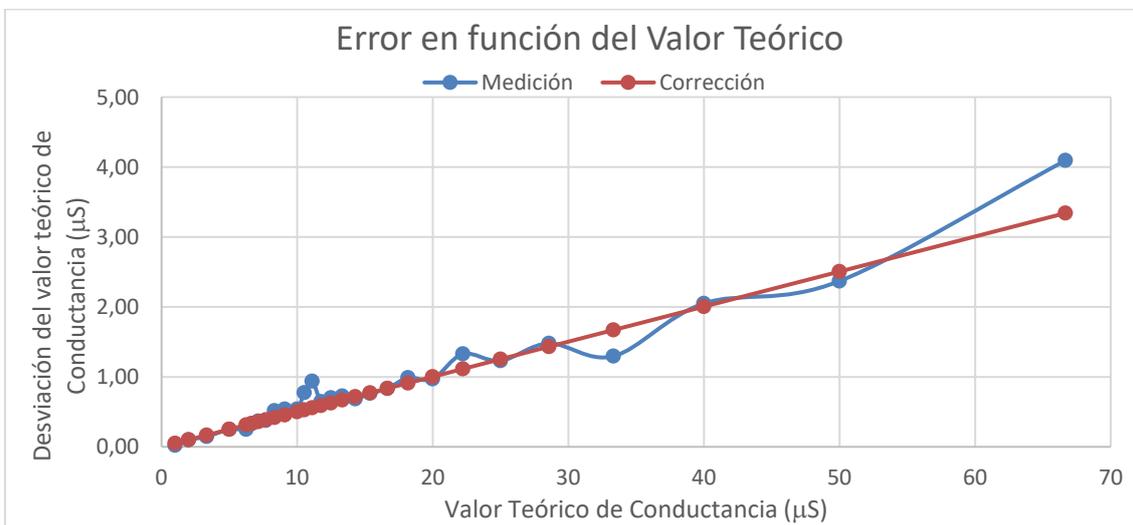


Ilustración 105 - Desviación del valor teórico de conductancia y compensación lineal

A partir de este último gráfico, se determina que la desviación del valor teórico de conductancia depende linealmente del valor teórico, por lo que se realiza una corrección lineal en función de la desviación promedio con respecto al valor teórico. Esta relación está determinada por la fórmula de la Ecuación 14.

$$Error\ de\ GSR = 0.050118 * Valor\ Teórico$$

Ecuación 14 - Recta de compensación lineal por inexactitud

La compensación lineal se incorpora en la programación de Arduino, restando al valor de conductancia el error calculado mediante la fórmula anterior.

El gráfico obtenido luego de la compensación puede observarse en la Ilustración 106.



Ilustración 106 - Comparación entre los valores teóricos y los valores medidos luego de la compensación lineal

Finalmente, en la Ilustración 107 se grafica la comparación entre el error relativo de las mediciones antes y después de la corrección, donde se puede observar la disminución del error promedio a 0.58%. Por otro lado, en la Ilustración 108 es posible analizar la diferencia en las desviaciones del valor teórico de conductancia antes y después de la compensación.

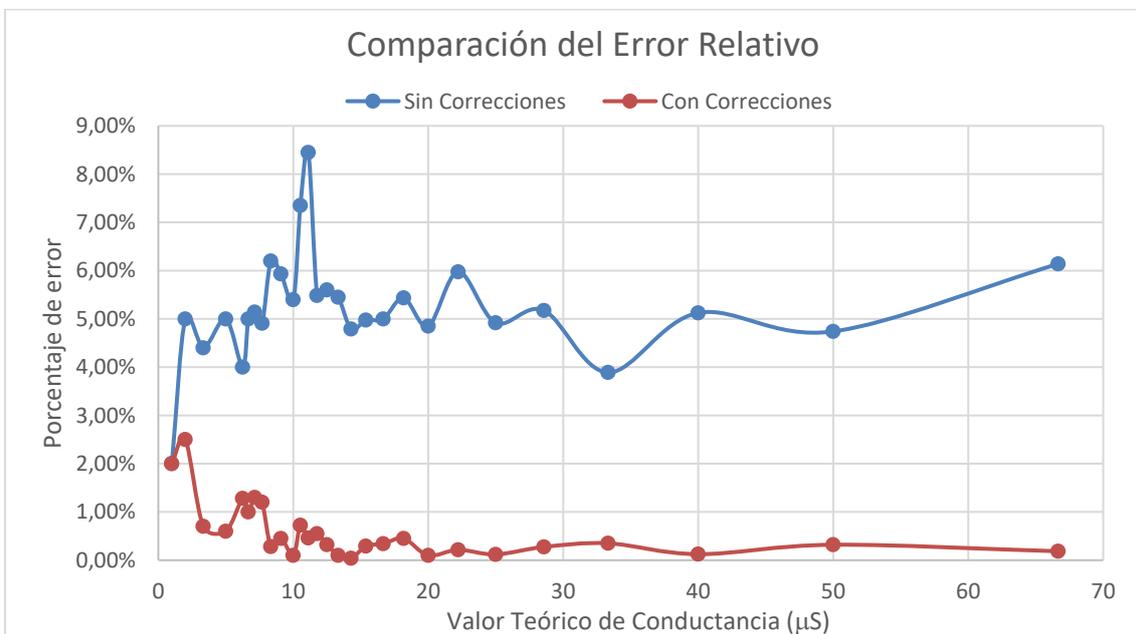


Ilustración 107 - Comparación entre el error relativo de la medición antes y después de la compensación lineal

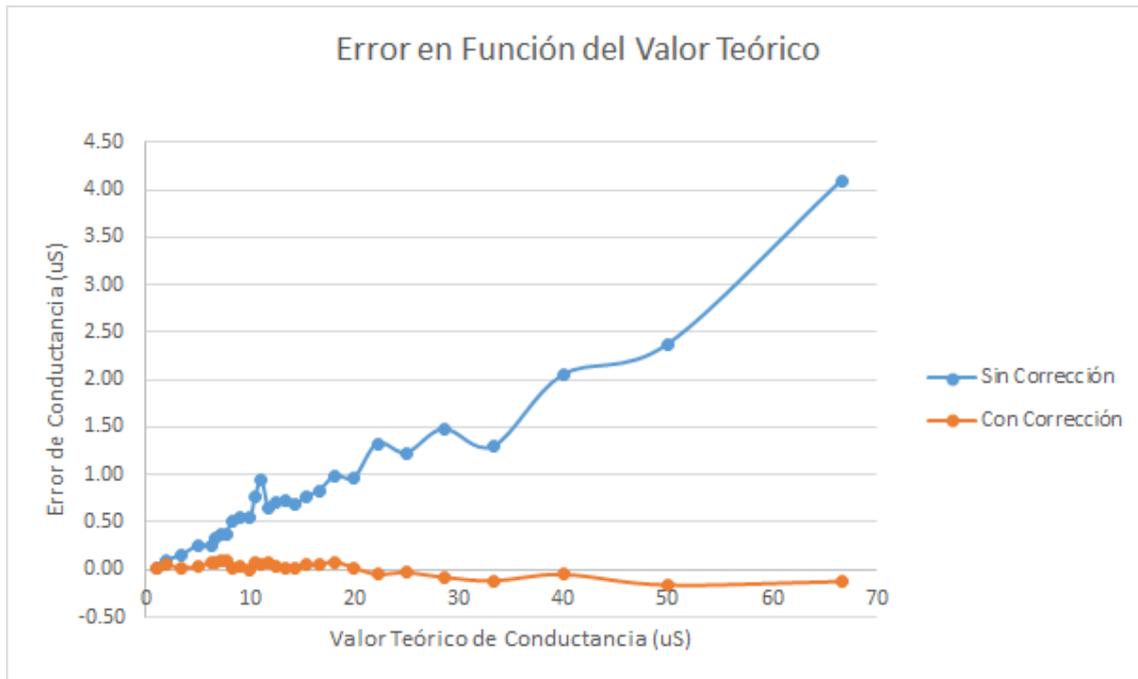


Ilustración 108 - Comparación entre la desviación del valor teórico de conductancia antes y después de la compensación lineal

4.3.4 Comparación con un equipo comercial

Para evaluar el funcionamiento final del módulo de actividad electrodermal, se realiza la comparación entre los valores medidos por el equipo comercial *Neurobit Optima 4* y el dispositivo desarrollado. Para ello, en primer lugar, se efectúa la medición de resistencias de valores conocidos y, luego, se utiliza la conductancia de la piel como parámetro de contrastación.

4.3.4.1 Comparación mediante valores patrones

La comparación entre ambos equipos es realizada mediante la utilización de 15 resistencias de valor conocido y la comparación del valor de conductancia teórico correspondiente a cada una de ellas con los valores otorgados por los equipos. Para cada una de las resistencias se realizan 10 mediciones para evaluar la precisión o repetitividad.

Las resistencias patrones utilizados están comprendidas en el rango de 15 k Ω a 1 M Ω , y los valores de las mismas son verificados mediante un óhmetro antes de comenzar la medición.

Dado que los valores típicos de respuesta electrodermal a un estímulo se encuentran entre 0.2 y 5 μ S por encima del nivel basal, se busca que la máxima diferencia entre mediciones repetidas para un mismo valor de resistencia, no supere los 0.2 μ S.

En la Ilustración 109, se grafica la diferencia máxima entre los valores medidos para una misma resistencia patrón, en función del valor teórico de conductancia. Puede observarse que el prototipo tiene mayor precisión con respecto equipo Neurobit Optima y que, además, esta dispersión no supera los $0.2 \mu\text{S}$.

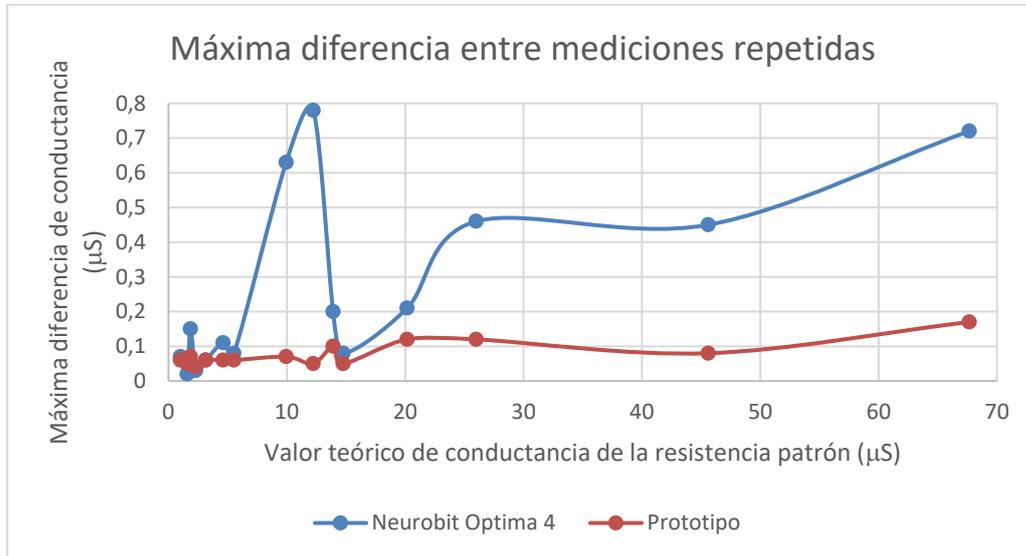


Ilustración 109 - Máxima diferencia entre todos los valores de conductancia medidos, para una misma resistencia patrón, en función del valor teórico de conductancia de esa resistencia.

En la Ilustración 110, se grafica el error promedio de los valores medidos con un mismo valor de resistencia patrón, en función del valor teórico de conductancia. Puede observarse que la exactitud de las mediciones realizadas con el prototipo disminuye al aumentar la conductancia.

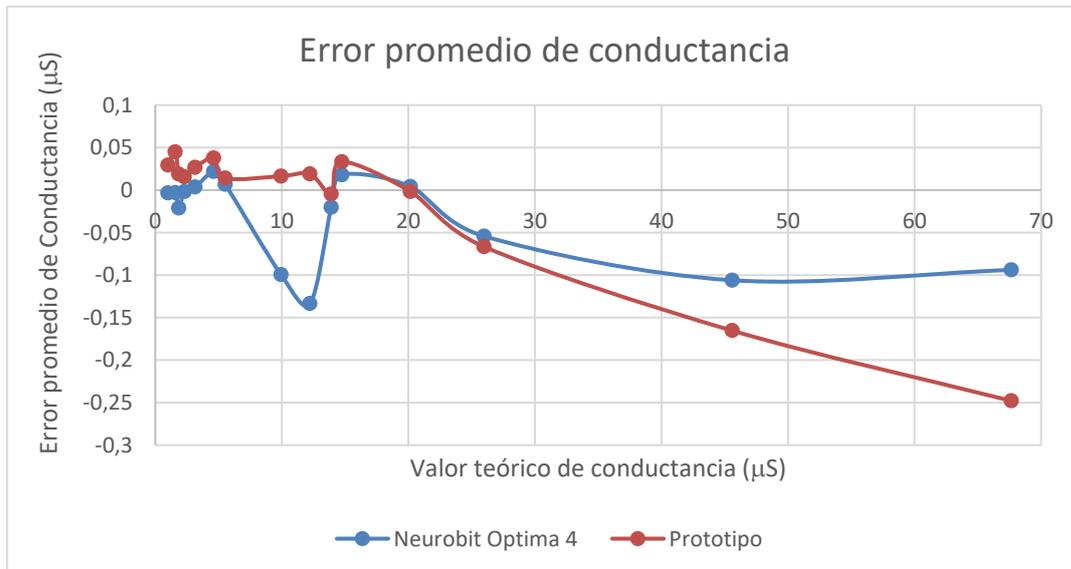


Ilustración 110 - Error relativo promedio de los valores de conductancia medidos, en función del valor teórico de conductancia.

4.3.4.2 Comparación de la medición de conductancia de piel

A diferencia del prototipo diseñado, el equipo Neurobit Optima 4 realiza la medición mediante dos electrodos activos que son comparados con un electrodo de referencia. Luego, los valores obtenidos son promediados entre sí para obtener el valor final de conductancia.

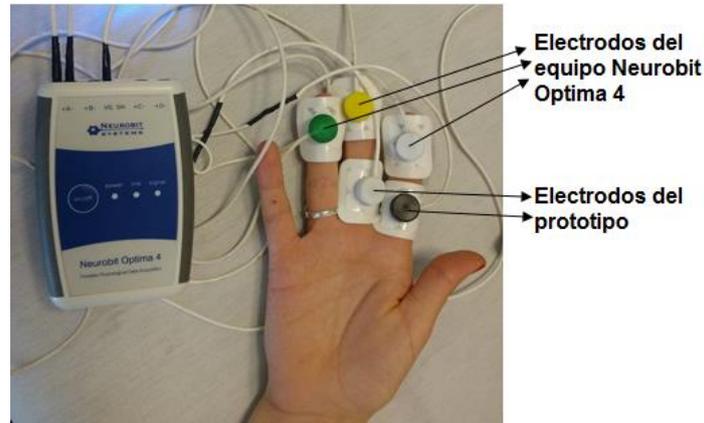


Ilustración 111 - Montaje de la medición de actividad electrodermal

Los electrodos descartables son colocados en la mano no dominante del paciente. Para la medición con el equipo Neurobit Optima se ubican los electrodos en las falanges distales y, para la medición con el prototipo, en las falanges proximales.

Se debe tener en cuenta que, al colocar los electrodos en sitios anatómicos con distinta concentración de glándulas sudoríparas, los valores medidos por cada equipo difieren entre sí. Por esta razón, se comparan los resultados obtenidos cualitativamente y no cuantitativamente.

En primer lugar, se realiza una medición individual con cada equipo y, posteriormente, una medición en simultáneo verificando que no existen interferencias entre los dispositivos. Las señales obtenidas son recibidas vía Bluetooth en dos computadoras diferentes y analizadas mediante el software BrainBay. El montaje utilizado puede observarse en la Ilustración 111, mientras que la Ilustración 112 muestra los diseños implementados para efectuar la medición.

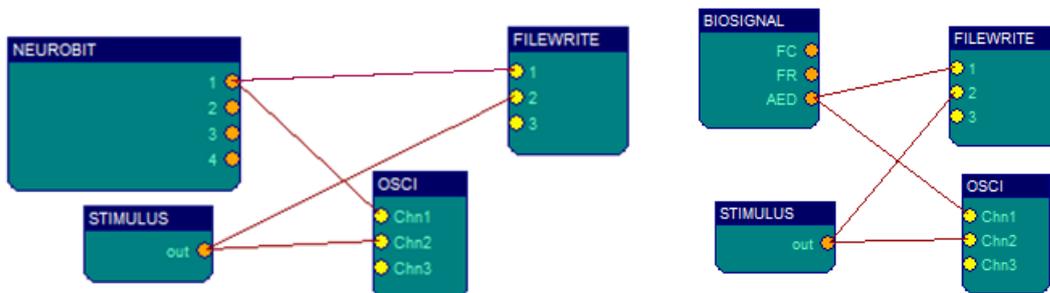


Ilustración 112 - Diseño utilizado para la medición con el equipo Neurobit Optima 4 (izq.) y con el prototipo Biosignal (der.)

Para realizar la evaluación del dispositivo, se efectúan mediciones sobre cuatro sujetos de prueba, de sexo femenino y edades comprendidas entre 20 y 50 años, aplicando en cada caso el mismo procedimiento. Durante los primeros minutos de medición se produce la estabilización del nivel de base electrodermal. Una vez estabilizado el nivel, se genera estímulo audiovisual sobre el sujeto de estudio y se evalúa la respuesta electrodermal. Finalmente, la medición se detiene al retornar al nivel basal de conductancia de la piel.

Los resultados obtenidos en las mediciones se pueden observar en los siguientes gráficos.

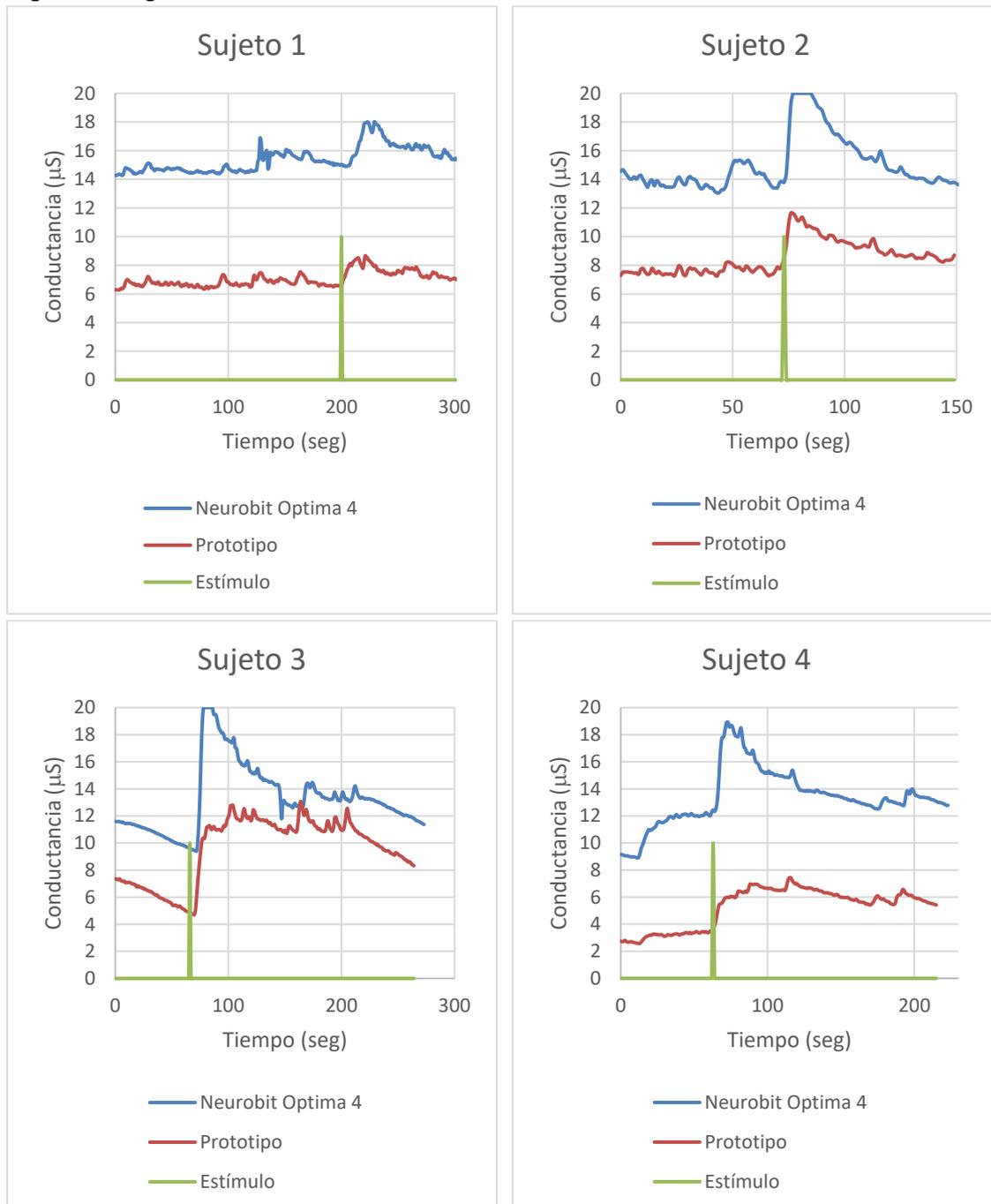


Ilustración 113 - Resultados obtenidos en las evaluaciones. La diferencia de amplitud entre las señales posiblemente se debe a que las mediciones se realizan en diferentes sitios anatómicos.

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

Puede observarse que la respuesta electrodermal se manifiesta por un incremento en la conductancia de la piel y que la misma es detectada por ambos equipos simultáneamente.

4.3.5 Evaluación de comodidad y confort

Finalmente, con el objetivo de evaluar la comodidad y confort del paciente durante la medición, se le realiza el siguiente cuestionario.

- ¿Hubo una correcta adherencia de los electrodos a su piel durante la prueba?
- ¿Sintió picazón o experimentó alguna reacción alérgica?
- ¿Sintió cosquilleo debido al paso de corriente?
- ¿El uso de los electrodos le generó incomodidad?
- ¿En qué grado el dispositivo limitó sus movimientos durante la evaluación?

Las respuestas obtenidas a estas preguntas se resumen a continuación:

- La adherencia de los electrodos fue calificada como buena, excepto por un sujeto que padece de sudoración excesiva en las manos, quien manifestó haber tenido problemas con la adherencia de los electrodos.
- Ningún sujeto experimentó picazón o reacción alérgica alguna.
- Ningún sujeto manifestó haber sentido cosquilleo debido al paso de corriente durante la medición.
- Ningún sujeto declaró haber sentido incomodidad al realizar la evaluación.
- El grado de limitación del movimiento fue calificado como bajo por la totalidad de los sujetos.

4.4 Evaluación del desempeño de la batería

Con el objetivo de determinar los componentes que poseen mayor influencia sobre el consumo total del equipo, se efectúa la medición de la corriente requerida por los principales elementos del circuito.

Componente	Consumo (mA)
Arduino Pro Mini	20
Bluetooth desconectado	25
Bluetooth conectado	8
Amplificadores operacionales	10
Módulo de medición de FC	31.4
Módulo de medición de FR	7.3
Led RGB Verde	2.2
Led RGB Azul	2.4

Tabla 8 - Principales componentes y sus consumos de corriente

Además, se realiza una caracterización de las cuatro posibles situaciones en las que puede encontrarse el equipo, una vez encendido.

Condición	Estado	Consumo (mA)
Mínimo Consumo	Bluetooth conectado Módulos desconectados	45.2
En Espera	Bluetooth desconectado Módulos desconectados	58.5
Funcionamiento completo	Bluetooth conectado Módulos conectados	83.5
Máximo Consumo	Bluetooth desconectado Módulos conectados	98

Tabla 9 - Situaciones en las que puede encontrarse el equipo

Luego, para realizar la evolución del desempeño de la batería se efectúan mediciones de la tensión entregada por la batería, cada una hora, con el dispositivo en condición de funcionamiento completo, dado que es la utilizada con mayor frecuencia.

Los valores obtenidos son representados en la Ilustración 114.

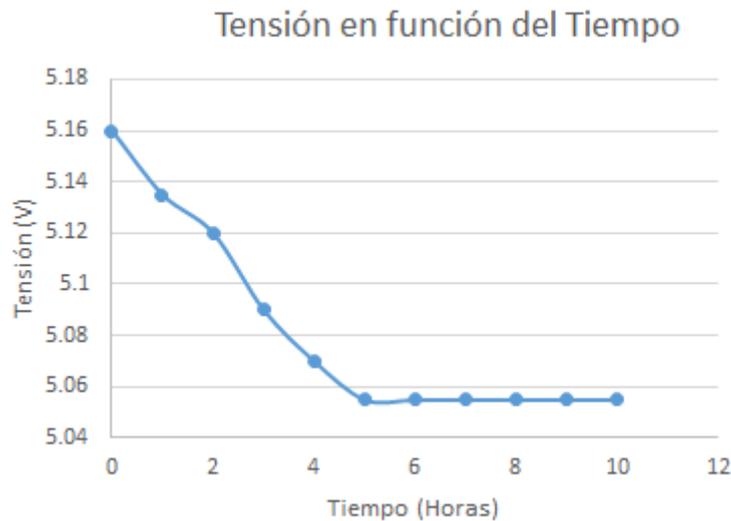


Ilustración 114 - Variación en el voltaje entregado por el powerbank en función del tiempo

Se verifica que la batería presenta una pequeña variación en el voltaje entregado, de 0.10 V aproximadamente, y que su autonomía mínima en funcionamiento completo es aproximadamente diez horas. Sin embargo, tanto el voltaje entregado por la batería así como su autonomía dependen del modelo de powerbank utilizado.

Capítulo 5: Estructura de Costos

En este capítulo se analizan los costos totales de diseño y desarrollo del prototipo, considerando tanto los costos materiales como las horas de trabajo requeridas.

5.1 Costo de materiales

En la tabla siguiente, se detallan las cantidades y el precio de los componentes físicos utilizados en el desarrollo del prototipo, con precios actualizados al mes de Marzo de 2017.

Elemento	Cantidad	Costo Unitario (\$)	Costo Total (\$)
Amplificador LM358	2	5	10
Arduino Pro Mini 5V	1	85	85
Banda torácica	1	30	30
Bluetooth HC-05	1	180	180
Capacitor cerámico	5	0.8	4
Capacitor electrolítico	2	0.77	1.54
Carcasa: Impresión 3D	1	200	200
Conector de electrodos Snap	2	70	140
Conector Jack estéreo 3.5mm	3	5.68	17.04
Conector Mini-USB hembra	1	24.34	24.34
Conector Mini-USB macho	1	28	28
Conector Plug estéreo 3.5mm	3	4	12
Conector USB macho	1	20	20
Diodo zener 1N4742	3	2.96	8.88
Fotorresistencia LDR 10mm	1	28.63	28.63
Imán de ferrita 22x3 mm	2	3	6
Led RGB	1	15	15
Led verde de alta intensidad	2	7	14
Placa de circuito impreso	1	79	79
Potenciómetro 250 kΩ	1	55	55
Powerbank 18650	1	150	150
Pulsador	1	5	5
Pulsera de frecuencia cardíaca	1	150	150
Resistencias	22	0.36	7.92
Sensor Hall UGN 3503	1	40.78	40.78
Switch 2 estados	1	6.21	6.21
Switch 3 estados	1	10.24	10.24
Costo Total:			\$ 1328.58

Tabla 10 - Costos materiales del dispositivo desarrollado

Cabe destacar que el dispositivo requiere el uso de electrodos descartables para la medición de la actividad electrodermal; sin embargo, al tratarse de un recurso consumible, no forman parte del equipo en sí y no se considera su precio dentro del costo de producción.

5.2 Costo de Investigación y Desarrollo

Para dimensionar el costo en investigación y desarrollo del prototipo se analizan las tareas realizadas y el tiempo utilizado para llevar a cabo cada una de ellas. Dichas tareas pueden observarse en la siguiente tabla.

Tarea	Tiempo (horas)
Estudio de fundamentos fisiológicos	50
Establecimiento de requisitos de diseño	5
Diseño y desarrollo del hardware	30
Programación del módulo Arduino	20
Programación del Software	25
Diseño de la carcasa del equipo	8
Evaluación del funcionamiento del dispositivo	30
Tiempo total:	158 horas

Tabla 11 - Tiempo empleado en investigación y desarrollo del dispositivo

Con respecto al costo de investigación y desarrollo, se estima el mismo a partir de las tarifas determinadas por el Colegio de Ingenieros Especialistas de Córdoba. El mismo establece un sueldo mínimo, para un ingeniero recién recibido y sin experiencia, de \$19600 por mes de trabajo.

Considerando una semana laboral de 44 horas, se determina que el precio por hora de trabajo es de \$111.36, resultando un costo de investigación y desarrollo de \$17595.45.

Capítulo 6: Procedimientos y pautas a considerar durante la medición

Este capítulo tiene por objetivo detallar los procedimientos a seguir durante la utilización del dispositivo, así como también las recomendaciones durante la medición y cuidados del equipo.

6.1 Procedimiento de medición

Antes de comenzar la medición, se debe conectar la batería externa al equipo, sin encender el mismo, colocar los sensores y ajustar el equipo al brazo del paciente.



Ilustración 115 - Conectores e indicadores del equipo

Una vez ubicadas las distintas partes del dispositivo, se deben enchufar los conectores a las entradas de señal del equipo. Cada entrada de señal posee un color que se corresponde con el conector del sensor y se encuentra identificada con las siguientes referencias:

Señal	Referencia	Color
Frecuencia Respiratoria	FR	Verde
Frecuencia Cardíaca	FC	Negro
Actividad Electrodermal	AED	Blanco

Tabla 12 - Referencias de conexión



Ilustración 116 - Entradas de señal

Luego de conectar los sensores, el equipo se enciende mediante el switch *ON/OFF* y se indica mediante una luz verde que se encuentra encendido.

Para realizar la conexión del dispositivo a la PC, se debe emparejar el Bluetooth de la misma con el dispositivo *Biosignals*, mediante la clave 1234. Una vez producida la conexión, se puede obtener el número de puerto COM a partir de *Configuraciones del Bluetooth*. Este número es utilizado en el elemento *bio-signal Acquisition* del software BrainBay para recibir los datos.

Este procedimiento de emparejamiento sólo debe realizarse la primera vez que se utiliza el dispositivo; luego basta con colocar el número de puerto en el cuadro de dialogo del elemento *Biosignal* y pulsar el botón *Connect/Disconnect* para producir la conexión.

Establecida la conexión dispositivo-computadora, el led del equipo cambia a color azul y se mantiene en este estado hasta que la comunicación Bluetooth se interrumpa. A partir de este punto, el equipo comienza a medir las señales y enviar los datos.

Los datos recibidos por el software así como los datos que han sido procesados pueden observarse en el cuadro de diálogo del elemento *Biosignal*. En caso que el número de muestras recibidas no coincida con el número de muestras procesadas, se debe presionar el botón *RST* (reset) del equipo hasta que dichos valores se sincronicen. Esta desincronización se produce cuando el equipo comienza a enviar muestras sin que la sesión se haya iniciado, quedando estas muestras en cola para ser procesadas al iniciar la sesión.

Una vez finalizada la sesión, se debe desconectar el equipo mediante el botón *Connect/Disconnect* del cuadro de diálogo del elemento *Biosignal*. Este cambio de estado es indicado por el led, que cambia de color azul a verde.

6.2 Consideraciones en la medición de Frecuencia Cardíaca

Al momento de colocar el sensor de frecuencia cardíaca, se deben tener en cuenta los siguientes factores que pueden influir en la medición:

- Colocación del sensor. El sensor debe ser colocado en el antebrazo del paciente, por encima de la articulación de la muñeca, lo más cercano posible a la piel sin cortar la circulación, evitando el ingreso de luz ambiente al sensor.
Evitar colocar el sensor en áreas con hiperpigmentación, intensa vello­sidad o tatuajes, ya que al absorber la luz pueden dificultar la medición.
- Movimiento en el sitio de medición. Cuando hay movimiento en el sitio de medición, el pulsómetro puede entregar falsas lecturas, al añadir pulsati­lidad a componentes no pulsátiles.

Los movimientos que mayor influencia poseen en la medición son el movimiento de los dedos y de la muñeca, ya que sus tendones se encuentran por debajo del sitio de medición.

- Flujo sanguíneo. En condiciones de baja temperatura, diabetes, bradicardia, bajo gasto cardiaco, entre otras, puede verse afectada la circulación periférica, dificultando la medición.

A modo de verificación, al iniciar la sesión, se debe corroborar visualmente que la señal de frecuencia cardíaca se encuentre libre de artefactos por movimiento. La diferencia entre una señal limpia y una señal con artefactos, se puede observar en la Ilustración 117.

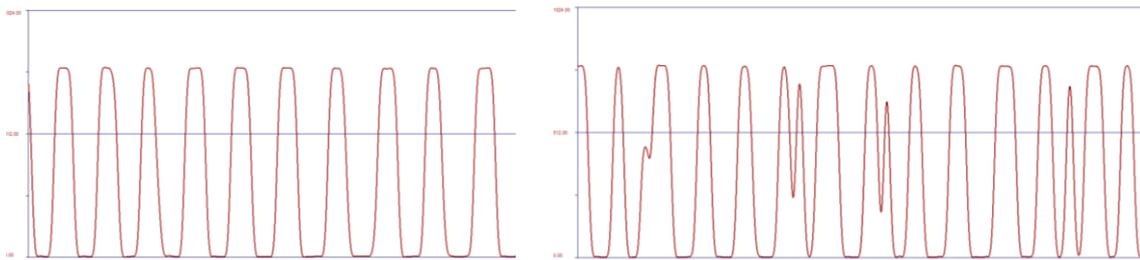


Ilustración 117 - Diferencia entre la señal cardíaca limpia (izq.) y con artefactos de movimiento (der.)

6.3 Consideraciones en la medición de Frecuencia Respiratoria

Al iniciar la medición de la señal respiratoria, se debe realizar una calibración manual del equipo.

En primer lugar, se debe calibrar la línea de base, mediante la perilla identificada como *BASE*. Este ajuste es necesario puesto que, el nivel de base de la señal varía con la contextura física del paciente, la posición de la banda y con el ejercicio respiratorio que se realice. Si el mismo se encuentra demasiado elevado o disminuido, se pierde información de la señal. En la Ilustración 118 se pueden observar distintos ajustes de la línea de base, mientras que en la Ilustración 119 ajustes incorrectos que ocasionan distorsión en la señal.

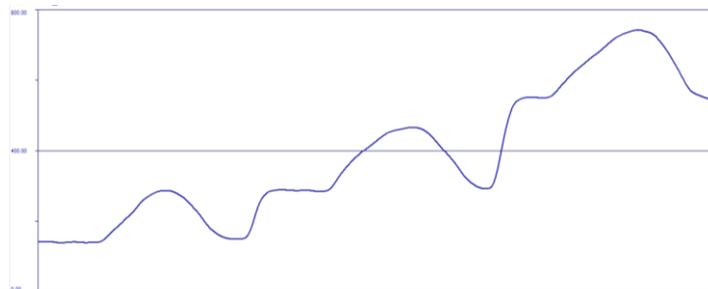


Ilustración 118 – Ajuste de la línea de base en distintas posiciones

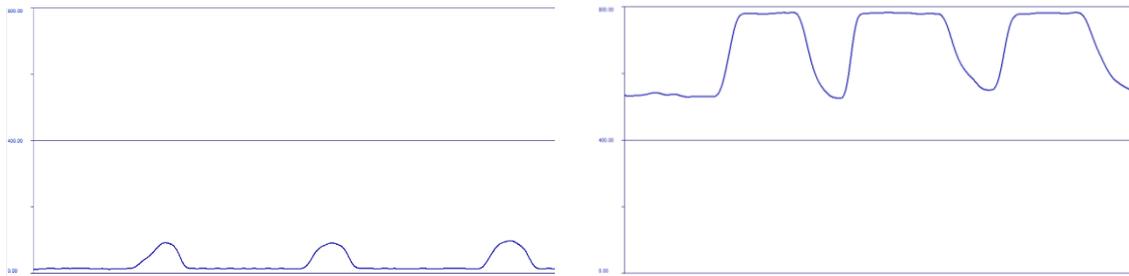


Ilustración 119 – Ajustes incorrectos de la línea de base

Además, el equipo permite modificar la amplificación de la señal mediante un switch de tres posiciones, identificadas como *x1*, *x4* y *x2*, correspondientes a la señal sin amplificar, la señal amplificada cuatro veces y la señal amplificada dos veces, respectivamente. El grado de amplificación depende de la contextura física del paciente, el volumen inspirado y espirado, y del ejercicio respiratorio que se realice.

6.4 Consideraciones en la medición de Actividad Electrodermal

Con respecto al módulo de actividad electrodermal, los únicos factores a tener en cuenta se refieren al uso de los electrodos. En caso de piel grasa, se deben lavar bien las manos y verificar la correcta adherencia de los mismos.

Además, se debe tener en cuenta que la posición anatómica donde se colocan los electrodos, así como también el uso de electrodos de distintos fabricantes, pueden ocasionar que los niveles de conductancia medidos por el equipo varíen en un mismo sujeto.

Capítulo 7: Aplicaciones del dispositivo

Para finalizar este proyecto, en el presente capítulo se mencionan los protocolos de biofeedback más utilizados que implican la medición de las señales de ritmo cardíaco, el ritmo respiratorio y la actividad electrodermal.

Estas técnicas pueden ser efectivas, siempre que el paciente se adhiera al régimen de entrenamiento. Debido a ello, a menudo se combinan con juegos o estímulos audiovisuales para promover la práctica regular.

7.1 Coherencia entre respiración y frecuencia cardíaca

Es considerada una técnica de autorregulación externa. La persona implicada recibe información a través de un dispositivo que monitoriza continuamente su frecuencia cardíaca y su frecuencia respiratoria.

La importancia de estos parámetros radica en la existencia de una frecuencia en la que la respiración es armónica con el ritmo cardíaco y la presión arterial, de forma que el intercambio de gases es idóneo y se alcanza una amplitud máxima de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, disminuyendo los niveles de ansiedad.

Este protocolo de tratamiento se utiliza principalmente en Trastornos de Ansiedad y Trastornos Psicósomáticos. El objetivo del mismo es guiar a la persona hacia una respiración de 6-8 ciclos por minuto. La coherencia entre el ritmo cardíaco y respiratorio suele alcanzarse luego de 3 minutos de respiración abdominal, lenta y profunda.

El protocolo puede ser implementado de diferentes maneras. Una de ellas, consiste en generar una señal periódica que guíe la respiración del paciente. Otra técnica se basa en conseguir el sincronismo entre la señal respiratoria y la variabilidad del ritmo cardíaco, para lo cual es necesario que el paciente pueda visualizar estas dos señales. En este caso, el objetivo que debe cumplir consiste en mantener el estado psicofisiológico en el que las señales se sincronizan.

Además, se pueden añadir estímulos auditivos durante la sesión. Para ello, se determina la tasa respiratoria y se la utiliza como parámetro de modificación de audio. Si la respiración se encuentra por debajo del ritmo deseado, la pista de audio se reproduce; mientras que, si se excede este valor, la pista de audio se detiene o disminuye su volumen.

A continuación se muestran dos diseños en los cuales se utilizan las señales cardíaca y respiratoria.

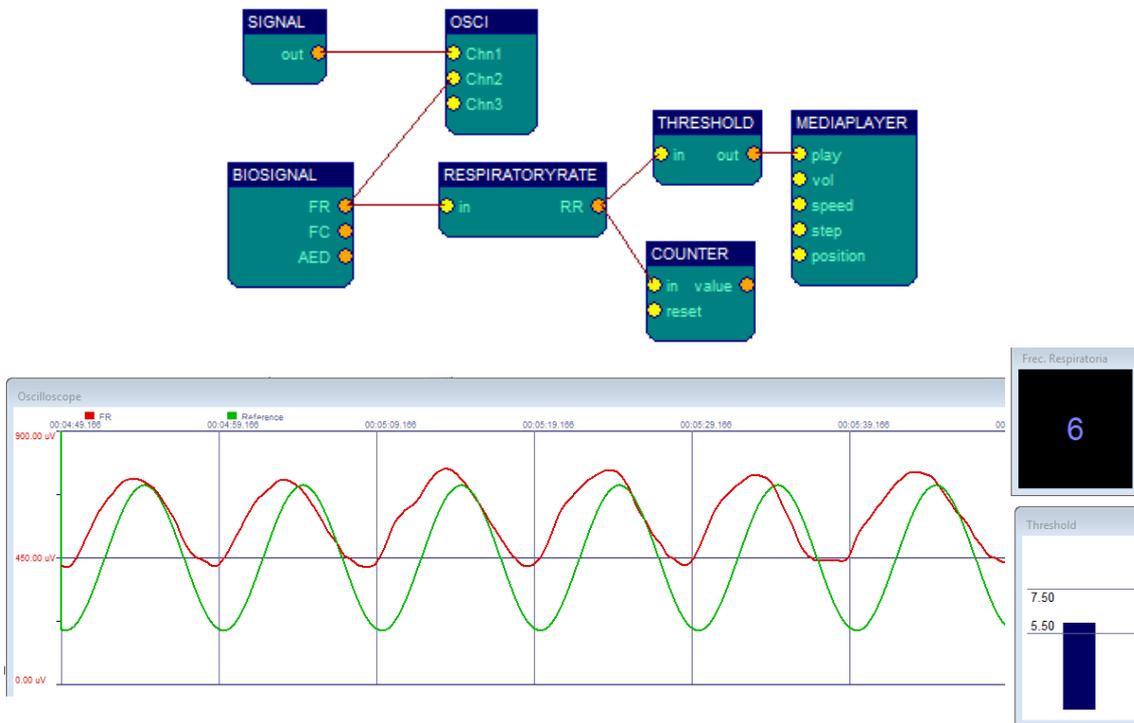


Ilustración 120 - Diseño implementado para biofeedback de la respiración

En el diseño de la Ilustración 120, mediante el bloque *Signal*, se genera una señal de referencia de 0.1 Hz (6 resp/min) que sirve de guía a la respiración individuo. Ambas señales, referencia y respiración del paciente, son visualizadas en el osciloscopio. El elemento *Respiratory Rate* calcula la frecuencia respiratoria, la muestra en un *Display* y, mediante el bloque *Threshold*, activa o desactiva una pista de audio, según la señal se encuentre dentro de los valores límites establecidos o no.

Un segundo diseño puede observarse en la Ilustración 121, el cual se implementa con el objetivo de visualizar la coherencia cardíaca. El bloque *Heart Rate* calcula la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) que, junto con la señal respiratoria, son visualizadas en el osciloscopio. En el mismo se puede observar el sincronismo entre ambas señales.

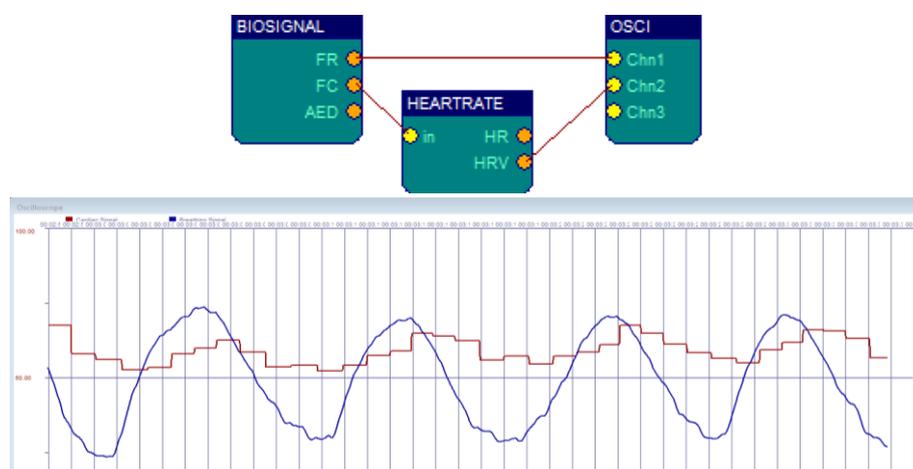


Ilustración 121 - Diseño implementado para biofeedback de coherencia cardíaca

7.2 Conductancia de la piel

El protocolo está basado en el registro de la actividad electrodermal. Específicamente, los cambios en la humectación de la piel pueden ser un buen indicador de las respuestas autonómicas al estrés y del grado de excitación del individuo. Es utilizado en el tratamiento de la Ansiedad en general, Trastorno de Pánico y Trastorno Sensitivo, principalmente con el objetivo de trabajar la resiliencia del individuo, es decir la capacidad de soportar, hacer frente o recuperarse de un estado de ansiedad o situación de estrés.

A menudo, el seguimiento de la actividad electrodermal se combina con el registro de la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria y la presión arterial, ya que todas ellas son variables autonómicamente dependientes.

En esta evaluación se somete al individuo a un estímulo externo, que genera en el mismo una situación de angustia, manifestada por el incremento de la frecuencia cardíaca y de la conductividad de la piel. Ambas respuestas se observan en el siguiente diseño.

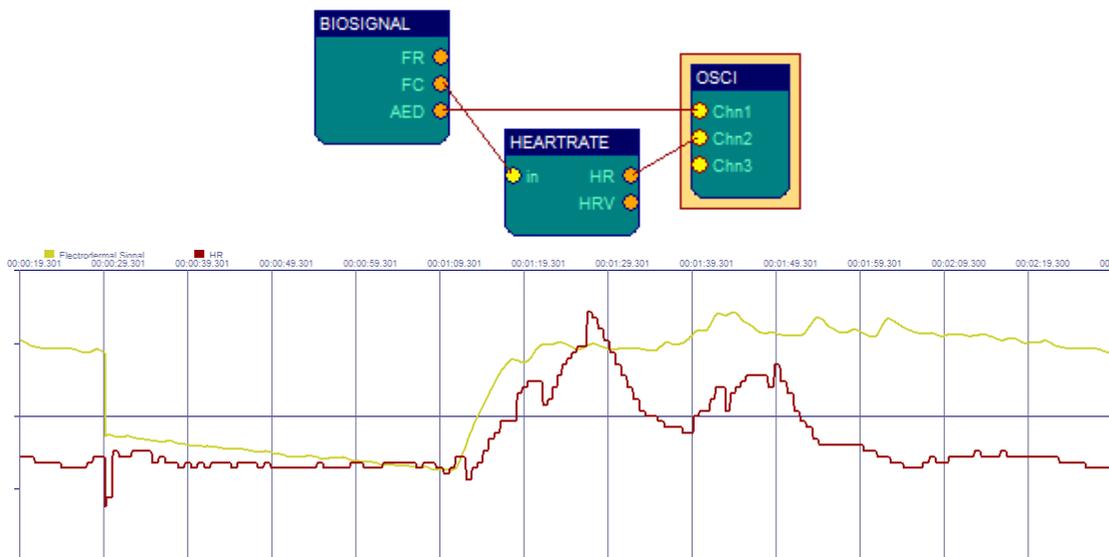


Ilustración 122 - Diseño implementado para biofeedback de la actividad electrodermal.

Conclusiones

Al finalizar el presente proyecto, se puede concluir que los objetivos establecidos inicialmente fueron alcanzados satisfactoriamente en su totalidad, logrando realizar un dispositivo de pequeño tamaño, cómodo de utilizar, portátil y con una autonomía mayor al requerimiento mínimo.

Particularmente, el módulo de frecuencia cardíaca presenta una alta sensibilidad a los movimientos del paciente, siendo éste uno de los principales aspectos a mejorar a futuro. A su vez, es deseable el diseño de una estructura reproducible para la etapa de medición.

Con respecto al módulo de frecuencia respiratoria, se puede decir que presenta alto nivel de usabilidad y es cómodo de utilizar. La señal visualizada en pantalla se muestra con un desfase temporal mínimo, casi imperceptible, pudiendo ser controlada fácilmente a voluntad del paciente. A modo de mejora, se propone programar por software el control del nivel de base y de la ganancia del módulo, facilitando el uso del dispositivo al profesional.

En tercer lugar, se logra reducir en gran medida el módulo de actividad electrodermal sin una pérdida significativa en la calidad de la señal obtenida, manteniendo la exactitud y la precisión dentro del rango establecido. Además, se verifica que la variación en la conductancia de la piel, en respuesta a un estímulo, se visualiza fácilmente en pantalla.

Finalmente, se alcanzó el objetivo de implementar una interfaz en un software libre, mediante la programación de elementos de adquisición y cálculo de frecuencias en el software BrainBay. Este software le otorga al profesional una amplia gama de herramientas, permitiéndole diseñar sus propios protocolos de tratamiento y, al mismo tiempo, permite plantear la posibilidad de desarrollar y programar nuevos módulos a futuro.

Mejoras a Futuro

La conclusión del proyecto y el cumplimiento de todos los objetivos no implican que el dispositivo realizado no pueda ser mejorado a futuro. Las posibles mejoras comprenden tanto al diseño del equipo como la programación de la interfaz gráfica, y se presentan a continuación:

- Diseñar y desarrollar un sensor de frecuencia cardíaca para niños, en forma de dedal o de una pulsera más pequeña.
- Mejorar la respuesta del sensor de frecuencia cardíaca frente al movimiento, para extender su uso a otros tipos de monitoreo en los que el usuario puede realizar movimientos, por ejemplo, en biofeedback mediante realidad virtual.
- Diseñar una estructura reproducible para la etapa de medición de la frecuencia cardíaca, evitando utilizar materiales de goma que ocasionan sudoración.
- Implementar un medio de fijación auxiliar, como una banda elástica o un cierre de velcro, para evitar el desprendimiento de los electrodos.
- Lograr que el control de ganancia del módulo respiratorio y el ajuste de la línea de base sean realizados por software, facilitando su uso.
- Agregar al elemento *Biosignal* del software BrainBay una etapa de verificación de conexión/desconexión de los electrodos utilizados para la medición de actividad electrodermal.
- Modificar el diseño del circuito impreso con el objetivo de disminuir el ruido en las señales. Evitar que las pistas de señal se encuentren adyacentes y paralelas, para disminuir el acoplamiento entre las señales; y realizar la equipotencialización de las masas de los integrados, evitando caída de tensión en el conductor de masa.
- Programar el módulo Arduino para que se mantenga en modo *bajo consumo* mientras está encendido y sin enviar datos, incrementando la duración de la batería.
- Integrar la batería externa al dispositivo, permitiendo realizar el cálculo del nivel de batería y dar un aviso en caso de que se requiera hacer la recarga, evitando que el dispositivo se apague en el transcurso de una sesión.

Bibliografía y Referencias

- Arévalo, A., Toloza, D., “Proyecto de Investigación y Desarrollo: Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil – Módulo de Frecuencia Respiratoria”. URL disponible en: www.dalcame.com/wdescarga/frecuencia%20respiratoria.pdf (último acceso: 04/01/2017)
- Asociación Americana de Psiquiatría, “Manual Diagnóstico y Estadístico de los trastornos mentales” (DSM-5), 5° Ed. Arlington (2014), Editorial Médica Panamericana. URL disponible en: www.biblio-psi.org/docs/guia/DSM%20V.pdf (último acceso: 20/03/2017)
- Boucsein, W. *et. al.*, “Committee Report: Publication recommendations for electrodermal measurements” (2012), *Psychophysiology*, 49, Wiley Periodicals, Inc. URL disponible en: download.xuebalib.com/xuebalib.com.7601.pdf (último acceso: 09/01/2017)
- Carrobles, J.A., “Bio/neurofeedback” (2016), revista “Clínica y Salud”, vol. 27, núm. 3. URL disponible en: clysa.elsevier.es/es/bio-neurofeedback/articulo/S1130527416300408/#.WJNje_nhDIU (último acceso: 20/12/2016)
- Chancusi, A., “Módulo Didáctico de un medidor de la frecuencia cardíaca mediante fotopletismografía, para el laboratorio de Instrumentación Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE”. URL disponible en: repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/9326/1/AC-ESPEL-ENI-0339.pdf (último acceso: 07/01/2017)
- Clara, F., Blanco, G., *et. al.*, “Estimación de la velocidad de propagación aórtica basada en el análisis de la onda de pulso radial” (2011), *Revista Medicina Buenos Aires*, vol. 71, núm. 3. URL disponible en: www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0025-76802011000500006 (último acceso: 30/12/2016)
- Clara, F., Blanco, G., *et. al.*, “Identificación de hipertensos recientes mediante análisis de onda de pulso radial” (2010), *Revista de la Federación Argentina de Cardiología*, vol. 39, núm. 3. URL disponible en: http://www.fac.org.ar/1/revista/10v39n3/art_orig/arorig04/clara.php (último acceso: 01/02/2017)
- Col·legi Oficial d'Infermeres i Infermers de Barcelona, “Sistema Respiratorio”. URL disponible en: www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430 (último acceso: 30/12/2016)
- Colegio de Ingenieros Especialistas de Córdoba. URL disponible en: www.ciec.com.ar (último acceso: 11/03/2017)
- Conde Pastor, Menéndez Balaña, “Revisión sobre las técnicas de biofeedback y sus aplicaciones” (2002), revista “Acción Psicológica”, vol. 1, núm. 2. URL disponible en: revistas.uned.es/index.php/accionpsicologica/article/view/550/487 (último acceso: 17/12/2016)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

- Cox, R., “Psicología del deporte”, Editorial Médica Panamericana, 6° edición (2009).
- DALCAME Grupo de Investigación Biomédica, “Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales: unidad modular de frecuencia respiratoria”. URL disponible en: www.dalcame.com/wdescarga/frecuencia.pdf (último acceso: 07/01/2017)
- Del Águila, R., “Instrumentación Biomédica: Electrodo para medir biopotenciales” (2015).
- Duque, L., Vanegas, H., “Semiología médica integral”, 1° edición (2006), editorial Universidad de Antioquía.
- Faucher, C., “Prototipo de programa de realidad aumentada para rehabilitación cardiovascular” (2016).
- Figner, B., Murphy, R., “Using skin conductance in judgment and decision making research”. In M. Schulte-Mecklenbeck, A. Kuehberger, & R. Ranyard (Eds.), “A handbook of process tracing methods for decision research”, New York: Psychology Pres. URL disponible en: www.researchgate.net/publication/228888313_Using_skin_conductance_in_judgment_and_decision_making_research (último acceso: 04/01/2017)
- García G., M. A., “Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales” (1998), Universidad Politécnica de Cataluña. URL disponible en: www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6345/02_garciaGonzalez_capitol1.pdf?sequence=2 (último acceso: 05/03/2017)
- García, P.P., “Respiración abdominal y respiración torácica: relajación y estrés” (2009). URL disponible en: www.akapsico.com/respiracion-abdominal-toracica-relajacion-estres-ansiedad-autoayuda-panico-angustia-agorafobia-psicoterapia-salud/ (último acceso: 07/01/2017)
- Gazitúa, R. *et. al.*, “Manual de Semiología” (2007). URL disponible en: publicacionesmedicina.uc.cl/ManualSemiologia/180PulsoArterial.htm (último acceso: 30/12/2016)
- Guillén García, Bara Filho, “Psicología del entrenador deportivo” (2007), Wanceulen Editorial Deportiva.
- Huaraz Loyola, F.L., “Capítulo 7: Tejido Nervioso”, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. URL disponible en: medicina.unmsm.edu.pe/images/investigacion/publicaciones/libros/histologia/Capitulo7.pdf (último acceso: 20/12/2016)
- iWorx Physiology Lab Experiment, “Galvanic Skin Response (GSR) and Investigation into ‘Cheating’” (2013). URL disponible en: www.rsu.edu/wp-content/uploads/2015/06/TheGalvanicSkinResponseGSRInvestigation-Cheating.pdf (último acceso: 09/01/2017)
- Juri, G. *et. al.*, “Módulo V: Sistema Respiratorio” (2010), Cátedra de Física Biomédica, Facultad de Ciencias Médicas, Universidad Nacional de Córdoba.

- Larraín, M., “Diseño e Implementación de Prototipo de Medición de Actividad Electrodermal” (2016).
- Leiner *et. al.*, “EDA Positive Change: A Simple Algorithm for Electrodermal Activity to Measure General Audience Arousal During Media Exposure” (2012). URL disponible en: www.researchgate.net/publication/233883743_EDA_Positive_Change_A_Simple_Algorithm_for_Electrodermal_Activity_to_Measure_General_Audience_Arousal_During_Media_Exposure (último acceso: 09/01/2017)
- Malmivuo, J., Plonsey, R., “Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields” (1995), Cap. 27: The Electrodermal Response, Oxford University. URL disponible en: www.bem.fi/book/ (último acceso: 08/01/2017)
- Méndez, F., Oltvares, J., Qutles, M.J., “Capítulo primero: Técnicas de relajación y respiración”, Análisis y Modificación de la Conducta, Facultad de Psicología, Universidad de Buenos Aires. URL disponible en: [www.bibliopsi.org/docs/materias/electivas/ECFP/Analisis-y-modificacion-de-la-conducta-Dahab/Tecnicas%20de%20relajacion%20y%20respiracion%20\(Carrillo,%20Rodriguez\).pdf](http://www.bibliopsi.org/docs/materias/electivas/ECFP/Analisis-y-modificacion-de-la-conducta-Dahab/Tecnicas%20de%20relajacion%20y%20respiracion%20(Carrillo,%20Rodriguez).pdf) (último acceso: 20/02/2017)
- Merino Pérez, Noriega Borge, “Fisiología general” (2011), bloque II, tema 11: “La Piel: estructuras y funciones”, OpenCourseWare, Universidad de Cantabria. URL disponible en: ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2011-Bloque%20II-La%20Piel.%20Estructura%20y%20Funciones.pdf (último acceso: 04/01/2017)
- Ming-Zher Poh, “Continuous Assessment of Epileptic Seizures with Wrist-worn Biosensors” (2011).
- Pérez-Sala, S., “¿Por qué aparecen los síntomas de la ansiedad?”. URL disponible en: psicologiaybiofeedback.blogspot.com.ar/2015/02/por-que-aparecen-los-sintomas-fisicos.html (último acceso: 21/12/2016)
- Portal de la Industria Farmacéutica Pharmacosmetic. “Glándulas sudoríparas: ecrinas y apocrinas”, URL disponible en: www.pharmacosmetic.es/Glandulas%20sudoripadas.html (último acceso: 04/01/2017)
- Sánchez, A. *et. al.*, “Polisomnografía, poligrafía, oximetría. Requisitos e interpretación de los resultados”. URL disponible en: www.neumosur.net/files/EB04-14%20estudios%20sueno.pdf (último acceso: 07/01/2017)
- Sears, Zemansky, “Física universitaria, con física moderna, volumen 2”, 12° edición (2009), editorial Addison-Wesley.
- Stern, R. *et. al.*, “Psychophysiological Recording”, 2° edition (2001), Oxford University Press.
- The Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB). URL disponible en: www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3463 (último acceso: 17/12/2016)

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

- Tilman Ruegheimer, J.R., “LED-based sensors for wearable fitness tracking products” (2014), EDN network. URL disponible en: www.edn.com/Home/PrintView?contentItemId=4437996;**Error! Referencia de hipervínculo no válida.** (último acceso: 09/01/2017)
- Vizcaino, D., “Demandas fisiológicas en actividades fitness y determinación de las intensidades” (2013). URL disponible en: lleida.inefc.es/grau_cafe/fitxers_cafe/TFG-Demandas_fisiologicas_af.pdf (último acceso: 07/01/2017)
- Westland, J.C., “Electrodermal Response in Gaming” (2011), Journal of Computer Networks and Communications, Vol. 2011, Art. ID 610645. URL disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/jcnc/2011/610645/> (último acceso: 12/02/2017)
- “Signos Vitales – Semiología”. URL disponible en: kwaas.org/healthstudio/pluginfile.php/201/mod_glossary/attachment/24/Signos%20Vitales%20-%20Semiolog%C3%ADa.pdf (último acceso: 30/12/2016)

Hojas de Datos:

- Datasheet: 3503 Ratiometric, Linear Hall-Effect Sensors, Allegro MicroSystems Inc. URL disponible en: www.bristolwatch.com/hall_effect/ugn3503.pdf (último acceso: 27/02/2017)
- Datasheet: Light Dependent Resistor – LDR (3190), Sunrom Technologies. URL disponible en: igem.org/wiki/images/1/1a/File-T--Technion_Israel-Hardwarespecslldr.pdf (último acceso: 08/02/2017)
- Datasheet: LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers, Texas Instruments. URL disponible en: www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2904-n.pdf (último acceso: 27/02/2017)
- Datasheet: T-1 (3mm) SOLID STATE LAMPS, Kingbright. URL disponible en: www.rapidonline.com/pdf/56-0740e.pdf (último acceso: 08/02/2017)

Anexos

Anexo N° 2: Código de programación del módulo Arduino

/* PROGRAMA PARA MONITOREO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS: Frecuencia Cardíaca, Amplitud Respiratoria y Actividad Electrodermal. */

```
int Promedio(int ARRAY[], int cont_func, int valor, int vueltas);

// Declaración de variables:
const int PinFR=A0, PinAED=A1, // Pines de entrada para la señal respiratoria, señal
    PinFC=A2, PinREF=A3; // electrodermal, señal cardíaca y voltaje de referencia.
const int PinRED=9, PinBlue=8, // Leds indicadores: verde para encendido del equipo, azul
    PinGreen=7; // para conexión del Bluetooth con la PC, rojo sin utilizar.
const int PinState = 3; // Pin que recibe la señal del Bluetooth indicando la conexión.

int FC=0, FR=0, AED=0, // Señal Cardíaca, Respiratoria, Actividad Electrodermal,
    REF=0; // Voltaje de Referencia,
float GSR=0; // y Conductancia de la Piel.

const int FC_L=5, FR_L=20, GSR_L=70, REF_L=70, AED_L=40; // Definición de longitudes de vectores.
const double C_FR=0.0002821 , C_CAL=0.050118; // Factores de Calibración de la
// Actividad Electrodermal.

int n=0;

int REF_PROM[REF_L], REF_FINAL=1, cont_REF; // Variables para el cálculo del promedio de REF,
int AED_PROM[AED_L], AED_FINAL=0, cont_AED=0; // para el cálculo del promedio de AED,
float VAED=0;
float GSR_FINAL=0, GSR_PROM[GSR_L]; // el cálculo del promedio de GSR,
int cont_GSR=0, i_GSR=0;
int FR_PROM[FR_L], FR_FINAL=0, i_FR=0, cont_FR=0; // el cálculo del promedio de FR,
int FC_PROM[FC_L], FC_FINAL=0, i_FC=0, cont_FC=0; // y el cálculo del promedio de FC.

int STATE = 0; // Variable donde se guarda el estado de conexión Bluetooth.

// Configuraciones Iniciales
void setup() {
    pinMode (PinFC, INPUT); // Configuración de los pines de entrada de las señales,
    pinMode (PinFR, INPUT);
    pinMode (PinAED, INPUT);
    pinMode (PinREF, INPUT);
    pinMode (PinRED, OUTPUT); // pines de salida de los Leds indicadores,
    pinMode (PinBlue, OUTPUT);
    pinMode (PinGreen, OUTPUT);
    pinMode (PinState, INPUT); // pin de entrada para la señal de conexión/desconexión del Bluetooth.

    digitalWrite(PinBlue, LOW); // Estado inicial de los leds.
    digitalWrite(PinGreen, HIGH);
    digitalWrite(PinRED,LOW);

    Serial.begin(9600); // Configuración de la velocidad de Transmisión Serie.
}

// Programa Principal:
void loop() {

// Estado de conexión del Bluetooth:
COMIENZO:
STATE = digitalRead (PinState);
if (STATE == 0)
```

```
{
  digitalWrite(PinBlue, LOW);
  digitalWrite(PinGreen, HIGH);
  goto COMIENZO;
}
if (STATE == 1)
{
  digitalWrite(PinBlue, HIGH);
  digitalWrite(PinGreen, LOW);
}

// Cálculo de Voltaje de Referencia:
REF = analogRead(PinREF);           // Lectura y conversión a digital del Voltaje de Referencia.

REF_FINAL = Promedio(REF_PROM, cont_REF, REF, REF_L);

cont_REF++;                          // Incremento del contador de la posición dentro del array.
if (cont_REF == REF_L) { cont_REF = 0; } // Reinicio del contador al llegar al valor máximo.

// Obtención de la Señal Cardíaca:
FC = analogRead(PinFC);             // Lectura y conversión a digital de la señal cardíaca.

FC_FINAL = Promedio (FC_PROM, cont_FC, FC, FC_L);

cont_FC++;                          // Incremento del contador de la posición dentro del array.
if (cont_FC == FC_L) { cont_FC = 0; } // Reinicio del contador al llegar al valor máximo.

// Obtención de la Señal Respiratoria:
FR = analogRead(PinFR);            // Lectura y conversión a digital de la señal respiratoria.

FR_FINAL = Promedio (FR_PROM, cont_FR, FR, FR_L);

cont_FR++;                          // Incremento el contador de la posición dentro del array.
if (cont_FR == FR_L) { cont_FR = 0; } // Reinicio del contador al llegar al valor máximo.

// Cálculo de la Actividad Electrodermal:
AED = analogRead(PinAED);          // Lectura y conversión a digital de la señal de AED.

AED_FINAL = Promedio(AED_PROM, cont_AED, AED, AED_L);

cont_AED++;                        // Incremento del contador de la posición dentro del array.
if (cont_AED == AED_L) { cont_AED = 0; } // Reinicio del contador al llegar al valor máximo.

GSR = (AED_FINAL - REF_FINAL) / (REF_FINAL * 0.1); // Cálculo de la Conductancia de la Piel.

GSR= GSR-C_FR*FR;                  // Compensación lineal por cross-talk de la señal respiratoria.

GSR= GSR-C_CAL*GSR;                // Compensación lineal por calibración para mejorar exactitud.

if (GSR < 0) { GSR = 0; }           // Consideración de valores negativos como conductancia nula.

GSR_PROM[cont_GSR] = GSR;          // Colocar el valor de la conductancia dentro del array.

for (i_GSR = 0; i_GSR < GSR_L; i_GSR++) // Suma de los 5 valores del array.
{
  GSR_FINAL += GSR_PROM[i_GSR];
}
GSR_FINAL = GSR_FINAL / GSR_L;     // Cálculo del promedio de la conductancia.
```

“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

```
cont_GSR++; // Incremento del contador de la posición dentro del array.
if (cont_GSR == GSR_L - 1) { cont_GSR = 0; } // Reinicio del contador al llegar al valor máximo.

// Transmisión Serie:
Serial.print(FC_FINAL); // Transmisión de la señal cardíaca,
Serial.print(";");
Serial.print(FR_FINAL); // Transmisión de la señal respiratoria,
Serial.print(";");
Serial.println(GSR_FINAL); // Transmisión de la señal de conductancia de la piel.
}

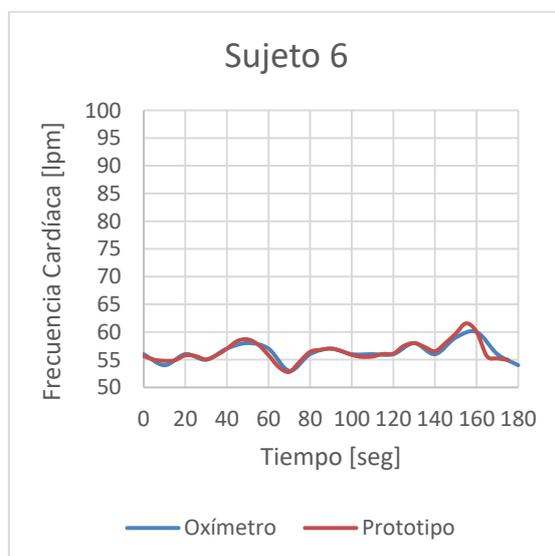
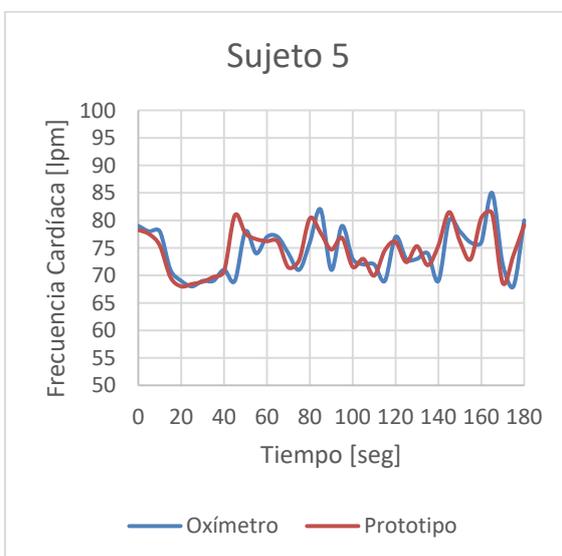
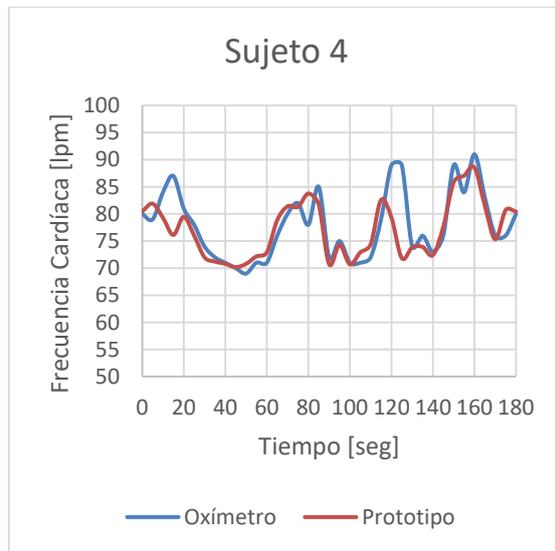
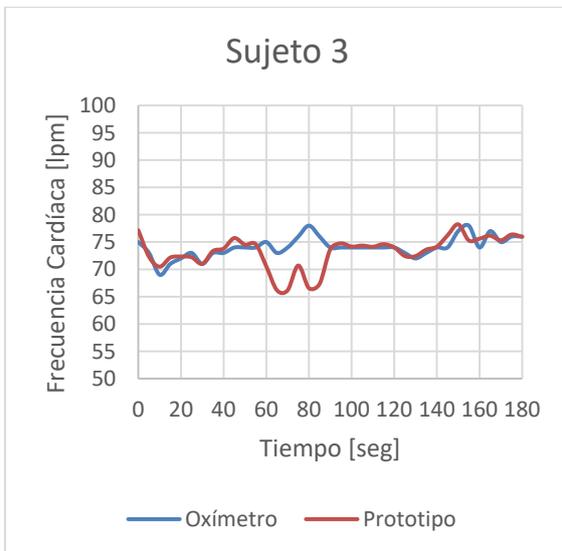
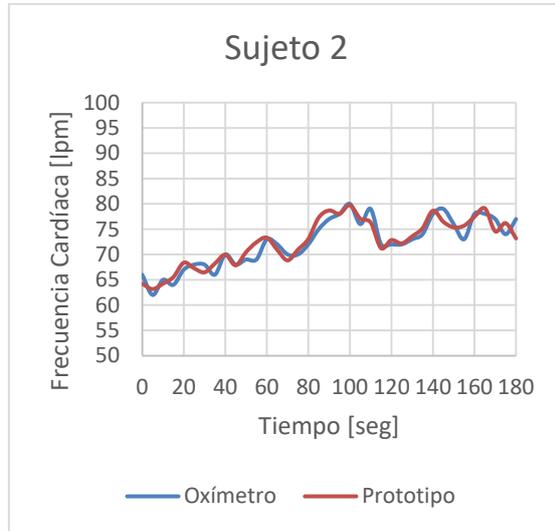
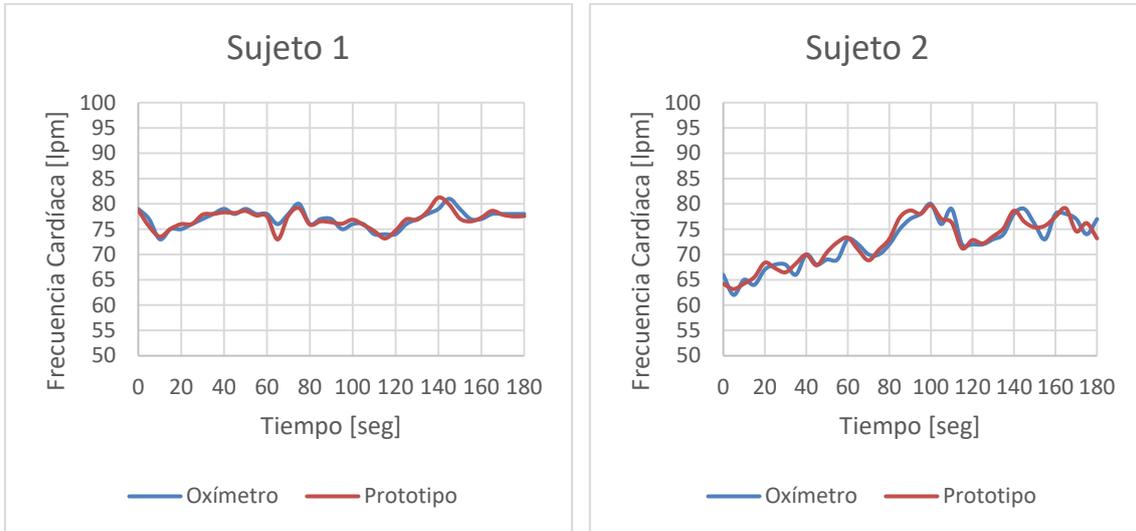
/* ----- Función Promedio ----- */

int Promedio(int ARRAY[], int cont_func, int valor, int vueltas)
{
  int i_func = 0, FINAL = 0;

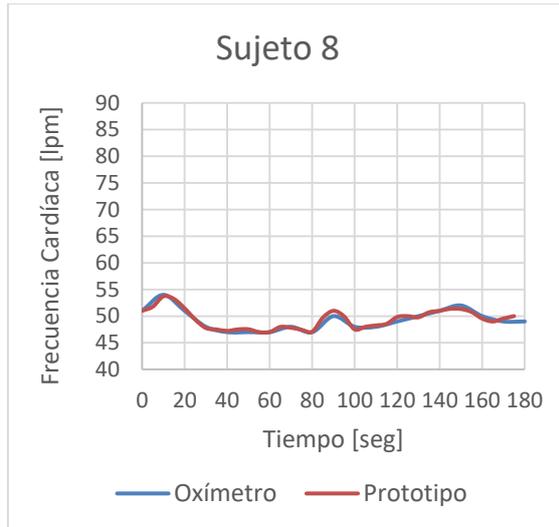
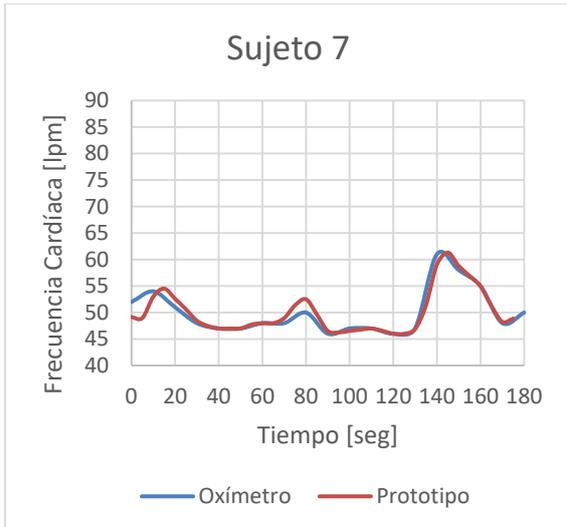
  ARRAY[cont_func] = valor; // Colocar el valor de la lectura en una ubicación del array.

  for (i_func = 0; i_func < vueltas; i_func++) // Suma de los 5 valores del array en una variable.
  {
    FINAL += ARRAY[i_func];
  }
  FINAL = FINAL / vueltas; // Cálculo del promedio de estas variables
  return FINAL ;
}
```

Anexo N°3: Resultados obtenidos de la comparación entre el oxímetro de pulso y el dispositivo diseñado

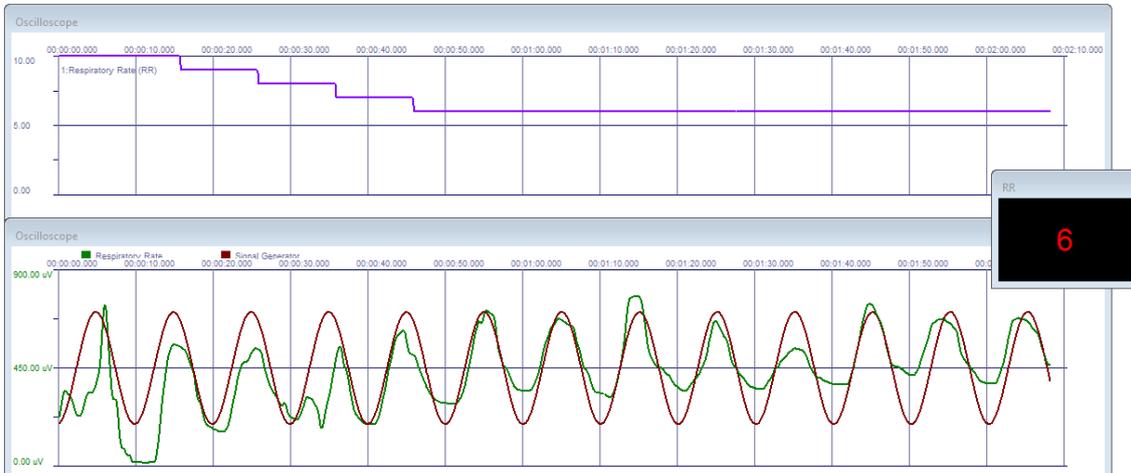


“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

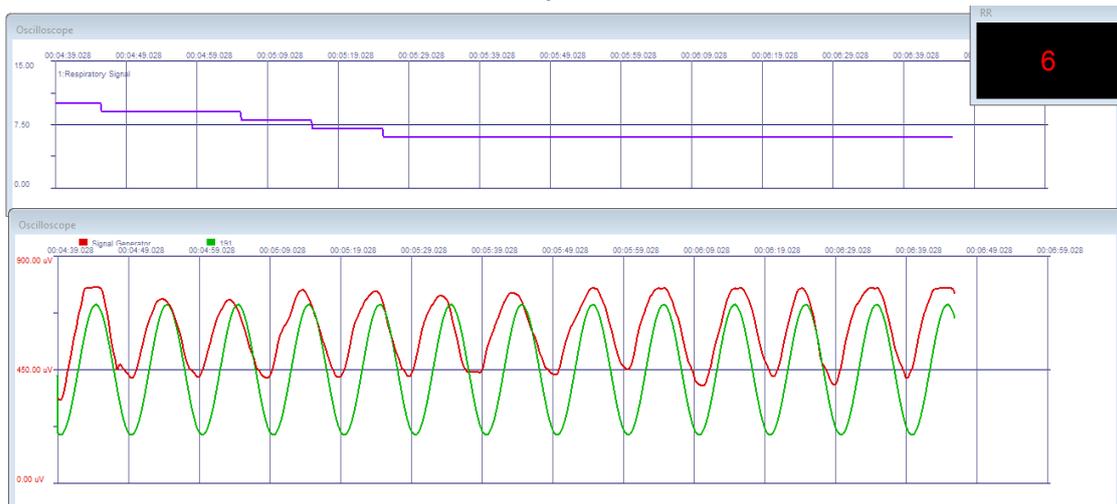


Anexo N°4: Resultados obtenidos de la evaluación del desempeño del módulo de frecuencia respiratoria

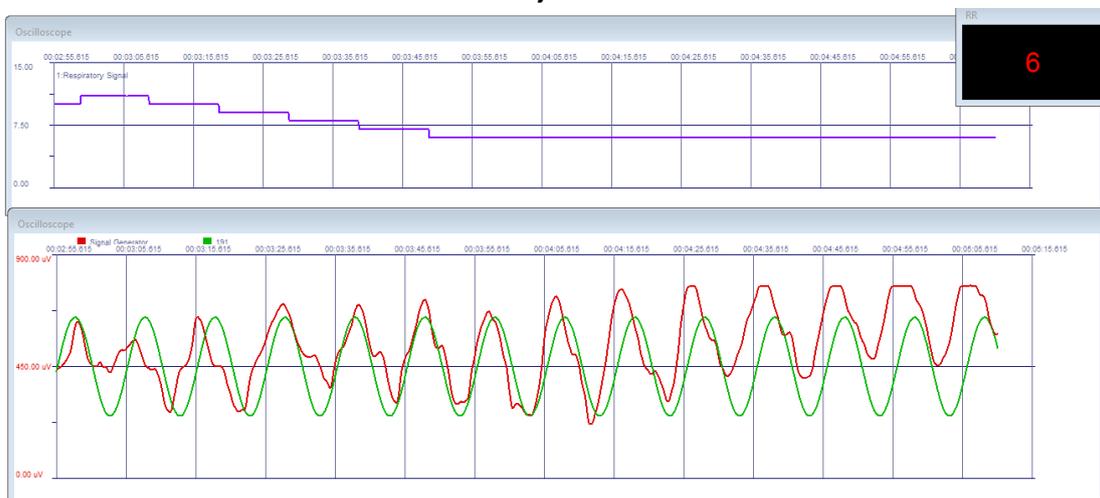
Sujeto 1



Sujeto 2

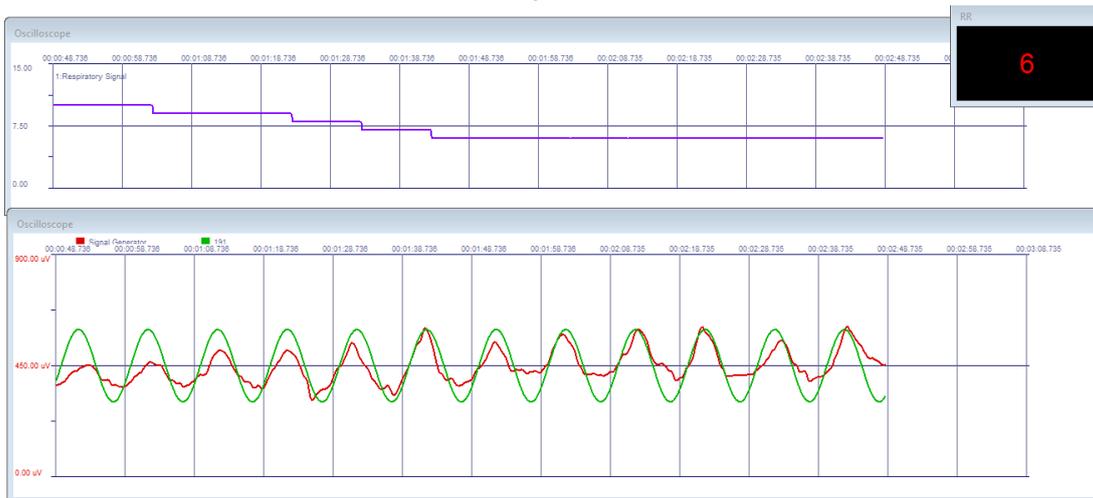


Sujeto 3

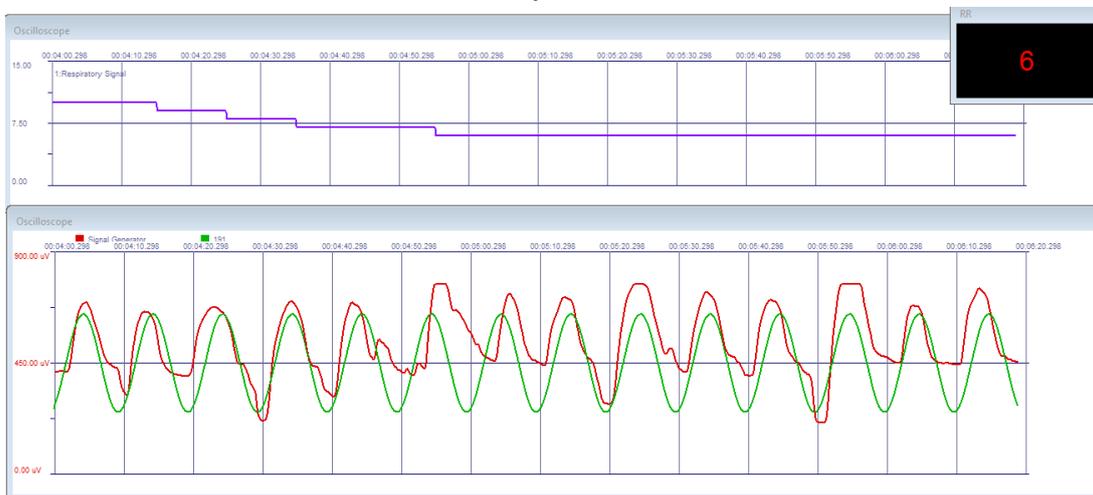


“Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback”

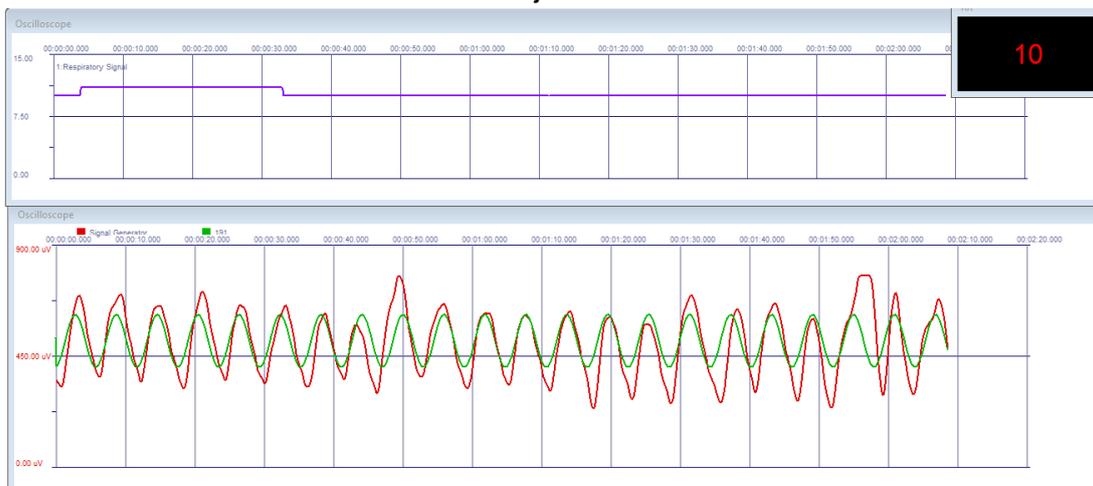
Sujeto 4



Sujeto 5



Sujeto 6



Sujeto 7

