

UNIVERSIDA NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA COMPUTACIONAL ENCARGADO DE LA ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES BIOMÉDICAS PARA ESTUDIOS PSICOFISIOLÓGICOS

TESIS PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

INGENIERO EN COMPUTACIÓN

PRESENTA:

MARCO POLO AGUILAR ROSAS

DIRECTORA DE TESIS:

DRA. FEGGY OSTROSKY SHEJET

CO-DIRECTOR DE TESIS:

DR. JESÚS SAVAGE CARMONA



CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO, D.F., 2006

AGRADECIMIENTOS

Primeramente agradezco a Dios por darme la vida, salud y las herramientas necesarias para que pudiese llevar a cabo mis estudios y formación profesional.

A Bertha Rosas García, mi mamá, el apoyo brindado a lo largo de mi formación como Ingeniero y como persona. He aprendido de tu intuición, de tu gran corazón y de tu espíritu inquieto, siempre ávido por salir adelante. Gracias por tu ejemplo de incansable superación.

A Leopoldo Aguilar Zepeda, mi papá, por todo el arduo y desinteresado esfuerzo por darnos siempre lo mejor. Por tus sabios consejos, por enseñarme a ser analítico y cuestionar mi entorno. Sin duda todo ello me será de gran utilidad a lo largo de mi vida profesional y personal.

A Erick Ángel Aguilar Rosas, mi hermano, por haber compartido conmigo el proceso de crecer, de aprender, de madurar. Por tu ejemplo de dedicación y esfuerzo por alcanzar los objetivos deseados.

A Bertha Edith Aguilar Rosas, mi hermana, por ser esa chispa especial de la familia. Gracias todos esos detalles tan originales y bellos que has tenido siempre; y por hacerme ver que, cuando se quiere se puede.

A la Dra. Feggy Ostrosky Shejet, mi directora de tesis, por darme la oportunidad de participar y aprender de los proyectos del Laboratorio de Psicofisiología y la Neuropsicología a su cargo. Gracias por el espacio, la dedicación y el valioso apoyo para el desarrollo y culminación de este trabajo.

Al Dr. Jesús Savage Carmona, por la experiencia y conocimientos compartidos para la elaboración de esta tesis. Agradezco sus oportunos consejos en favor de mi desarrollo y crecimiento en el entorno de la computación aplicada en la Ingeniería Biomédica.

A mis sinodales M.I. Larry Escobar, Ing. Román Osorio, Dr. Carlos Rivera y M.I. Antonio Salva, por hacer un espacio en sus actividades para revisar la presente tesis. Sus oportunas observaciones permitieron hacer de éste, un trabajo de gran calidad.

Al programa de Becas de Proyectos de Investigación de CONACYT por el apoyo económico brindado durante la realización de este trabajo de tesis para titulación. La beca otorgada favoreció el desarrollo de un trabajo bien estructurado y de mayor utilidad para la investigación.

A quienes de manera desinteresada recientemente me dieron su tiempo y ayuda para realizar mi examen profesional y culminar mi proceso de titulación. Liliana, Ady, Sara, Roberto, Diana, Marian; y muy en especial, mil gracias Pedro.

A mi tía María Francisca Rosas García, quien trabajó en construir los cimientos de mi educación desde pequeño, y que marcaron una huella importante durante toda mi formación escolar. Así mismo a mi primo Michel Hernández Rosas por contagiarme de su alegría, y a mi tío Oswaldo Hernández por acompañarme en momentos especiales de la carrera.

A mis tías Gloria Aguilar y Alicia Aguilar por todo su cariño y afecto que siempre me han mostrado. Gracias por sus palabras de aliento y apoyo a lo largo de toda mi vida como estudiante.

A todas las personas con quienes compartí proyectos, experiencias, conocimientos, desveladas, alegrías y triunfos a lo largo de mi carrera. Marian, Lety, Iliana, Marlene, Marco Antonio, Sofía, Eduardo, Pedro, Miriam, Alfonso, Erika, Herverth, Erik, Fernando, Adriana, Iris, Lizbeth, Rosalba, Araceli, Claudia, Marcov, Jacqueline, Yanet, Javier, Norma.

A todos aquellos con quienes tuve la oportunidad de compartir vivencias inolvidables durante mis estudios profesionales, las cuales también fueron parte también de mi formación, en la universidad de la vida. Mauricio, Víctor, Joel, Paola, Carlos, Diego, Ángel, Carmen, Andrea, Abraham, Perla, Quetzal, Hazel, Christian, Alex Guijosa, Toño, Sofía.

Al Programa de Alto Rendimiento Académico (PARA) por darle un impulso adicional a mi formación como Ingeniero. Especialmente a Lidia Delgado, quien durante varios años se entregó a este programa, siempre en pro de nosotros los estudiantes; gracias también por tu bella amistad.

A la Fundación Telmex que me brindó el apoyo económico a lo largo de todos mis estudios universitarios. A sus programas de capacitación y formación personal, y especialmente a la asociación Asume, la cual me dio la oportunidad de crecer emocional y espiritualmente.

A Sara E. Martínez por todo su afecto y su infinita comprensión durante la culminación del presente trabajo. Gracias por aparecer de esta manera tan especial en mi vida.

A aquellos amigos especiales quienes me han brindado su apoyo y cariño siempre que lo he necesitado. Ady, Estela, Toño, Blanca, Guillermo, Luis, Saharai, Nelly, María de Jesús, Isiomo.

Al museo Universum, y en especial a los becarios, quienes me han brindado su sincera amistad y compañía. Directa e indirectamente me abrieron nuevas perspectivas para mi vida personal, profesional, y para el desarrollo de la presente tesis. Ruth, Minerva, Yislem, Paula, Liliana, Jeannette Adriana, Karla, Sara, Karina, Mónica, Irving, Roberto, Yuriria, Alejandra, Daniel, Pilar, Melissa, Ricardo, Pável, Lorena, Jesús, Carolina, Esther, Beatriz, Lucía, Ivette, Gasde, Marcela, Isis, Adriana, Evelyn, Rocío, Miguel, Rigel, Tanya, Verónica, Jaquelyn.

A los estudiantes del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología, por su experiencia compartida y su compañía durante la elaboración del presente proyecto. Karla, Gaby Medina, Diana, Esther, Gaby Castillo, Julio, Elizabeth, Miguel, Maura, Azucena, Daniel, Nallely, Hilda, Mauricio. Y de manera especial a Alicia, con quien aprendí y trabajé conjuntamente para el desarrollo del proyecto y de la investigación.

A todos los voluntarios que brindaron su tiempo y presencia en la realización de los registros psicofisiológicos para la investigación y validación del sistema. Particularmente gracias Paola, Marlene, Toño, Ady, Liliana, Jeannette Adriana.

A mis compañeros de trabajo en Telcel, quienes me motivaron y apoyaron para preparar y culminar mi tesis y examen profesional. Roberto, Lorenzo, Gabriel, Gerardo Chiw, Gerardo García, Luciano, Liliana, Alejandra, Alfonso, Yareni, Charly, Norma, Toño, Eric, Ania, Claudia, Emanuel, Tzipeti, Fernando, Marcelo, Lulú, Sara, Arturo, Marlene, Rocío.

A todos aquellos profesores que de una u otra forma han dejado una huella importante en mi formación personal y profesional. Enrique Arenas, Rolando Peralta, Jesús Savage, Larry Escobar, Ruth Herrera, Marco Aurelio Torres H, Amanda Gómez, Antonio Salva, Leda Speziale, Gloria Mata, Román Osorio, Raúl Rosete, Blanca Castillo, Carlos Zamitiz, Pedro Struck, entre otros.

Y finalmente a aquellos “tiranos” quienes a pesar de los desagradables momentos, me han dado la oportunidad de aprender, crecer y salir adelante.

Í N D I C E

Agradecimientos **v**

Capítulo 1.- Introducción **1**

Capítulo 2.- Fundamentos Teóricos **5**

2.a) Fundamentos psicofisiológicos 5

2.a.1.- Psicología y Psicofisiología 5

2.a.2.- Estudio de las emociones 5

2.b) Fundamentos biológicos 8

2.b.1.- Electromiografía (EMG) 6

2.b.2.- Actividad electrodermal (AED) 15

2.b.3.- Actividad cardiaca 22

2.c) Adquisición, procesamiento y análisis de señales 28

2.c.1.- Digitalización de señales 30

2.c.2.- Filtrado digital 34

2.c.3.- Análisis en el dominio del tiempo 39

2.c.4.- Análisis en el dominio de la frecuencia 43

Capítulo 3.- Análisis del Sistema **51**

3.a) Identificación de necesidades 51

3.a.1.- Objetivos y paradigmas de la investigación 51

3.a.2.- Usuarios del sistema 52

3.a.3.- Objetivos del sistema 53

3.b) Características del equipo de hardware disponible 54

3.b.1.- Equipo de cómputo 55

3.b.2.- Equipo de instrumentación biomédica 56

3.c) Función y desempeño requeridos 57

3.c.1.- Información que debe producir 57

3.c.2.- Información que se le debe proveer 60

3.d) Perspectivas futuras para el sistema 62

Capítulo 4.- Desarrollo e implementación **65**
4.a) Discusión y selección del lenguaje de programación a utilizar 65
4.b) Estructura general del programa 67
4.c) Estructura de los datos a almacenar 71
4.c.1.- Estructura de archivos de registros 71
4.c.2.- Estructura de arreglos y matrices de datos 80
4.c.3.- Resolución y número de decimales a usar 81
4.d) Selección del análisis estadístico 82
4.d.1.- En el dominio del tiempo 82
4.d.2.- En el dominio de la frecuencia 89

Capítulo 5.- Resultados **91**
5.a) Desempeño interno del programa 92
5.a.1.- Componentes 92
5.a.2.- Requerimientos de instalación 92
5.a.3.- Ejecución de subrutinas 93
5.a.4.- Manejo de errores de ejecución 93
5.a.5.- Veracidad de resultados 94
5.a.6.- Reutilización de componentes y reingeniería 103
5.b) Desempeño del sistema con los usuarios 108
5.b.1.- Inicio de la ejecución de SiCPASPsi 108
5.b.2.- Intefaces 108
5.b.3.- Secuencia de las interfaces 109
5.b.4.- Escritura y lectura de archivos 110
5.b.5.- Seguridad en sobreescritura de archivos 110
5.b.6.- Gráficas 110
5.b.7.- Seguridad en los resultados para una población 111
5.c) Caso de estudio de un registro 111
5.c.1.- Adquisición del registro 111
5.c.2.- Interfaces y procesamiento del registro adquirido 113
5.c.3.- Resultados de los análisis para el caso de estudio 126
5.d) Limitaciones del sistema 134

Capítulo 6.- Conclusiones **137**

Referencias bibliográficas **141**

CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN

El objetivo de esta tesis es proporcionar una herramienta de cómputo confiable y flexible para llevar a cabo investigaciones sobre las respuestas psicofisiológicas de estados emocionales en el ser humano. Se ha propuesto el desarrollo de un sistema de cómputo capaz de adquirir, almacenar y analizar las señales digitalizadas que le son enviadas desde un equipo de instrumentación de señales biomédicas. Estas señales corresponden a la electromiografía (EMG) de superficie de dos músculos faciales, la actividad electrodermal (AED) y las pulsaciones cardiacas de los participantes en la investigación. Estas investigaciones son realizadas en el Laboratorio de Psicofisiologia y Neuropsicología de la Facultad de Psicología de la UNAM, dirigido por la Dra. Feggy Ostrosky Shejet.

Para la elaboración del sistema se puso especial atención para que el software incluyera utilerías flexibles en cuanto a los parámetros y técnicas de análisis de los registros. Algunas de estas técnicas han sido implementadas conforme a aquellas que reporta la literatura para estudios psicofisiológicos especializados en el área de las respuestas emocionales. Adicionalmente se implementaron otras técnicas propias del análisis de señales, pero que quizá por falta de un sistema tan especializado como el presente, no habían sido consideradas en estudios psicofisiológicos previos. La aplicación de estas nuevas técnicas sobre los registros almacenados y la revisión de los resultados que generen, permitirá establecer el grado de utilidad de las mismas.

El desarrollo del trabajo representa la fusión de dos áreas del conocimiento que sin duda han alcanzado un auge muy importante, tanto a niveles nacionales como internacionales. Tenemos, por un lado, el conocimiento sin precedentes que en las últimas décadas se ha adquirido de la anatomía y fisiología humanas, particularmente del Sistema Nervioso y su relación con la conducta. Estos estudios han llevado al descubrimiento de los circuitos nerviosos y las respuestas fisiológicas que se presentan ante procesos psicológicos como el aprendizaje, la memoria (almacenamiento y evocación de la información), el sueño, la percepción, la atención, los estados emocionales, y otras respuestas conductuales.

Por otro lado, los avances de la tecnología, particularmente en las áreas de la electrónica, la computación y las telecomunicaciones, han brindado la posibilidad de incrementar exponencialmente la cantidad de conocimientos en todas las disciplinas científicas. En relación con el área de las Ciencias Biológicas y de la Salud, se han desarrollado equipos cada vez más sofisticados y especializados. Las modernas técnicas en equipos médicos como ultrasonido (US), resonancia magnética (RM), tomografía por emisión de positrones (PET y SPECT), electroencefalografía (EEG), electrocardiografía (ECG) o electromiografía (EMG) fungen en la actualidad como herramientas fundamentales para la investigación, detección y diagnóstico.

Lo anterior permite identificar la interacción existente entre la disciplina de la Ingeniería y la de las Ciencias Biológicas y de la Salud. Esta relación deberá volverse cada vez más estrecha, y permitir de esta forma, más aportaciones científicas y mejores técnicas de diagnóstico, permitiendo mejorar la calidad de vida del ser humano.

Este trabajo escrito está distribuido en 6 capítulos. En este primer capítulo se describen la justificación del sistema desarrollado, el entorno sobre el que operará, y una breve descripción del contenido del resto de los capítulos.

En el capítulo 2 se exponen los fundamentos teóricos requeridos para el desarrollo y la satisfactoria culminación del software. Debido a la naturaleza del trabajo, fue imprescindible incluir tanto secciones dedicadas a aspectos fisiológicos y psicológicos, como secciones de principios matemáticos y técnicos de adquisición, procesamiento y análisis de señales. Esto último confirma la necesidad de interacción que debe existir para el desarrollo de este tipo de proyectos.

En el capítulo 3 se exponen con más detalle los objetivos para la creación del sistema, así como las especificaciones funcionales que requerirán ser cubiertas. Describe con más detalle las condiciones bajo las cuales quedará operando el sistema, así como la interacción con otros elementos técnicos y humanos. Finalmente, a partir del conocimiento teórico y de la experiencia adquirida en el laboratorio, se proponen escenarios en los cuales pudiese ser utilizado el sistema en un futuro. Esto último permitió extender de forma estructurada los alcances plateados inicialmente.

El capítulo 4 describe la forma en que se llevó a cabo la creación del programa. Inicia con la justificación de la herramienta de programación utilizada, y se explica la forma de operación de dicho entorno de programación. Además se indican cuáles son las interfaces de trabajo que se diseñaron para el software, especificando la utilidad de cada una. También se define la estructura de datos propuesta para el sistema, describiéndose con más detalle la estructura de los archivos donde se almacenan los registros y los resultados de los análisis generados. Finalmente se establecen las técnicas de análisis estadísticos implementados, en donde se indican y se justifican sus alcances.

En el capítulo 5 se describe la manera en que queda trabajando el sistema completo de adquisición-procesamiento-análisis. Se mencionan cuáles son sus componentes de hardware y software, y se señalan algunas particularidades de ellos. El objetivo principal del capítulo consiste en explicar de forma amplia el programa de cómputo desarrollado: la forma en cómo opera, el conjunto de pruebas que garantizan su confiabilidad, las interfaces que contiene para su uso, entre otras cosas. Posteriormente se muestra el estudio aplicado a una voluntaria, el cual incluye su registro, las interfaces y secuencia de procesamiento, y finalmente la comparación de un conjunto de resultados obtenidos mediante las diferentes técnicas de análisis. A lo largo del capítulo se señalan las ventajas en la estructura y operación del programa, y en la última parte del capítulo se indican cuáles son sus limitaciones.

En el último capítulo se encuentran las conclusiones de esta tesis. Se describe si el trabajo cumplió con los objetivos, se fundamentan las razones para aseverar el grado de cumplimiento señalado, y se explica cómo se trabajó para alcanzarlos. Finalmente se indica el aprendizaje adquirido durante la realización del proyecto, destacando la experiencia obtenida en la interacción con profesionales del área de las Ciencias Biológicas y de la Salud.

CAPÍTULO 2:

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.a) FUNDAMENTOS PSICOFISIOLÓGICOS

2.a.1.- Psicología y Psicofisiología

La *Psicología* es la ciencia que estudia el comportamiento y los procesos mentales que lo moldean.[1] Su meta consiste en describir, explicar, predecir y controlar el comportamiento humano. Sin embargo, existen varios métodos y enfoques para estudiar a la conducta humana. A medida que se analizan diversos problemas, aparecen nuevas interrogantes que requieren ser evaluadas; esas preguntas a su vez dan origen a otras, y así sucesivamente. De esta manera se desarrollan sin cesar nuevas áreas de investigación, con lo cual la Psicología tiende a especializarse aún más.

Una de las disciplinas que en las últimas décadas ha adquirido importantes avances en el conocimiento de los fenómenos conductuales es la *Psicofisiología*, una fusión entre las disciplinas de la Fisiología y la Psicología.[2] Esta disciplina ha brindado grandes beneficios para el estudio de la relación entre la mente y el cuerpo, ya que a través de los métodos psicofisiológicos se comenzaron a obtener datos más específicos sobre las reacciones fisiológicas ante un evento o estímulo.

John Stern (1964) definió el trabajo de los psicofisiólogos como "cualquier investigación en la cual la variable dependiente (la respuesta del individuo) es una medida fisiológica y la variable independiente (factor manipulado por el experimentador) es conductual". Sin embargo en la actualidad los estudios psicofisiológicos también llevan a cabo investigaciones en las cuales se manipulan las variables fisiológicas y se examinan los cambios conductuales.

La Psicofisiología pertenece al campo más amplio de las *Neurociencias*. Esta última disciplina estudia todos los aspectos del sistema nervioso: su anatomía, química, fisiología, desarrollo y funcionamiento. La investigación de los neurocientíficos abarca desde el estudio de la genética molecular, hasta el de la conducta social.

2.a.2.- Estudio de las emociones

La investigación sobre los procesos emocionales dentro de la Psicología y las Neurociencias ha vivido un espectacular progreso en los últimos años.[3] De hecho, ha surgido una nueva rama especializada denominada *Neurociencia Afectiva*, la cual, gracias al desarrollo de estímulos estandarizados, los avances de técnicas de neuroimagen funcional

y el desarrollo de diversos métodos que permiten trazar las vías neuronales asociadas a procesos emocionales, ha impulsado la investigación empírica de los procesos afectivos.

Existe un gran número de intentos por definir lo que son las emociones, sin que aún exista un consenso general. En el Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología, tomamos como punto de partida la definición que hace Damasio (2000), quien las considera como *"colecciones consistentes y específicas de respuestas fisiológicas, aunque también conductuales y cognoscitivas, llevadas a cabo por ciertos sistemas cerebrales, que el organismo produce cuando se enfrenta a determinados objetos y situaciones"*.[3]

Sin embargo, a pesar de la ausencia de una definición plenamente aceptada, se ha postulado que las emociones han evolucionado de conductas primitivas que surgieron con el objetivo de garantizar la supervivencia de los organismos. Es por esto último que las emociones se organizan jerárquicamente en torno a dos sistemas motivacionales primarios: 1) el *apetitivo*, que involucra diversas acciones que facilitan la aproximación a situaciones o eventos, y 2) el *aversivo*, que involucra acciones que evitan la exposición a eventos nocioceptivos y/o peligrosos.

Con el objetivo de definir y clasificar las emociones, se ha postulado un espacio tridimensional continuo. En dicho espacio, conocido como espacio emocional o espacio afectivo, podemos ubicar cualquier emoción; la posición que ella ocupe estará definida por el valor que posea cada una de sus dimensiones:

1) *Valencia.*- Esta dimensión nos señala qué tan agradable o desagradable es la emoción.

2) *Activación.*- Nos indica el nivel de calma o excitación que se presenta ante la emoción.

3) *Dominancia.*- Esta dimensión establece la sensación de control o dominio que se experimenta ante la emoción.

Además de estas dimensiones, se ha propuesto la existencia de diversos componentes de la emoción, los cuales son la forma de cómo podemos evaluar la emoción que se presenta. A continuación se describe cada una de estas componentes:

1) *Experiencia subjetiva*.- Es un sentimiento interno, la manera individual en cómo el sujeto percibe la emoción.

2) *Apreciación cognoscitiva*.- Es el autoinforme verbal, en el cual el individuo nos comunica a través del lenguaje, la forma en que identifica la emoción.

3) *Activación fisiológica*.- Consiste en las respuestas generadas en el Sistema Nervioso Central (SNC) y Sistema Nervioso Autónomo (SNA) del sujeto. Se observa cómo responde el organismo ante la emoción. Esta componente se estudia

a través de distintas técnicas como el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral, la actividad electrodermal, los cambios en la frecuencia cardiaca, la presión sanguínea, la actividad respiratoria, la temperatura corporal, los niveles de cortisol en la saliva, la dilatación o contracción de la pupila, entre otras.[4]

4) *Tendencia a la acción*.- Son las respuestas conductuales del sujeto, las cuales pueden ser de lucha, aproximación, evitación o huída. Cabe recordar que la razón de la existencia de las emociones es precisamente promover en el individuo una acción a tomar. Este componente puede estudiarse bajo dos perspectivas: la acción real emprendida conscientemente, y la respuesta espontánea e inconsciente que prepara al sujeto para entrar en acción. Para su estudio se utilizan técnicas como el monitoreo actividad electromiográfica de ciertos músculos de interés, por ejemplo, los músculos faciales.

Las recientes investigaciones relacionadas con respuestas en la expresión facial y la actividad eléctrica en músculos faciales durante la exposición de imágenes, han demostrado una relación entre los juicios afectivos y la activación de músculos faciales a lo largo de diversas situaciones emocionales.[5] Dichas investigaciones han encontrado una significativa actividad electromiográfica del músculo corrugador durante la exposición de imágenes con escenas desagradables (miedo, enojo, tristeza), y del músculo cigomático durante imágenes con estados emocionales agradables. Estos y otros datos también sugieren diferencias de sexo; por ejemplo, las mujeres generan una mayor actividad del corrugador y del cigomático en comparación con los hombres.

Investigaciones previas encontraron cambios en la tasa cardiaca asociados con la valencia afectiva en estímulos visuales. En general, se ha observado que cuando a los sujetos se les presenta un conjunto de imágenes con diferentes contenidos distribuidos a lo largo de la dimensión de valencia afectiva, ocurre una aceleración fásica para los estímulos más agradables (niños, desnudos) y una desaceleración para las imágenes desagradables (personas mutiladas, serpientes). No existe un consenso en cuanto a diferencias de sexo para mediciones en la variabilidad cardiaca.

Por otro lado, el comportamiento y la activación psicológica descargan paralelamente en el sistema nervioso simpático, el cual responde como una unidad que produce una gama de patrones de activación. El sistema cardiovascular está inervado por ambas ramas (simpática y parasimpática), sin embargo, la tasa cardiaca no parece variar consistentemente con condiciones de la dimensión afectiva de la activación. Por su parte, la actividad de la conductancia de la piel, cuya inervación neuroanatómica a través de las glándulas sudoríparas es completamente simpática, es un indicador no ambiguo de los niveles de la activación. La conductancia de la piel está directamente relacionada con la intensidad del estímulo; y aún más, la conductancia parece ser una respuesta diferencial a los gradientes de intensidad afectiva, independientemente de la emoción específica.

A pesar de los importantes hallazgos arriba citados, aún hay mucho por descubrir. Estudiar los patrones de respuestas para las emociones básicas (alegría, miedo, tristeza, etc.) en comparación con las emociones no básicas (compasión, empatía), o las respuestas

que presentan individuos que padecen la terrible enfermedad de la depresión, son ejemplos de estas innovadoras líneas de investigación que están siendo llevadas por el laboratorio dirigido por la Dra. Feggy Ostrosky.

2.b) FUNDAMENTOS BIOLÓGICOS

2.b.1.- Electromiografía (EMG)

La Electromiografía (EMG) es una técnica que permite registrar la actividad eléctrica generada por la actividad muscular.[6] En ella se detectan los potenciales eléctricos desarrollados en los músculos estriados, como respuesta a un estímulo eléctrico (potencial de acción) que llega desde de los nervios motores.

Bases anatómicas y fisiológicas de la electromiografía

Los músculos estriados, también llamados músculos voluntarios, están formados por miles de células musculares, llamadas fibras musculares. Las neuronas motoras inervan a los músculos estriados para estimular su activación. Cabe recordar que un nervio puede estar constituido por los axones de neuronas motoras, sensitivas y/o vegetativas.

Las células estriadas están agrupadas en *unidades motoras*. Una unidad motora es la entidad fisiológica funcional más pequeña que puede ser activada por un esfuerzo voluntario, y está formada por:

- Una neurona motora
- El conjunto de células musculares inervadas por el axón de la neurona motora.
-

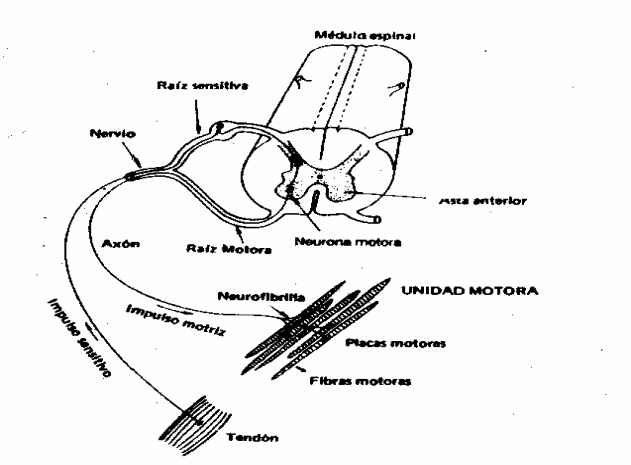


Fig. 2.1.-
Inervación del músculo: unidad motora.[6]

Cada músculo estriado es inervado por un único nervio motor; el cuerpo de las neuronas motoras que integran este nervio está localizado en la médula espinal, o en el caso de los músculos de la cabeza, en los nervios craneales del tallo cerebral. En la figura 2.1 se muestran los componentes de una unidad motora. Una unidad motora puede activar hasta dos mil células (fibras) musculares; cuanto más preciso es el movimiento al que está destinado el músculo, menor cantidad de fibras musculares contienen sus unidades motoras.

Los axones de las neuronas motoras terminan en unas finas derivaciones llamadas neurofibrillas, las cuales interactúan con el músculo a través de la placa motora, como puede observarse en la figura 2.2. La placa motora está constituida por: a) la vesícula sináptica, que es la terminación de la neurofibrilla de un axón donde se almacena un mediador químico, normalmente acetilcolina, en forma de paquetes o *cuantos*; b) el espacio sináptico, donde caerán los cuantos de acetilcolina; c) la placa receptora de acetilcolina ubicada en la célula muscular , la cual contiene una estructura química receptora de acetilcolina (acetilcolinesterasa).

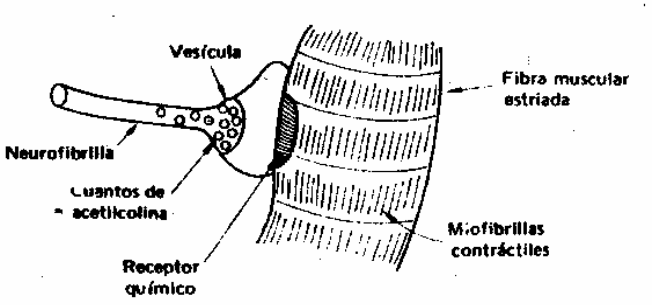


Figura 2.2.-
Placa motora (esquemático).[6]

El impulso eléctrico, *potencial de acción* u onda de despolarización que viaja a través de la neurona motora provoca la liberación de un cuanto de acetilcolina en la placa motora. Este neurotransmisor es rápidamente metabolizado por la encima acetilcolinesterasa, de tal forma que las continuas descargas de acetilcolina producen *potenciales de acción motora* (Motor Action Potencials, MAP) que viajan a través de varias fibras musculares con la consecuente contracción de fibras musculares.

Existen dos técnicas principales para la detección de la actividad eléctrica producto de activación muscular:

1) *Invasiva*.- Consiste en utilizar finísimos electrodos intratisulares, los cuales están constituidos por finísimas terminales en forma de aguja, y que atraviesan la piel para hacer contacto directamente en el músculo o fibra muscular de interés. A través de estas terminales se pueden detectar los potenciales de acción de fibras musculares muy específicas, así como las MAP's de unidades motoras.

2) *No invasiva o de superficie*.- Consiste en utilizar electrodos que se colocan sobre la superficie de la piel. Una pequeña porción de los cambios en el campo electromagnético, resultado de la actividad eléctrica que genera la contracción de las fibras musculares, pasa a través de los fluidos extra celulares de la piel.[7] Estas

fluctuaciones de voltaje constituyen la mayor porción de las señales de EMG de superficie, con lo cual se detecta un conjunto de MAP's que se activan en un instante.

La EMG de superficie se correlaciona bien con el nivel global de contracción de grupos de músculos debajo y en la cercanía de los electrodos. Los estudios psicofisiólogicos comúnmente usan este tipo de electrodos debido a su naturaleza no invasiva, además de que sus líneas de investigación se enfocan en músculos o grupos de músculos más que unidades motoras particulares. En la presente tesis será abordada en lo subsecuente la técnica de EMG de superficie

Detección de la Señal

La señal de EMG de superficie presenta un rango de frecuencia desde 10 Hz (hertz) hasta alrededor de 500 Hz; su amplitud varía dependiendo del músculo de medición partiendo desde alrededor de 0.1 milivolts.[8] Debido a que son señales muy pequeñas, la detección de éstas requiere consideraciones especiales en la atenuación de señales de ruido, una apropiada amplificación diferencial, el acondicionamiento y filtrado de la señal, procedimientos de conexión a tierra física y eléctrica, preparación y colocación del electrodo en el sitio adecuado. Todo lo anterior tiene como fin el minimizar la detección de señales bioeléctricas irrelevantes e incrementar la relación señal a ruido (Signal-Noise Ratio, SNR).

Reducción de Ruido y Conexión a Tierra

El ruido ha sido definido como cualquier señal indeseada. En este contexto, las señales de EMG pueden ser opacadas por ruido de diversas fuentes, tales como:[7]

- Fuentes eléctricas externas e internas
- Respuestas fisiológicas cuyas características en frecuencia y amplitud coincidan con las de los registros electromiográficos, como las de electrocardiografía (ECG) y electroencefalografía (EEG).
- Señales de EMG emanadas desde otros músculos irrelevantes para la medición de interés, efecto que recibe el nombre de *cross-talk*
- Señales de EMG provenientes de los puntos de interés, pero cuya activación es producto de una acción que no es propia de la tarea a evaluar (por ejemplo, artefactos por el movimiento del individuo).

Entre las fuentes eléctricas externas causantes de ruido más problemáticas dentro del laboratorio, están las líneas de alimentación de AC (50/60 Hz), el tubos de rayos catódicos de monitores y televisores (desde 15 kHz hasta varios MHz). Para minimizar este ruido eléctrico, se sugiere colocar el equipo electrónico de sensado en un sitio lo más alejado de estas fuentes, y de ser posible, dentro de una carcaza de un material que le proteja contra dichas interferencias.

Del mismo modo es importante aterrizar adecuadamente al participante del registro: se colocará un electrodo independiente (electrodo de tierra) en un único sitio de su cuerpo. Todos los canales de registro de EMG que vayan a ser tomados compartirán esta referencia eléctrica. Lo anterior por un lado permitirá mejorar la señal a registrar, y por otro lado le servirá de protección al participante, ya que dicho electrodo deberá conectarse directamente a tierra física, a fin de eliminar la posibilidad de flujos de corriente bidireccionales.

Selección y colocación de los electrodos

Existen en el mercado electrodos de diferentes materiales como estaño, acero inoxidable, oro, metales nobles, etc. Sin embargo los electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) pueden ser usados muy eficientemente en casi todo tipo de registro, por lo que son los electrodos de elección en la mayoría de las prácticas de investigación.

El tamaño del electrodo, la colocación del mismo, y la distancia entre electrodos pueden afectar la detección de la señal. Por ejemplo, para una menor distancia de separación entre electrodos se incrementan los componentes de alta frecuencia y se disminuye la amplitud de la señal. Para registros de EMG facial se sugiere utilizar electrodos miniatura, con 0.25 cm de diámetro para la superficie de detección y de 0.5 a 1.0 cm de diámetro de alojamiento (espacio adicional generalmente para el soporte físico, el pegamento para adherirlo a la piel y el gel conductor). La distancia entre electrodos sugerida para este tipo de registros es de 1.0 cm.

Para asegurar que los descubrimientos realizados son comparables entre individuos, sesiones o laboratorios, es primordial tener bien definidos los sitios para poner los electrodos. En la figura 2.3 se proponen los sitios que proveen las mediciones más sensitivas y selectivas para registros de EMG facial de superficie, durante la activación de esas regiones musculares.

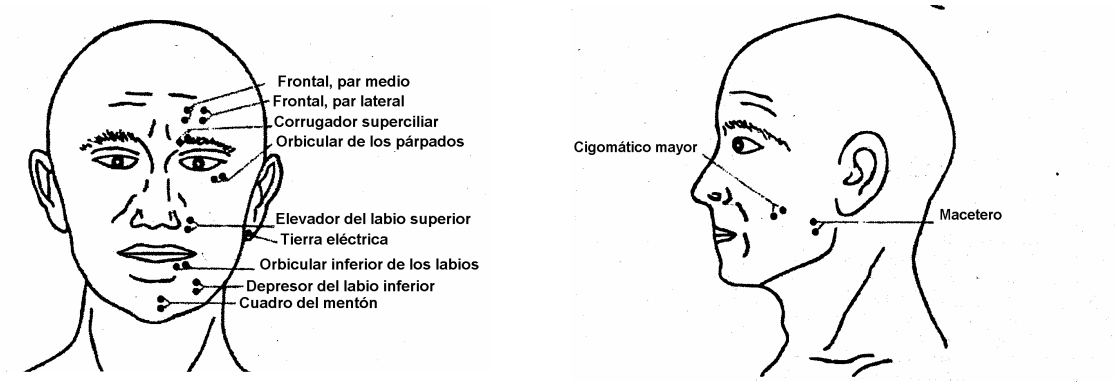


Fig. 2.3.-
Sitios sugeridos para colocar electrodos en registros de EMG facial de superficie.[7]

Preparación del Sitio

Los electrodos de EMG deben de permanecer adheridos a la piel durante todo el registro, siendo el uso de cinta adhesiva la técnica más recurrida. Además se recomienda el uso de un medio altamente conductivo (pasta o gel) que permita un mejor contacto entre la superficie de la piel y el electrodo. Este medio conductor sirve para minimizar los artefactos producto del movimiento, reducir la impedancia entre los electrodos y estabilizar la hidratación y conductividad en la superficie de la piel. Previo a la aplicación de la pasta o gel, se sugiere limpiar el sitio de aplicación para remover suciedad y grasa utilizando agua y jabón, y quizá posteriormente una pequeña aplicación de algún abrasivo como alcohol o acetona.

El procedimiento de limpieza mencionado tiene como objetivo "bajar las impedancias". Entre los electrodos existe un valor de impedancia, consecuencia de las características de la piel (su oposición al paso de la electricidad) y la distancia que los separa. Mantener una baja impedancia entre los electrodos activos y con el electrodo de tierra, permitirá registrar señales eléctricas más claras. Técnicamente hablando, las señales de EMG serían el equivalente a fuentes de voltaje real; la resistencia interna de esta fuente estará determinada en gran medida por dichas impedancias, y en donde la situación deseable es que el valor de dicha resistencia interna sea mínima. Para obtener buenos registros se recomiendan impedancias de 5 a 10 kΩ, entre los sitios para los electrodos de detección y entre éstos y el electrodo de tierra.

Amplificación de la Señal

Las señales de EMG poseen niveles muy bajos de voltaje, por lo que se requiere el uso de amplificadores que aumenten estos niveles y permitan procesarlas, almacenarlas y reproducirlas con una alta fidelidad. En EMG se utilizan amplificadores diferenciales de "modo común" o "common-mode" con una alta impedancia de entrada (de al menos 10 MΩ), en los cuales será amplificada la diferencia de voltaje entre los dos electrodos activos con respecto a un tercero (el electrodo de tierra).

Filtrado de la Señal

Las señales de EMG deben ser filtradas para incrementar la relación señal a ruido (SNR), reducir los artefactos de señales de ECG y EEG y reducir el *cross-talk.* Como ya se indicó, la distribución en frecuencia para señales de EMG de superficie se encuentra entre los 10 y los 500 Hz. La atenuación de las altas frecuencias usando filtros paso baja a 500 Hz reduce el ruido del amplificador, pero redondea los picos de los potenciales de acción de unidades motoras. Mantener los picos de la señal será importante para análisis espectrales y análisis de forma de onda, aún cuando no es tan crítico para obtener estimaciones globales de la tensión muscular.

Al atenuar las bajas frecuencias usando filtros paso alta de 90 Hz, se reduce el ruido de 50/60 Hz de las señales de alimentación, los artefactos de EEG y ECG y el cross-talk, pero también elimina una porción significante de la señal de EMG. Una banda de paso desde 10 Hz hasta 500 Hz es satisfactoria para la mayoría de los registros para estudios psicofisiológicos; si artefactos de baja frecuencia o el cross-talk causan conflicto, un filtro pasa alta de 80 o 90 Hz puede ser utilizado. En cualquier caso, el investigador deberá tener presente las consecuencias que se tendrán en la señal debido a los filtros utilizados.

Acondicionamiento de la Señal

Diversos estudios han demostrado la nula utilidad en la señal cruda de EMG de superficie. Por el contrario, se sabe que la cantidad total de electricidad generada en una contracción muscular es proporcional a la fuerza de contracción. Para obtener esta cantidad total de electricidad se han propuesto algunas técnicas apoyadas sobre la electrónica analógica, cuya implementación además permite "economizar" en términos de la tasa de muestreo requerida, y por ende, en el almacenamiento de datos.

Las técnicas de acondicionamiento de señal más comúnmente utilizadas para la EMG de superficie son el *smoothing* y la integración, términos que regularmente son confundidos. El *smoothing* consiste en a generar una señal envolvente de la señal original, mediante filtrado paso baja o alguna técnica de promediación. La integración es la acumulación de la actividad de la señal electromiográfica. Una representación esquematizada de una secuencia de señal cruda de EMG y su procesamiento subsecuente es presentada en la figura 2.4.

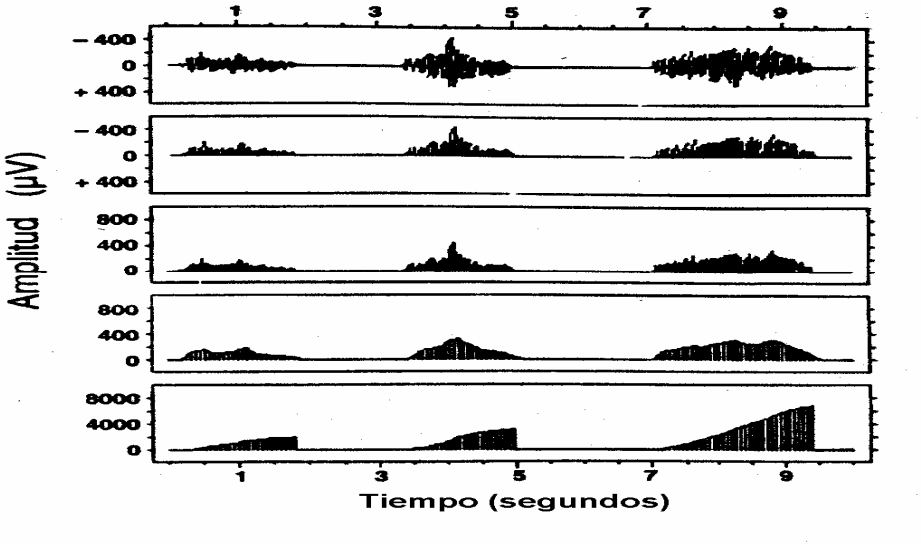


Fig. 2.4.-
Acondicionamiento de la señal de EMG de superficie.
De la gráfica superior a la inferior:
La señal cruda (amplificada y filtrada); la señal con rectificación de media onda;
rectificación de onda completa; señal con *smoothing*;
la integración absoluta de la onda.[7]

La aplicación de cualquiera de estas técnicas anula prácticamente la posibilidad de análisis en frecuencia, puesto que las componentes espectrales originales son alteradas. Sin embargo los estudios que reportan el uso de sofisticados análisis espectrales sobre la señal cruda de EMG de superficie para estudios de procesos psicofisiológicos, muestran que los resultados no son más sensibles que al utilizar las técnicas descritas.

Análisis de la señal

La señal de EMG registrada es una función voltaje-tiempo y nos servirá para analizar las características particulares que presenta. En el análisis de las señales de EMG se puede aplicar algún método de acondicionamiento a la señal. La señal resultante del acondicionamiento puede ser analizada desde diferentes perspectivas. El tipo de acondicionamiento aplicado es importante considerarlo cuando se haga el reporte y comparación de resultados.

En investigaciones contemporáneas los análisis se elaboran a partir de una variante de estas señales acondicionadas: una nueva señal generada a partir de la señal acondicionada en cuestión. Estas nuevas señales pueden ser:

1) La señal del promedio aritmético de la señal *smoothing* del EMG, la cual muestra el promedio en la señal suavizada en un intervalo específico de tiempo.

2) La señal del valor RMS (Root Mean Square) o raíz media cuadrática de la señal cruda de EMG, la cual se obtiene por la suma de los cuadrados de cada amplitud de la EMG original en un intervalo específico de tiempo, para posteriormente obtener la raíz cuadrada. En mediciones de corriente alterna senoidal esta técnica es superior al promedio aritmético de la señal rectificada; este argumento ha sido extendido a los potenciales de acción de unidades motoras.

Ambas técnicas generan una nueva función voltaje-tiempo que contiene solamente valores positivos y representan un estimado de la energía total de la señal original en un instante de tiempo. Cada una de estas señales enfatiza un aspecto diferente en la distribución de la forma de onda.

Por otro lado, en estudios psicofisiológicos es deseable obtener mediciones de respuestas que no estén contaminadas de un nivel de actividad basal. La actividad basal es el nivel que se manifiesta en la señal instantes antes de presentarse el estímulo (periodo conocido como pre-estímulo). Idealmente, el nivel basal (o línea base) de la actividad de EMG es cero, de tal forma que la línea base para los registros corresponde al nivel de ruido existente en el sistema de sensado.

En la práctica, los músculos rara vez muestran una actividad cero puesto que el estado de alerta de los participantes difícilmente los tiene en relajación absoluta. Por ello es importante considerar la actividad eléctrica existente en la ausencia de estímulos

experimentales para estimar las diferencias individuales, así como para obtener índices experimentales libres de la actividad de EMG durante el pre-estímulo.

Sin embargo, obtener medidas de la respuesta libre de la influencia de niveles de pre-estímulo es complicado. Para la estimación de la actividad basal se utilizan procedimientos como registrar durante periodos de pre-estímulo y registrar durante pseudo estímulos o estímulos de prueba. Otro procedimiento para minimizar la influencia del nivel basal es sustraer un índice de actividad en un periodo pre-estímulo y un índice calculado durante el periodo post-estímulo. Sin embargo diferencias sistemáticas que se presentan a lo largo del registro en las condiciones de actividad de EMG en el pre-estímulo, contraindican el uso de este simple procedimiento. Se han desarrollado otros métodos teóricos, como la métrica de puntuación Z, puntuaciones estándar, puntuaciones de cambio porcentual, etc; sin embargo a pesar de la consistencia en sus resultados, están basados tan solo en distribuciones teóricas y no en distribuciones empíricas.

2.b.2.- Actividad Electrodermal (AED)

La actividad electrodermal (AED) ha sido una de las respuestas fisiológicas más usadas en la historia de la Psicofisiología.[9] Otros términos que han sido utilizados para referirse al fenómeno de la AED son: el reflejo psicogalvánico (Psicho-Galvanic Response, PGR) y la respuesta galvánica de la piel (Galvanic Skin Response, GSR). Estas mediciones han sido aplicadas a una gran variedad de tópicos como la investigación de procesos de atención, procesamiento de información, estados emocionales, e incluso ha sido aplicado en investigaciones clínicas examinando predictores y correlatos de comportamiento normal o anormal.

El monitoreo de la AED es debida en gran medida a su fácil medición y cuantificación, combinados con su sensibilidad a procesos y estados psicológicos. A diferencia de la mayoría de las respuestas del SNA (tasa cardiaca, dilatación del diámetro de la pupila, motilidad gástrica, presión sanguínea) las cuales presentan respuestas a estímulos como una combinación de la actividad simpática y la actividad parasimpática, la AED es una representación directa y exclusiva del SNA simpático. La protección eléctrica de la cabina de registro de AED (indispensables en el registro de EEG y ECG) no es necesaria, y los costos implicados en su detección son minúsculos. Además es una técnica completamente inofensiva y libre de riesgo, y por tanto pueden ser usadas con niños pequeños y en investigaciones que requieran pruebas repetidas en un corto intervalo de tiempo.

Entre sus potenciales desventajas, se tiene que este sistema fisiológico es un sistema cuya respuesta es lenta. Su latencia es de entre 1 y 3 segundos, comparada con la latencia de 100 a 400 milisegundos de los Potenciales Relacionados a Eventos de la EEG. Así mismo existen múltiples activadores de esta respuesta fisiológica, como lo son la activación, atención, tareas significantes y la intensidad afectiva de un estímulo.

Bases anatómicas y fisiológicas de la AED

La piel es una barrera selectiva que recibe señales de múltiples centros de control del cerebro. Dichas señales podemos detectarlas aprovechando que su llegada a la piel es secundado por cambios eléctricos medibles en las propiedades eléctricas de ésta.

Existen dos tipos de glándulas sudoríparas en el cuerpo humano:

1) Ecrinas.- Cubren la mayor parte del cuerpo y están mas concentradas en las palmas de las manos y plantas de los pies

2) Apocrinas.- Abren dentro de los folículos del cabello y están localizadas principalmente en las axilas y en las áreas genitales

Las glándulas ecrinas tienen como principal función la termorregulación, aunque también se ha encontrado evidencia de su activación ante estímulos significativos o emocionales, particularmente en aquellas localizadas en las palmas de las manos y en las plantas de los pies.

La figura 2.5 muestra el mecanismo periférico básico involucrado en la producción de la AED. La glándula sudorípara ecrina consta de: 1) *un cuerpo compacto enrollado*, que es la parte secretora de la glándula, y 2) *el conducto sudoríparo*, un tubo largo que es la porción excretoria de la glándula. El conducto sudoríparo permanece relativamente erguido en su trayectoria a través del estrato Malpighii y del estrato lúcido; posteriormente se enrolla ligeramente en el estrato córneo y abre hacia la superficie de la piel en forma de un pequeño poro.

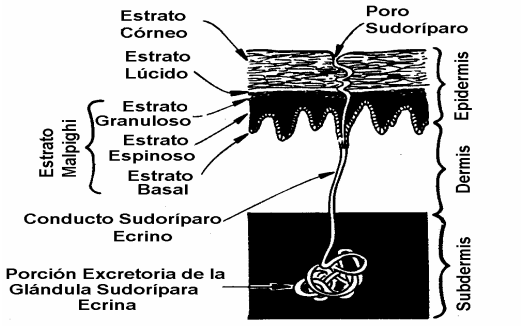


Fig. 2.5.-
Anatomía de la glándula sudorípara ecrina en las capas de la piel.[9]

Para entender cómo está relacionada la AED con las glándulas sudoríparas, podemos pensar en los conductos sudoríparos como un conjunto de resistencias variables alambradas en paralelo. Las columnas de sudor aparecerán en los conductos en proporción al número de glándulas sudoríparas activadas, dependiendo del grado de activación simpática. Conforme se llenen los conductos de sudor, habrá una senda más conductiva en el estrato córneo; entre mayor cantidad de sudor se produzca, menor será el valor de

resistencia. Cualquier cambio en el nivel de sudor en los conductos cambia el valor de las resistencias variables, lo cual permite observar los cambios en la AED.

Se ha identificado que las glándulas sudoríparas humanas tienen inervaciones predominantemente simpáticas, a través de fibras sudomotoras. En rangos normales de temperatura ambiente, se ha encontrado una alta correlación entre los disparos de nervios de activación simpática e incrementos en la conductancia de la piel.

Bases físicas del registro

El fundamento de la medición de la AED consiste en hacer circular una pequeña cantidad de corriente eléctrica a través de 2 electrodos localizados en la superficie de la piel, de tal forma que uno puede medir decrementos momentáneos en la resistencia de la piel, como respuesta a una serie de estímulos visuales, auditivos, olfatorios, gustativos, etc. El principio físico involucrado en la medición de la resistencia o conductancia de la piel es la ley de Ohm, la cual se establece en la ecuación 2-1:

$$V = R\,I \qquad (2\text{-}1)$$

El nivel tónico de la resistencia o conductancia de la piel es el nivel absoluto de resistencia o conductancia en un momento dado y es referido como SRL (Skin Resistance Level) y SCL (Skin Conductance Level). Montada sobre el nivel tónico existen decrementos fásicos en la resistencia (incrementos en la conductancia) referidos como SRR (Skin Resistance Responses) o SCR (Skin Conductance Responses). Existe una relación inversamente proporcional entre los valores de resistencia y conductancia, como se expresa en la ecuación 2-2:

$$C = 1 / R \qquad (2\text{-}2)$$

Se ha adoptado por convenio general, el uso de valores de conductancia más que de resistencia, ya que presentan un comportamiento más lineal con el número de glándulas sudoríparas activadas y la cantidad de sudor secretado. Esto es debido a que las glándulas actúan individualmente como resistencias en paralelo, y la conductancia de un circuito paralelo es simplemente la suma de todas las conductancias en paralelo. Por otro lado, la SCR es potencialmente independiente de la SCL, ya que un incremento en el número de las glándulas que se activan producirá el mismo incremento en la conductancia total de la trayectoria independientemente del nivel de actividad basal. A pesar de que se han presentado argumentos que cuestionan este modelo, para fines de estandarización se ha optado utilizar unidades de conductancia de la piel.

La SCR es generada por algún estímulo nuevo, inesperado, potencialmente importante en el ambiente, así como por la omisión de un estímulo esperado. Uno de los paradigmas mayormente utilizados en Psicofisiología involucra monitorear varios índices de respuestas ante la generación y la habituación a estímulos, en donde la SCR es un componente confiable y fácil de medir.

Preparación del Registro

Los electrodos más utilizados en el registros de AED son los de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), ya que éstos minimizan los potenciales de bias y polarización. Estos electrodos pueden ser fácilmente fijados al sitio de medición a través de cinta adhesiva, lo que permitirá también controlar el tamaño del área de contacto con la pasta electrolítica. Los valores de la conductancia que se registren dependerán precisamente del tamaño de dicha área de contacto. La pasta electrolítica será el medio conductivo existente entre los electrodos y la piel. Es importante señalar que no debe utilizarse la pasta ni el gel para ECG o EEG, puesto que contienen niveles de cloruro de sodio (NaCl), lo cual genera significativas distorsiones en los niveles de conductancia de la piel.

La conductancia de la piel es registrada utilizando dos electrodos sobre sitios activos (registro bipolar), y no importa en qué dirección fluye la corriente entre los dos electrodos. Los registros de conductancia son tomados generalmente sobre las palmas de las manos, sobre los sitios sugeridos en la figura 2.6. La AED puede ser medida desde cualquiera de estos sitios sin embargo la amplitud de la SCR y la SCL es significativamente mayor sobre las falanges distal. Muchos laboratorios usan la mano no dominante para las mediciones de AED porque es más probable que esté libre de cortadas o callosidades, y porque permite tener la mano dominante libre para desarrollar cualquier tarea manual. Se recomienda que ambos electrodos se mantengan sobre la misma mano, para evitar artefactos provenientes del ECG.

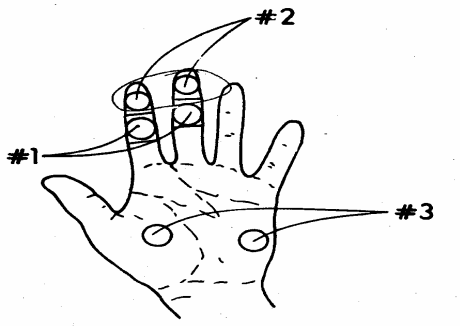


Fig. 2.6.-
Los sitios sugeridos para colocar los electrodos en registros de AED.[9]

Los sitios donde se colocarán los electrodos no deben limpiarse con alcohol o abrasivos, los cuales pueden reducir las propiedades resistivas/conductivas de la piel. Se recomienda únicamente solicitar a los sujetos que se laven las manos con un agua y jabón no abrasivo, y los electrodos serán colocados una vez que la piel esté limpia y seca.

Procedimientos de Cuantificación

La figura 2.7 muestra las señales de dos registros hipotéticos de conductancia de la piel durante un periodo inicial de relajación de 20 segundos, y después durante tres repeticiones de un único estímulo; las flechas señalan la presentación del estímulo. Se puede observar que el SCL comienza en 10 μS (microSiemens) en la señal superior y en 5

μS en la señal inferior. A pesar de que el SCL puede variar ampliamente entre diferentes sujetos y en el mismo sujeto ante diferentes estados psicológicos, el rango típico de valores está entre 2 y 20 μS empleando los procedimientos descritos.

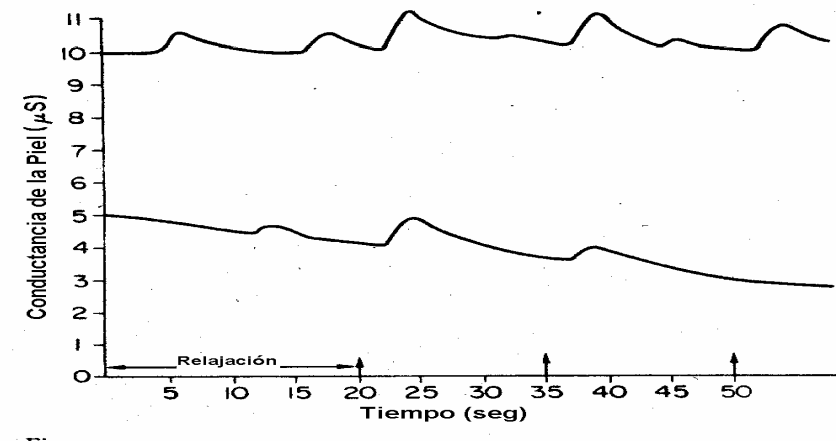


Fig. 2.7.-
Dos registros hipotéticos de la conductancia de la piel.[9]

Es común que el SCL disminuya gradualmente mientras los sujetos están en relajación, y que se incremente súbitamente cuando se introduce una nueva estimulación, posterior a lo cual disminuye gradualmente otra vez. Como se observa, la SCR fásica es tan solo una pequeña fracción del SCL. Si la SCR ocurre en la ausencia de un estímulo identificable como las observadas hasta antes de los 20 segundos en la gráfica anterior, se le conoce como una SCR espontánea o no-específica (NS-SCR). Estas respuestas pueden ser generadas por suspiros, respiraciones profundas o movimientos corporales.

Para analizar las respuestas de los individuos, es común utilizar una ventana de latencia de hasta 4 segundos después de la aparición del estímulo. Cualquier SCR que comience en este periodo es considerada como consecuencia del estímulo en cuestión. Se sugiere no utilizar ventanas de análisis muy amplias a fin de evitar que se contamine con NS-SCR's.

Algunas definiciones y valores típicos de algunos componentes de medición de AED están descritos en la tabla 2.1 y se muestran gráficamente en la figura 2.8. Por ejemplo, la amplitud de la SCR es cuantificada como la cantidad de incremento en la conductancia, medido desde la aparición del estímulo hasta el pico máximo de conductancia alcanzado. El tamaño de SCR alcanza valores entre 0.2 y 1.0 μS.

Es importante considerar que las correlaciones entre los diferentes componentes de la AED no son muy altas, generalmente menor a 0.60. El tamaño y consistencia de estas relaciones es compatible con la hipótesis de que los diferentes componentes de la AED representan fuentes de información parcialmente independientes.

Medida	Definición	Valores típicos
Nivel de conductancia de la piel (Skin conductance level, SCL)	Nivel tónico de la conductancia eléctrica de la piel.	2-20 μS
Frecuencia de la NS-SCR	Número de SCRs espontáneas o no-específicas (en ausencia de estímulo identificable).	1-3 por minuto
Amplitud de la ER-SCR (Amplitude)	Incremento en la conductancia desde la aparición de un estímulo y hasta alcanzar el valor máximo de conductancia.	0.2-1.0 μS
Latencia de la ER-SCR (Latency)	Intervalo de tiempo entre la aparición del estímulo y el inicio de la SCR.	1-3 segundos
Tiempo de levantamiento de la ER-SCR (Rise Time)	Intervalo de tiempo entre el inicio de la SCR y el valor máximo de conductancia registrado.	1-3 segundos
Tiempo de media recuperación de la ER-SCR (Half-Recovery Time)	Intervalo de tiempo entre el valor máximo de conductancia y el punto de 50% de recuperación de la amplitud SCR.	2-10 segundos
Habituación ER-SCR (eventos para habituación)	Numero de estímulos antes de registrarse dos o tres eventos sin respuesta SCR.	2-8 estímulos
Habituación ER-SCR (declive)	Reducción en la amplitud de la ER-SCR en la habituación del individuo.	0.01-0.05 μS por estímulo

Nomenclatura:
ER, evento relacionado (Event-Related)
NS, no específico (Non-Specific)

Tabla 2.1.-
Componentes de interés de la AED, definición y valores típicos

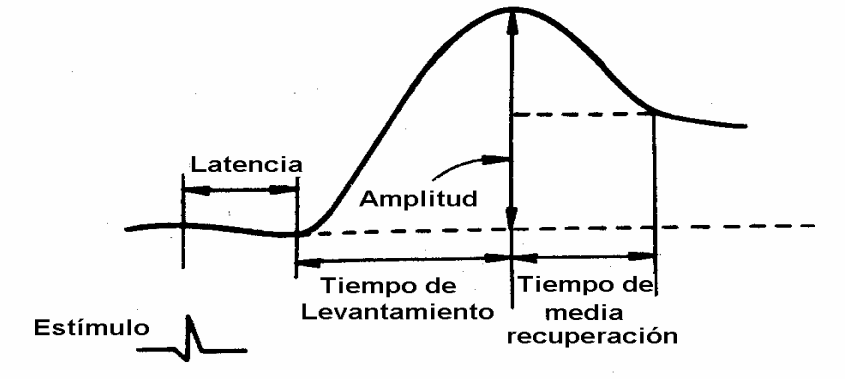


Figura 2.8.-
Representación gráfica de los principales componentes de AED.[9]

En la medición de la AED se presenta frecuentemente sesgo y leptocurtosis en la SCL y en la magnitud de la SCR. Es por ello que se sugiere aplicar algunas técnicas con el fin reducir estos problemas. Una de las técnicas más sencillas es aplicar una transformación logarítmica, tal y como se especifica en la ecuación 2-3 :

$$SCR_{log} = \log (SCR) \qquad (2\text{-}3)$$

Si las mediciones son hechas sobre la magnitud de la SCR, tal que respuestas cero son incluidas, entonces se puede utilizar la siguiente transformación, con la ecuación 2-4. Con ello se solucionará el problema de que el logaritmo para valores menores o igual a cero no está definido.

$$SCR_{log} = \log (SCR + 1.0) \qquad (2\text{-}4)$$

Otra técnica comúnmente socorrida es una transformación utilizando la raíz cuadrada (ecuación 2-5) para normalizar los datos de la respuesta en amplitud; esta transformación no requiere la adición de ninguna constante.

$$SCR_{root} = \sqrt{SCR} \qquad (2\text{-}5)$$

En ciertas ocasiones el utilizar transformaciones logarítmicas o de raíz cuadrada tiene por objetivo alcanzar o mantener la homogeneidad de la varianza entre varios grupos. Si problemas de sesgo, curtosis u homogeneidad de varianza no existen en un conjunto particular de datos, no será necesario aplicar dichas transformaciones.

Otro problema con cuantificar los componentes de AED consiste en la existencia de una gran variabilidad de valores debido a las diferencias individuales. El procedimiento para corregir este problema sugiere manejar un rango individual para cada sujeto y entonces expresar el valor de conductancia como una proporción de ese rango. Por ejemplo, se adquiere el valor de SCL mínimo para un sujeto durante un periodo de descanso y un SCL máximo mientras el sujeto infla un globo hasta tronarlo. De esta forma, el SCL puede ser expresado como una proporción de su rango individual de acuerdo a la ecuación 2-6.

$$SCL_{indiv} = \frac{SCL - SCL_{min}}{SCL_{max} - SCL_{min}} \qquad (2\text{-}6)$$

De manera análoga, para la SCR el valor mínimo puede ser asumido como cero y el máximo puede obtenerse ante la aparición de algún estímulo fuerte y repentino. Así cada SCR individual puede ser modelado simplemente con dividir cada SCR entre el SCR máximo del sujeto, como queda expresado en la ecuación 2-7

$$SCR_{indiv} = \frac{SCR}{SCR_{max}} \qquad (2\text{-}7)$$

El fundamento racional de estos procedimientos es que los SCL y SCR máximo y mínimo de un sujeto se deben principalmente a diferencias fisiológicas (como el grosor del estrato córneo) que no están relacionadas con procesos psicológicos. El objeto de interés para los psicofisiólogos es la variación existente dentro de contextos psicológicos

2.b.3.- Actividad Cardiaca

La investigación psicofisiológica ha puesto interés particular en el funcionamiento del corazón y la circulación de la sangre, centrando su atención en el monitoreo de la frecuencia cardiaca, la presión sanguínea, y el volumen y flujo sanguíneos.

El corazón es el centro del sistema cardiovascular; el término *cardio* se refiere al corazón, y el término *vascular* se refiere a los vasos sanguíneos.[10] El corazón es un órgano muscular hueco que pesa entre 250 y 350 gramos y late más o menos 100 mil veces al día para bombear 7 mil litros de sangre por día a través de 96,540 kilómetros de vasos sanguíneos. Los vasos sanguíneos forman una red de tubos que llevan sangre desde el corazón a los tejidos del cuerpo y luego la regresan al corazón. Como podrá notarse, el estudio del sistema cardiovascular es muy extenso. Es por ello que en le presente capítulo se explicarán solamente algunos de sus aspectos de mayor relevancia para el desarrollo del presente trabajo.

Bases anatómicas y fisiológicas del corazón

El corazón está situado entre los pulmones, y cerca de dos tercios de su masa se encuentra en la línea izquierda de la línea media del cuerpo. Se encuentra rodeado por una estructura denominada pericardio, la cual le ayuda a confinarlo en su posición y a la vez le brinda la suficiente libertad de movimiento para contraerse vigorosamente con rapidez cuando así lo requiera.

Internamente el corazón está dividido en cuatro compartimientos llamados *cavidades*, los cuales reciben la sangre circulante. La figura 2.9 muestra cada una de estas 4 cavidades así como los principales componentes anatómicos del corazón. Las 2 cavidades superiores se denominan *aurículas* derecha e izquierda; las 2 cavidades inferiores son los *ventrículos* derecho e izquierdo. Cuando las aurículas se contraen impulsan una porción de sangre hacia los ventrículos; de manera análoga cuando los ventrículos se contraen impulsan una porción de sangre hacia afuera del corazón a través de alguna arteria.

Con objeto de evitar el reflujo sanguíneo, el corazón tiene unas estructuras que reciben el nombre de *válvulas*. Las válvulas auriculoventriculares se encuentran entre las aurículas y los ventrículos. La válvula auriculoventricular del lado derecho del corazón recibe el nombre de válvula tricúspide; la del lado izquierdo es la válvula bicúspide. Así mismo, las dos arterias que abandonan el corazón, el tronco pulmonar y la aorta, poseen una válvula semilunar cada una: la válvula semilunar pulmonar y válvula semilunar aórtica respectivamente.

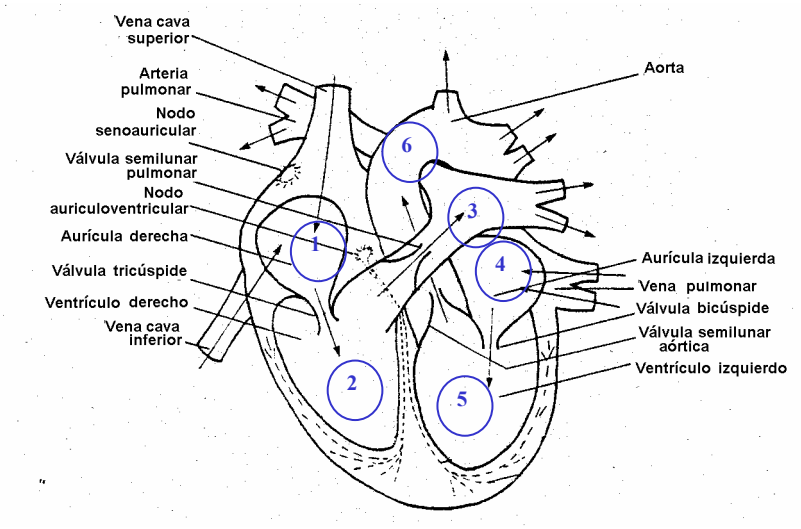


Fig. 2.9.-
Anatomía del corazón: cavidades, válvulas y arterias.[11]

La contracción de las cavidades permite al corazón tener la función del bombeo de sangre. La función de la bomba derecha es mandar sangre al sistema pulmonar, mientras que la bomba izquierda se encarga de suministrar sangre oxigenada al resto del cuerpo. Este recorrido puede observarse en la figura anterior, y se lleva a cabo de la siguiente manera:

1) La sangre baja en oxígeno entra a la aurícula derecha a través de la vena cava superior e inferior y del seno coronario.

2) Al llenarse de sangre, se genera una contracción en la aurícula derecha, provocando el envío de la sangre hacia el ventrículo derecho, a través de la válvula tricúspide.

3) El ventrículo derecho se llena de sangre y se genera una contracción de éste, que a su vez manda sangre al pulmón por medio de la arteria pulmonar.

4) Desde los pulmones, la sangre oxigenada regresa al corazón, pero ahora a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares.

5) Al llenarse de sangre, se genera una contracción en la aurícula izquierda, provocando el envío de la sangre hacia el ventrículo izquierdo, a través de la válvula bicúspide.

6) Finalmente, el ventrículo izquierdo se llena de sangre y se genera una contracción de éste, que a su vez manda sangre por medio de la arteria aorta para ser distribuida al resto del cuerpo.

El corazón está inervado por el sistema nervioso autónomo (SNA), sin embargo las neuronas autónomas que lo inervan solamente tienen la habilidad de aumentar o disminuir el tiempo en el que se completa un ciclo cardiaco (latido). Es decir el SNA no es el encargado de generar el inicio de la contracción. Las paredes de las cavidades del corazón

pueden contraerse y relajarse sin ningún estímulo directo del sistema nervioso. Esta acción es posible gracias a un sistema intrínseco de regulación que posee el corazón, y el cual recibe el nombre de *sistema de conducción*.

Electrocardiograma (ECG)

La transmisión de impulsos eléctricos a través del sistema de conducción para generar las contracciones de las cavidades, produce señales eléctricas que pueden ser detectadas sobre la superficie del cuerpo. El registro de estos cambios eléctricos que acompañan al ciclo cardiaco se denomina electrocardiograma (ECG).

En un registro típico de ECG como el presentado en la figura 2.10, hay tres ondas claramente reconocibles que acompañan a cada ciclo cardiaco.

La primera se denomina *onda P*, es una pequeña onda que se dirige hacia arriba, y representa la despolarización de la aurícula. Una fracción de segundo después que inicia la onda P, se contrae la aurícula.

La segunda onda, recibe el nombre de *complejo QRS*, comienza hacia abajo como una deflexión y continúa como una onda grande hacia arriba, y triangular, y termina como una onda hacia abajo en su base. Esta deflexión representa la despolarización ventricular. Un instante después que inicia la onda QRS, los ventrículos se someten a contracción.

La tercera onda reconocible es la *onda T*, la cual tiene forma de domo y representa la repolarización ventricular. No hay onda que muestre la repolarización auricular debido a que el complejo QRS enmascara este suceso.

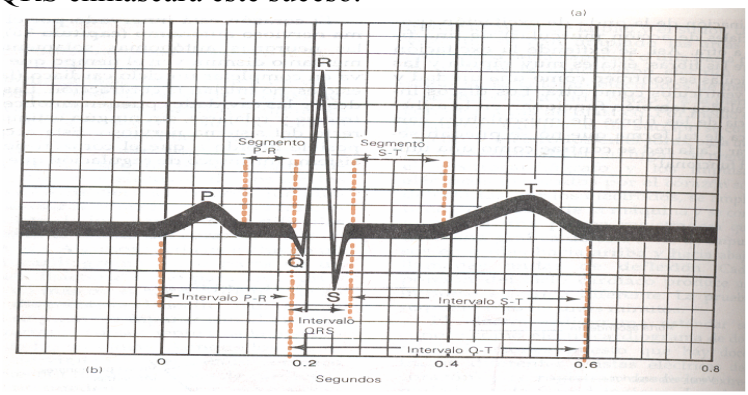


Fig. 2.10.-
Electrocardiograma de un solo latido.[10]

Se han definido algunos intervalos de particular interés que brindan información relevante a los eventos que ocurren en el ciclo cardiaco. Por ejemplo, el *intervalo P-Q* se mide desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS. Representa el tiempo desde el inicio de la excitación auricular hasta el inicio de la excitación ventricular, y que generalmente es de no más de 0.2 segundos.

El ECG es una herramienta invaluable en el diagnóstico del ritmo cardiaco y de patrones de conducción. Permite detectar ritmos cardiacos anormales, la detección de presencia de vida fetal, el seguimiento a la recuperación a partir de un ataque cardiaco, y la presencia de eventos y anomalías. Al realizar una lectura de un electrocardiograma, es importante considerar el tamaño de las ondas y la duración de los intervalos.

Fisiología del ciclo cardiaco

En un latido normal, inicialmente las dos aurículas se contraen mientras que los dos ventrículos se relajan. Posteriormente cuando los dos ventrículos se contraen, las dos aurículas se relajan. El término *sístole* se refiere a la fase de contracción, mientras que *diástole* es la fase de relajación. Un ciclo cardiaco, o un latido completo, consiste de la sístole y diástole de ambas aurículas, además de la sístole y diástole de ambos ventrículos. Además del registro de ECG, en el estudio del sistema cardiovascular es de interés el comportamiento de la presión arterial en las fases de sístole y diástole en los ciclos cardiacos, sin embargo para los fines de este trabajo no se abundará en dicho comportamiento.

Si se toma en cuenta que el promedio de la frecuencia cardiaca es aproximadamente 75 latidos por minuto, entonces cada ciclo cardiaco requiere de cerca de 0.8 segundos. Durante *el primer 0.1 segundo*, las aurículas se contraen y los ventrículos se encuentran relajados; las válvulas auriculoventriculares están y las válvulas semilunares están cerradas.

Durante *los siguientes 0.3 segundos*, las aurículas se relajan y los ventrículos se contraen. En la primera parte de este último periodo, todas las válvulas se cierran; durante la segunda parte, las válvulas semilunares se abren.

En *los últimos 0.4 segundos* del ciclo todas las cavidades, aurículas y ventrículos están en diástole. En la primera parte de este último periodo, todas las válvulas se cierran; durante la segunda parte, las válvulas auriculoventriculares se abren y la sangre comienza a drenar hacia los ventrículos. Entonces en un ciclo completo las aurículas están en sístole 0.5 segundos y en diástole 0.3 segundos; los ventrículos están en sístole 0.3 segundos y en diástole 0.5 segundos. Cuando el corazón late más rápido de lo normal, el periodo de relajación se reduce proporcionalmente al incremento en la velocidad de los latidos.

La frecuencia cardiaca y la fuerza de contracción pueden aumentar por medio de la estimulación del SNA simpático desde el centro cardioacelerador en la médula oblongada o bulbo raquídeo. Así mismo puede disminuir por la estimulación del SNA parasimpático desde del centro cardioinhibidor en la médula oblongada. Los barorreceptores o receptores de presión son células nerviosas que responden a los cambios de la presión de la sangre, y actúan sobre centros cardiacos del bulbo raquídeo a través de 3 vías reflejas: reflejo del seno carotídeo, reflejo aórtico y reflejo auricular derecho del corazón.

Otros elementos que ejercen influencia sobre la frecuencia cardiaca son las sustancias químicas (adrenalina, sodio, potasio), temperatura, emoción, sexo y edad. Las emociones intensas como miedo, ira y ansiedad, así como numerosos factores estresantes

fisiológicos, aumentan la frecuencia cardiaca como resultado del síndrome de adaptación general. Diversos estados mentales, como los de depresión y duelo, tienden a estimular el centro cardioinhibidor y reducir la frecuencia cardiaca.

Fotopletismografía

Existen algunas técnicas, además del ECG, para detectar e identificar diferentes parámetros de interés del sistema cardiovascular. Una de estas técnicas es la fotopletismografía, la cual consiste en transmitir haces de luz a través de los vasos capilares y detectar el nivel correspondiente de reflexión o refracción de dichos haces. Debido a que las pulsaciones arteriales llenan los vasos capilares, los cambios en el volumen de sangre en las venas modifican las propiedades de absorción, reflexión y dispersión de la luz.

En la figura 2.11 pueden observarse 2 métodos fotopletismográficos, en donde se aprecian fuentes emisoras de luz que son transmitidas a través del tejido.[12] Complementariamente se aprecia un fotosensor el cual sirve en el caso a) para medir el nivel de reflexión de los haces en el hueso, y en el caso b) para medir el nivel de transmisión de los haces a través del pabellón de la oreja. En ambos casos las propiedades de reflexión y refracción de la luz se ven afectadas cuándo ésta cruza a través de un medio más denso, cuando los vasos capilares se encuentran con mayor cantidad de sangre. Cuando esta situación se presente, los niveles de luz detectados en el fotosensor disminuirán considerablemente en comparación de cuando los vasos capilares se encuentran con menor cantidad de sangre.

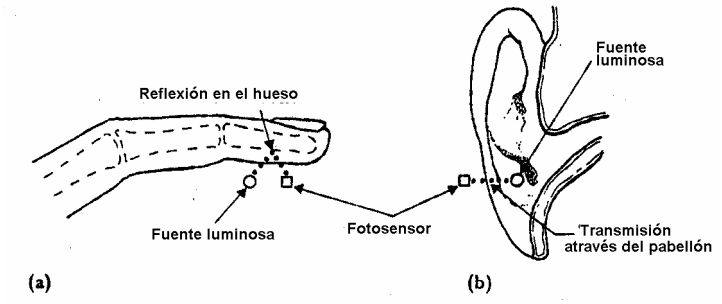


Fig. 2.11.-
Métodos fotopletismográficos
a)Luz transmitida sobre la eminencia hipotenar del dedo
b) Luz transmitida a través del pabellón aural.[12]

Se tienen diferentes alternativas que funcionen como fuentes emisoras de luz. Puede utilizarse por ejemplo una lámpara miniatura de tungsteno, sin embargo el calor generado por ésta puede causar vaso dilatación, lo cual alteraría las mediciones a lo largo de un registro. Un dispositivo menos voluminoso puede formarse mediante el uso de un LED de Arsenio de Galio como fuente emisora, el cual produce una fuente luminosa de banda angosta con un pico de emisión espectral a una longitud de onda de 940 nanómetros (nm).

De la misma manera se tienen diferentes opciones como fuentes de detección de luz o fotosensores. Se han utilizado por ejemplo celdas fotoconductivas, sin embargo son voluminosas y presentan problemas ya que si son expuestas previamente a la luz natural, la sensibilidad de la celda puede verse afectada. Además de será necesario un filtro que restrinja la sensibilidad de este sensor a emisiones luminosas próximas al infrarrojo, de tal forma que los cambios en el contenido de oxígeno en la sangre no causen cambios en la sensibilidad.

Como alternativa, puede utilizarse un fototransistor de Silicio el cual es menos voluminoso. Será conveniente sin embargo agregar un filtro que permita solamente el paso de la luz infrarroja y así prevenir la detección de señales de 120 Hz proveniente de luces fluorescentes. Esto último no previene de la luz de DC proveniente de luces de tungsteno o de la luz del día, y que causan cambios de línea base; es por ello que estos dispositivos deben incluir pruebas que permitan medir los niveles de intensidad de luz existente en el medio.

A la salida de los fotosensores se tendrá un determinado valor de transmitancia, modulado por pequeños cambios debido a las pulsaciones sanguíneas. Para eliminar los altos niveles de línea base, se sugiere implementar filtros paso alta con frecuencia de corte de 0.05 Hz (casi DC). La señal resultante será amplificada para obtener una obtener los niveles necesarios para procesarla satisfactoriamente.

La fotopletismografía es una técnica que presenta importantes ventajas en comparación con otras técnicas de monitoreo del comportamiento cardiovascular. La principal de ellas es que su implementación es relativamente sencilla, y nos permite observar el instante en el que ocurren los eventos necesarios para obtener los valores de tasa cardiaca con una alta precisión. Inclusive existen actualmente técnicas que permiten hacer estudios de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) utilizando las señales obtenidas con estos dispositivos.

Por otro lado ofrece otra ventaja en el sentido refleja las respuestas a las acciones de pulsación cardiaca y no a las señales eléctricas de ECG. La electrocirugía comúnmente deshabilita el ECG, sin embargo la fotopletismografía permite monitorear el comportamiento cardiovascular, siempre que el paciente esté protegido adecuadamente.

Entre sus principales desventajas se tiene que es muy sensible a artefactos por movimiento. Cualquier movimiento del fotopletismógrafo en relación con el tejido provoca severos cambios en la transmitancia de la línea base. Estos artefactos debido al movimiento saturan el amplificador y en general estropean la señal para su análisis. Además mediante dicha técnica se puede tener muy escasa información de cambios en el volumen sanguíneo.

Cuando un paciente está en estado de shock, la vasoconstricción causa una importante reducción en flujo periférico, provocando una salida minúscula de transmitancia que se volverá no funcional el dispositivo. A pesar de esto último se pueden efectuar modificaciones en el fotopletismógrafo que den solución a tal contratiempo; por ejemplo se

puede adaptar la transmisión de la luz a través del septo nasal con lo cual se tendrá una salida que se correlaciona bien con el flujo sanguíneo cerebral.

2.c) ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES

En la actualidad existe una amplia gama de procesos de investigación, diagnóstico o terapia de rehabilitación basados en el estudio de señales del cuerpo. Inclusive se han desarrollado técnicas que a partir de un conjunto de señales se pueden construir imágenes en 2 y 3 dimensiones espaciales. En la utilización de técnicas como son el EEG, ECG, EMG, Ultrasonido y otras es importante extraer la información relevante de dicha señal, filtrar el ruido y presentarla en una forma más comprensible. La representación de señales biomédicas en un formato electrónico, facilita el procesamiento y análisis de los datos adquiridos.[13] La figura 2.12 ilustra los pasos y procesos que generalmente envuelven el manejo de las señales biomédicas a través de medios electrónicos y computacionales:

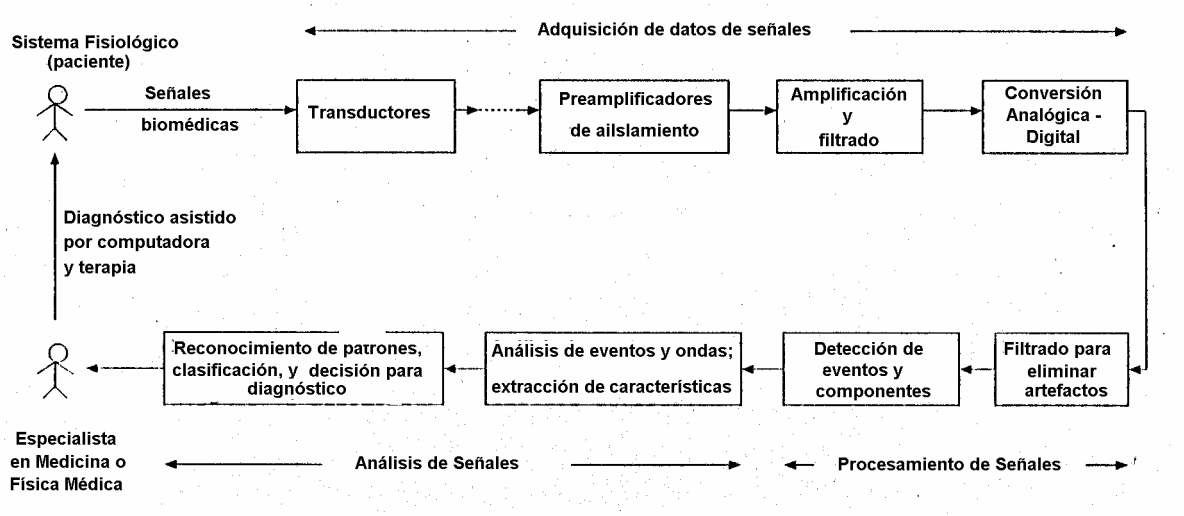


Fig. 2.12.-
Procesos en la adquisición y análisis computacional de señales biomédicas.[13]

Adquisición

En esta etapa a través de transductores mecánicos, eléctricos o luminosos (o bien por una combinación de ellos), se transforma la respuesta corporal en una respuesta eléctrica variable que pueda ser registrada por un equipo electrónico. Este último consta de pre-amplificadores que tienen una doble finalidad: aislar al paciente del resto del equipo electrónico de medición y generar condiciones eléctricas que favorezcan la detección de las señales eléctricas. Ejemplo de esto último son los pre-amplificadores de alta impedancia de entrada para las señales de EEG o EMG.

Posteriormente el equipo electrónico se encargará de amplificar la señal, ya que generalmente la señal tiene niveles de voltaje muy pequeños, mismos que requieren adecuarse a niveles eléctricos que permitan un manejo más adecuado de dichas señales. Así mismo se utilizan filtros que permitan reducir al máximo el ruido en la señal y cualquier otra señal que no sea de interés. Finalmente la señal se convierte a formato digital mediante el uso de un Convertidor Analógico-Digital (CAD). La señal digitalizada puede ser almacenada en dispositivos de almacenamiento como discos duros o unidades de cinta, y/o ser procesada o analizada mediante diferentes técnicas digitales.

Procesamiento

En esta etapa se prepara y se adecua la señal o señales adquiridas para su posterior análisis. En el manejo de señales del cuerpo esta etapa tiene una importancia especial, ya que este tipo de señales son muy susceptibles a presentar diversos tipos de artefactos. A diferencia de en la etapa de adquisición, en donde los dispositivos eléctricos y electrónicos son los que efectúan las tareas, en el procesamiento se utilizan herramientas de cómputo. A través de programas computacionales, y generalmente en combinación con la interacción de profesionales biomédicos que interactúan con el software, se eliminan o se minimizan los artefactos presentes.

En algunas aplicaciones se utilizan filtros digitales que permiten reducir aún más toda señal que no sea de interés. Finalmente la señal adquirida se agrupa en un conjunto de segmentos, los cuales tienen un formato determinado a partir de algún evento externo o interno de interés.

Análisis

En esta etapa se extrae o se calcula a partir de la señal toda la información de relevancia. Dependiendo de la naturaleza del estudio puede que sea de interés conocer un determinado número de eventos presentes en la señal, el valor máximo de la señal, el instante de tiempo en el que se presenta la respuesta, la forma de la señal, la respuesta en frecuencia, distribución espectral de la energía de la señal, la semejanza de la respuesta con patrones establecidos o con respuestas en etapas previas, etc.

Para determinar los resultados del análisis el profesional biomédico con apoyo de los resultados presentados por un programa computacional indicará los hallazgos. El programa computacional será el encargado de ejecutar el algoritmo que permita encontrar o calcular los datos de interés. Existen algoritmos que se aplican de manera general para cualquier tipo de señal, y existen otros muy específicos para el tipo de señal adquirida.

Es importante señalar que en el presente trabajo se abundará en la parte procesamiento y análisis de señales, más que en la adquisición de las mismas. Sin embargo también es necesario considerar algunas particularidades de la adquisición de las señales, a fin de seleccionar y diseñar los métodos de procesamiento y análisis más adecuados.

2.c.1.- Digitalización de señales

En nuestros días los sistemas de manejo de señales han ido migrando gradualmente al dominio digital debido a que ofrece una fidelidad superior al dominio analógico, permite una mayor reducción de los niveles de ruido, y brinda una importante flexibilidad de procesamiento y facilidad para la extracción de información relevante.[14] Es por ello que las señales analógicas son convertidas a formato digital y aplicarles posteriormente técnicas de *Procesamiento Digital de Señales* (PDS).

Las señales crudas adquiridas como la mostrada en la figura 2.13, no siempre muestra en primera instancia información útil. Regularmente se requiere transformar la señal, remover el ruido que la perturbe, identificar y corregir los artefactos, o compensar los efectos ambientales tales como temperatura o humedad. Mediante el análisis y procesamiento digital de los datos, se puede extraer información relevante y presentarla en una forma más entendible que los simples datos crudos, tal como se muestra en la figura 2.14.

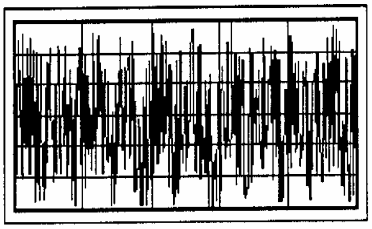


Fig. 2.13.-
Señal cruda.[14]

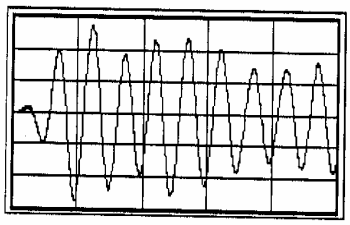


Fig. 2.14.-
Señal procesada.[14]

En la práctica, la conversión es implementada mediante el uso de un Convertidor Analógico-Digital (CAD). Considere una señal analógica $x(t)$ que es muestreada cada Δt segundos. El intervalo de tiempo Δt es conocido como el *intervalo de muestreo* o *periodo de muestreo* (t_s). Su recíproco es conocido como la *frecuencia de muestreo* (f_s), y tiene unidades de muestras/segundo, tal que:

$$f_s = 1/\Delta t \qquad (2\text{-}8)$$

Cada valor discreto de $x(t)$ para $t = 0, \Delta t, 2\Delta t, 3\Delta t$, y así sucesivamente, es conocido como una muestra; así, $x(0), x(\Delta t), x(2\Delta t)$, ..., son muestras. La señal $x(t)$ puede entonces ser representada por el siguiente conjunto discreto de muestras:

$$x(t) \approx \{ x(0), x(\Delta t), x(2\Delta t), x(3\Delta t), \ldots, x(m\Delta t), \ldots \} \qquad (2\text{-}9)$$

La figura 2.15 muestra una señal analógica y su correspondiente versión muestreada. Nótese que las muestras están definidas a puntos discretos en el tiempo. La siguiente notación representa las muestras individuales

$$x[n] = x(n\Delta t) \qquad \text{para } n=0,1,2,\ldots \qquad (2\text{-}10)$$

La anterior representación de *x(t)* es conocida como la representación digital o la versión muestreada de *x(t)*. Se puede observar que la secuencia x[*n*] está indexada sobre la variable entera *n* y que no contiene información alguna acerca de la tasa de muestreo.

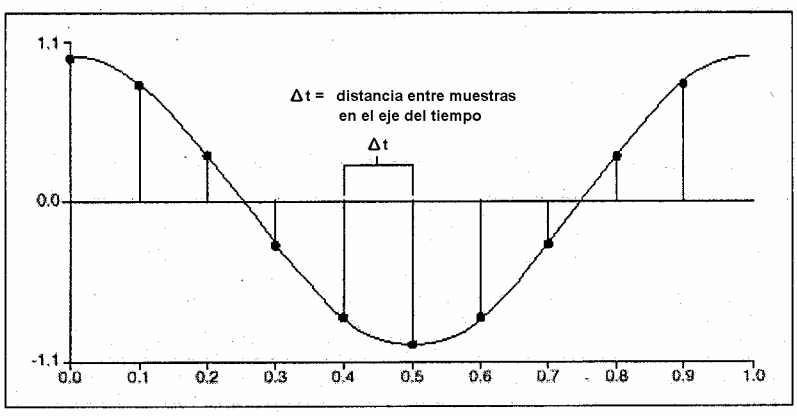


Fig. 2.15.-
Señal analógica y su correspondiente versión muestreada.[14]

Uno de los elementos más importantes en un sistema de medición de entrada analógica, es la tasa a la cual el dispositivo de medición muestrea la señal de entrada. La tasa de escaneo o *tasa de muestreo*, determina cada cuando tiene lugar una conversión analógica-digital (A/D). Una tasa de muestreo rápida adquiere más puntos en un tiempo determinado y puede formar una mejor representación de la señal original. Muestrear demasiado despacio genera un fenómeno llamado *aliasing*, el cual consiste en formar una representación incorrecta de la señal analógica. Este submuestreo provoca que la señal pareciese tener una frecuencia diferente a la que realmente posee.

La figura 2.16 muestra una señal muestreada arriba con una tasa de muestreo adecuada y abajo con una baja tasa de muestreo; en esta última se observan los efectos antes indicados. A esta mal interpretación de la señal y que hace que la señal aparente tener una frecuencia diferente de la que realmente tiene, se le llama alias.

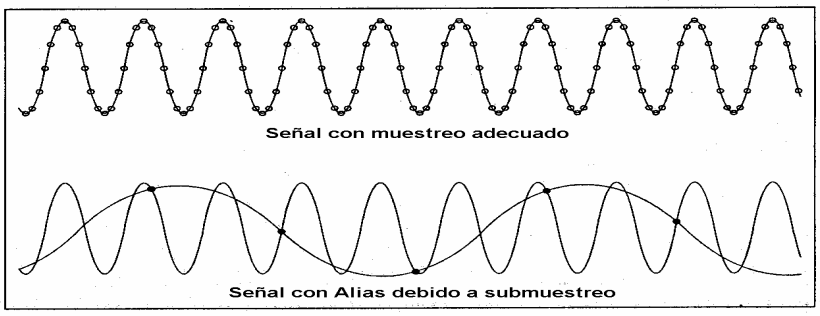


Fig. 2.16.-
Efectos del aliasing de una tasa de muestreo no apropiada.[14]

De acuerdo con el teorema de Nyquist, para evitar el aliasing es necesario muestrear a una velocidad igual o mayor a dos veces el componente de frecuencia máxima de la señal que se está adquiriendo, es decir:

$$f_s \geq 2 * Fmax_{x(t)} \qquad (2\text{-}11)$$

A partir de una determinada frecuencia de muestreo f_s, se tiene una frecuencia máxima que pueda representar adecuadamente a la señal original; a dicha frecuencia se le ha definido como la frecuencia de Nyquist ($f_{Nyquist}$) y su valor es de la mitad de la frecuencia de muestreo, es decir:

$$f_{Nyquist} = 0.5 * f_s \qquad (2\text{-}12)$$

Cualquier componente en frecuencia de la señal original que era superior al de la frecuencia de Nyquist, generará componentes en aliasing, entre DC y $f_{Nyquist}$. Las figuras 2.17 y 2.18 ilustran este fenómeno. Considere que una señal tiene los componentes en frecuencia

F1=25 Hz *F3*=160 Hz
F2=70 Hz *F4*=510 Hz

Y que la frecuencia de muestreo es
f_s = 100 Hz
Con ello se tendrá una frecuencia de Nyquist de
$f_{Nyquist}$ = 50 Hz
Las frecuencias por debajo de $f_{Nyquist}$ son muestreadas y representadas correctamente. Las frecuencias por encima de ella aparecen en alias, como F2, F3 y F4, presentan tienen alias a los 30 Hz, 40 Hz y 10 Hz respectivamente.

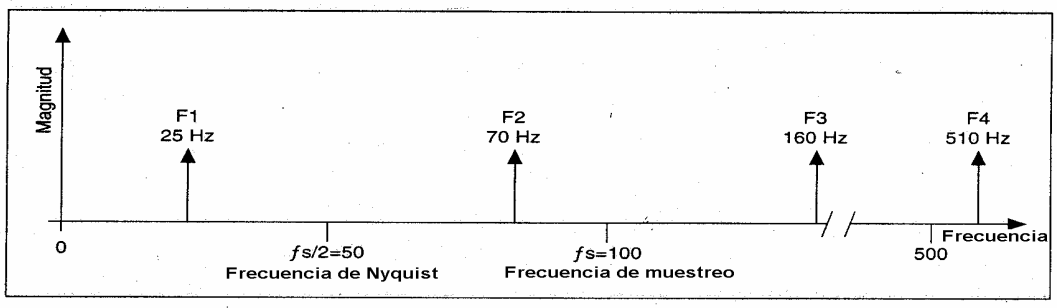


Fig. 2.17.-
Componentes en frecuencia de la señal real.[14]

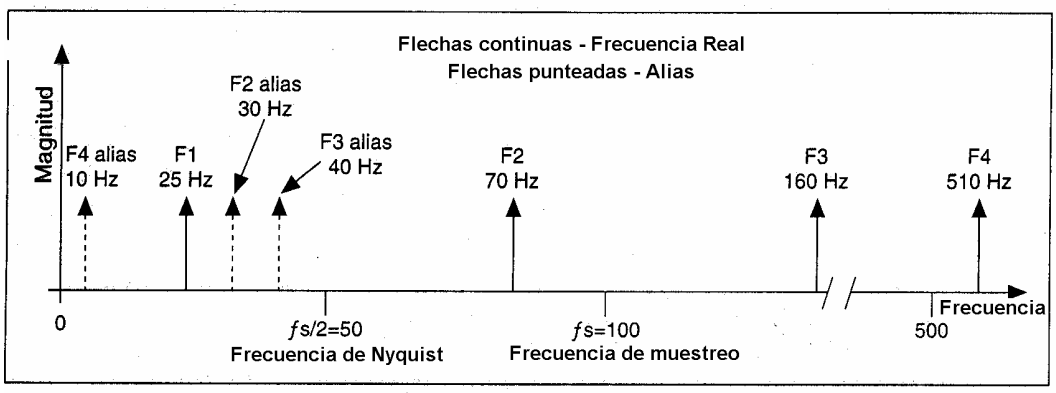


Fig. 2.18.-
Componentes en frecuencia de la señal y en alias.[14]

La frecuencia de alias (Alias Frequency, *AF*) es igual al valor absoluto de la diferencia entre el múltiplo entero más cercano a la frecuencia de muestreo (Closer Integer

Multiple Sample Frequency, *CIMSF*) y el componente en frecuencia de la señal de entrada (Input Frequency, *IF*), es decir

$$AF = | CIMSF - IF | \qquad (2\text{-}13)$$

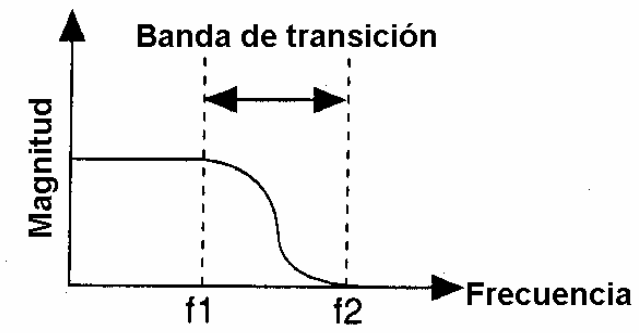
Por ejemplo para F3,

$$\text{Alias F3} = | 2*100 - 160 | = 40 \text{ Hz}$$

En contraparte, si se muestrea a una mayor velocidad, se obtendrá una forma de onda más precisa y que representará de mejor manera a la señal original. Su única desventaja consiste en que generará una mayor cantidad de datos, siendo necesaria una mayor capacidad de memoria RAM para el procesamiento de la señal, y mayor espacio en disco duro o cinta para el almacenamiento de la misma.

Por otro lado, para asegurar que el contenido en frecuencia de la señal de entrada está limitado, se sugiere agregar un filtro paso baja antes del CAD. Esto se hace debido a que nuestras señales pueden estar contaminadas por señales extrañas, mismas que pueden causar aliasing y provocar resultados erróneos en el análisis. El filtro mencionado es llamado filtro *anti-alias* porque atenúa frecuencias mayores a la frecuencia de Nyquist $f_{Nyquist}$; previene que los componentes de aliasing sean muestreados.

El filtro anti-alias deberá ser un filtro analógico ya que funciona en la preparación previa de la señal antes de que sea digitalizada (muestreada). En la figura 2.19 se observa la respuesta en frecuencia de un filtro real anti-alias, el cual permite el paso de todas las frecuencias menores *f1* y rechaza las frecuencias mayores a *f2*. La región entre *f1* y *f2* es conocida como la banda de transición, la cual contiene una atenuación gradual de las frecuencias de entrada.



. Fig. 2.19.-
Filto anti -alias real.[14]

Así, en la práctica se debe utilizar una frecuencia de muestreo mayor a dos veces la frecuencia máxima de la banda de transición del filtro analógico, es decir:

$$f_s \geq 2 * f2_{filtro} \qquad (2\text{-}14)$$

2.c.2.- Filtrado digital

El filtrado es el proceso en el cual el contenido en frecuencia de una señal es modificado, atenuándose generalmente un rango de frecuencia no deseado.[15] Se tiene la consideración implícita en su uso de que el contenido de interés de la señal es diferente al del resto de la señal original, y tal contenido puede ser separado. El filtrado es una de las técnicas de procesamiento de señales más utilizadas. Las modernas herramientas de digitalización y de procesamiento digital de señales han permitido reemplazar los tradicionales filtros analógicos por filtros digitales en diferentes aplicaciones tales como: audio, telecomunicaciones, geofísicas y monitoreo biomédico.

Entre las principales ventajas que presentan los filtros digitales respecto a los filtros analógicos se tiene que:

1.- Son fáciles de construir, probar y modificar, ya que una vez creada la electrónica y el dispositivo digital sobre el que esté operando, solamente se requiere programar las instrucciones del filtro.

2.- Están construidos a partir de operaciones de multiplicación, suma y resta, lo que les brinda una mayor facilidad para implementar.

3.- Factores ambientales como la temperatura o humedad no afectan su comportamiento; por ello mismo no requieren de componentes electrónicos de precisión.

4.- Presentan una relación costo-beneficio superior.

En el uso de filtros se utilizan medidas en decibeles (dB) para referirse a los niveles de atenuación en la señal original. La unidad de decibeles está definida por la ecuación 2-15, donde G es la ganancia (o atenuación) en dB que sufre la señal de entrada del filtro con respecto a la de salida, *log* es el logaritmo base 10, A_i es la amplitud de la señal a la entrada del filtro, A_o es la amplitud a la salida del filtro, f es la frecuencia de referencia para las consideración de las magnitudesA_i y A_o.

$$G\,[\mathrm{dB}] = 20 \log \left(A_o(f) \,/\, A_i(f) \right) \qquad (2\text{-}15)$$

Si la amplitud de salida del filtro A_o es igual a la magnitud de entrada A_i, se tiene el valor de 0 dB. Por otro lado, si la amplitud de salida A_o es igual a 0, se tiene el valor de $-\infty$ dB. Así mismo, si la potencia de salida A_o es igual a la mitad de la potencia de entrada A_i, se tiene el valor de –3 dB. Estos tres son valores de referencia de uso común en el diseño y aplicación de filtros.

Filtros ideales

Un filtro ideal está conformado por una o más bandas de paso (pass band, PB), en las cuales la ganancia es 0 dB, y es el rango de frecuencia que pasa a través del filtro. Consta también de una o más bandas de supresión (stop band, SB), en las cuales la

ganancia es de - ∞ dB, y corresponde a las frecuencias que son atenuadas. Los valores de frecuencia que delimita la PB y la SB se le denomina frecuencia de corte f_c, parámetro que es indispensable determinar en el diseño de filtros.

Con base en el rango de frecuencias que permiten pasar o que atenúan, los filtros pueden ser clasificados en:

1.- Paso baja.- Permiten el paso de todas las frecuencias por debajo de f_c

2.- Paso alta.- Permiten el paso de todas las frecuencias mayores a f_c

3.- Paso banda.- Permiten el paso de todas las frecuencias entre f_{c1} y f_{c2}

4.- Supresor de banda.- Atenúa todas las frecuencias entre f_{c1} y f_{c2}.

En la figura 2.20 se muestra la respuesta en frecuencia ideal de estos filtros.

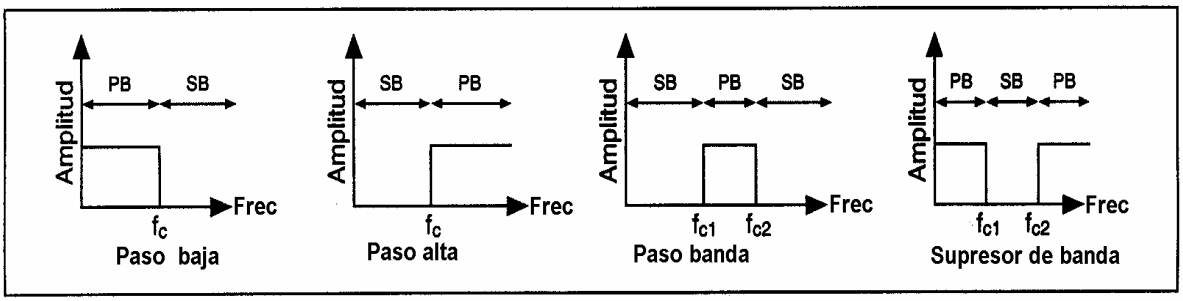


Fig. 2.20.-
Respuesta en frecuencia de filtros ideales.[15]

Filtros reales

En la práctica, la respuesta de los filtros implementados presenta algunas variantes en comparación con los filtros ideales descritos previamente:

1) La respuesta del filtro en la PB no es plana y con ganancia de 0 dB, sino que muestra variaciones en los valores de ganancia y presenta ondulaciones denominadas rizos.

2) La respuesta del filtro en la SB no es plana y difícilmente su ganancia llega a - ∞ dB y se debe especificar un valor con el cual se satisfacen las necesidades. En términos generales se considera como SB a partir de que se tenga un valor de ganancia menor o igual a –3 dB. Al igual que en la PB, se presentan rizos en la SB.

3) Existe entre la PB y SB una región finita llamada banda de transición (transition band TB) entre ambas, y consiste en la región en donde la ganancia del filtro disminuye gradualmente desde–3 dB.

En la figura 2.21, se muestran la PB, SB y TB para los diferentes tipos de filtros reales; la TB aparece sombreada

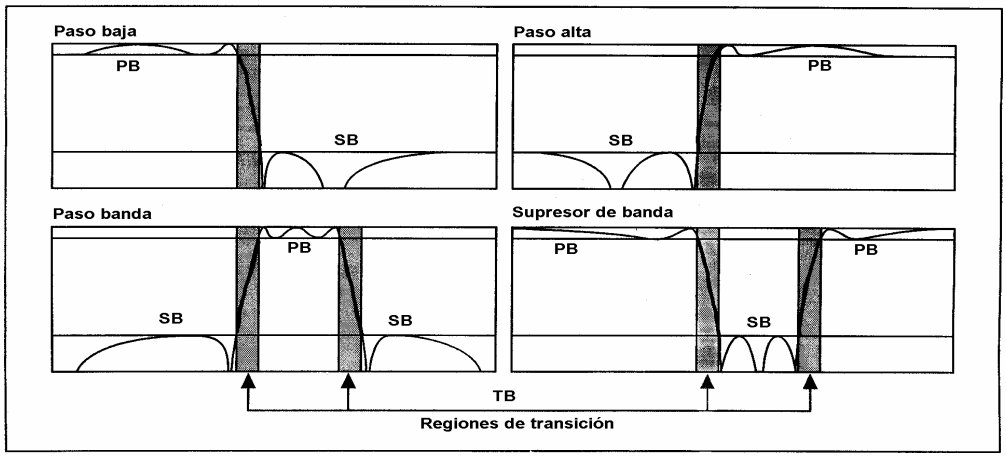


Fig. 2.21.-
Filtros reales.[15]

De esta forma, el diseño de filtros reales consiste en una aproximación a una respuesta en magnitud deseada y sujeta a ciertas restricciones. Un filtro podrá contar con componentes cuyo comportamiento se aproxime más a la respuesta ideal (rizo en la PB, rizo en la SB, ganancia en la SB, ancho de la TB) y que sin embargo, otros componentes se alejen aún más del comportamiento ideal. Con base en las características de cada aplicación, se dará mayor importancia a alguno de dichos componentes.

Los filtros digitales reales se aproximan más a la respuesta de un filtro ideal conforme el orden del filtro es mayor. El orden de un filtro está directamente relacionado con el número de coeficientes que lo describen; entre mayor sea el orden del filtro, mayor será el número de multiplicaciones y sumas para obtener su respuesta a una señal de entrada.

Filtros FIR

Los filtros digitales pueden ser clasificados a partir de los valores sobre los cuales opera. Los filtros que operan solamente sobre los valores de entrada de la señal reciben el nombre de *filtros de Respuesta Finita al Impulso (Finite Impluse Response, FIR)* o filtros promediadores. Estos filtros ejecutan una convolución de los coeficientes del filtro con una secuencia de valores de entrada, produciendo una secuencia equivalente de valores de salida. Si se presenta una función impulso a la entrada del filtro, situación en la que todas las entradas subsecuentes son cero, la salida del filtro llegará a cero después de cierto tiempo (igual al número de coeficientes del filtro). Los filtros FIR son sencillos de diseñar y proveen una respuesta lineal en fase.

Los filtros FIR tienen diversos métodos de diseño. Uno de ellos es el diseño por ventanas, técnica que aplica la Transformada Discreta de Fourier Inversa a la respuesta en magnitud deseada, para posteriormente a este resultado aplicarle una ventana en el dominio del tiempo. Otra técnica utiliza el algoritmo de Parks-McClellan el cual produce filtros con una respuesta de rizo uniformemente distribuida sobre la PB y SB. Cuando se usan técnicas convencionales para el diseño de filtros FIR para determinados anchos de banda, el filtro resultante puede ser muy extenso. Esto a su vez genera prolongados tiempos de diseño e implementación, y una mayor susceptibilidad a imprecisiones numéricas.

Filtros IIR

Si el filtro opera sobre los valores de entrada y sobre los valores de salida previos, éste recibe el nombre de *filtro de Respuesta Infinita al Impulso (Infinite Impulse Response, IIR)* o filtro promediador auto regresivo. La respuesta a un impulso como entrada es infinita en el sentido que la respuesta del filtro nunca llega a cero. Los filtros IIR pueden alcanzar el mismo nivel de atenuación que los filtros FIR con mucho menor cantidad de coeficientes, permitiéndole aplicarse de manera más rápida y eficiente.

El diseño de filtros digitales IIR deriva del diseño clásico de filtros analógicos, a partir de lo cual se tienen diferentes tipos de filtros IIR. En la tabla 2.2 se presenta una tabla los principales tipos de filtro IIR y sus características distintivas. Cada uno de ellos presenta ventajas y desventajas en su uso. Con base en las necesidades de cada aplicación, se debe seleccionar el filtro a utilizar. De la figura 2.22 a la figura 2.27 se muestra gráficamente la respuesta característica de cada tipo de filtro IIR descrito en la tabla 2.2; considérese para ellos una frecuencia de corte $f_c = 0.25$ Hz

Nombre	Característica	PB	TB	SB	Ventaja	Desventaja
Butterworth	Respuesta plana (sin rizos) para todas las frecuencias. Magnitud de filtro ideal en la PB y TB	Comportamiento plano, de magnitud 1 (0 dB)	Decremento monótono y suave. En f_c, la magnitud es 0.5 (–3 dB)	Comportamiento plano, de magnitud 0 ($-\infty$ dB)	No presentan rizos y su respuesta es suave y monótona	Ancha TB con lenta caída.
Chebyshev	Presentan rizo en la PB	Rizos uniformes que provocan magnitud variable	Caída pronunciada	Decremento monótono	TB estrecha con un filtro de menor orden	Al aumentar el orden del filtro aumenta el rizo en la PB
Chebyshev inverso	Presentan rizo en la SB	Comportamiento plano	Caída pronunciada	Rizos uniformes que provocan magnitud variable	Distribuyen el error sobre SB y no en PB	Se requiere mayor orden de filtro para reducir TB

Elípticos	Presentan rizo en la PB y en la SB. Son los más recurridos	Rizos uniformes que provocan magnitud variable	Caída más pronunciada que cualquier otro filtro	Rizos uniformes que provocan magnitud variable	Distribuye rizos sobre PB y SB, evitando grandes picos. Caída muy pronunciada.	Tanto la PB como la SB presentan rizos
Bessel	Presentan respuesta en fase cuasilineal	Comportamiento plano, de magnitud 1 (0 dB)	Decremento monótono y suave	Comportamiento plano, de magnitud 0 (-∞ dB)	Reducen la distorsión en la fase no lineal, inherente a los filtros IIR	Ancha TB con lenta caída

Tabla 2.2.-
Características de diferentes filtros IIR

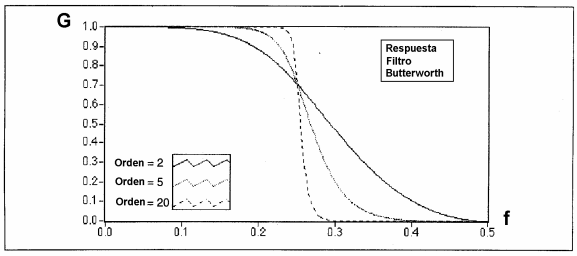


Fig. 2.22.-
Respuesta en magnitud un filtros Butterworth.[15]

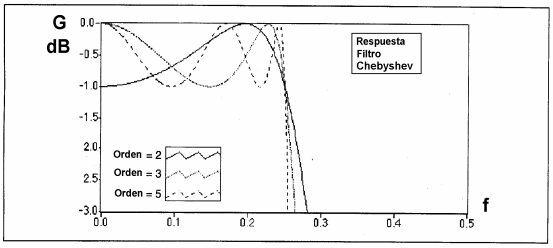


Fig. 2.23.-
Respuesta en magnitud de filtros Chebyshev.[15]

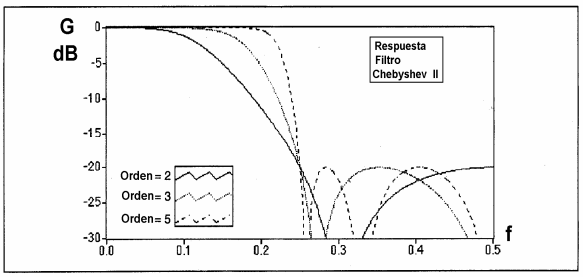


Fig. 2.24.-
Respuesta en magnitud de filtros Chebyshev inversos.[15]

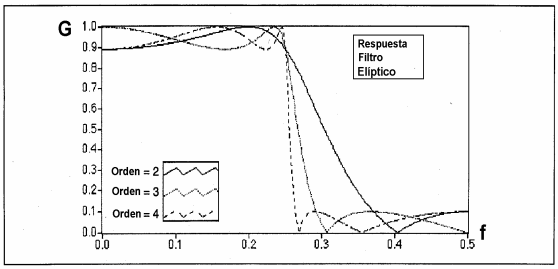


Fig. 2.25.-
Respuesta en magnitud de filtros Elípticos.[15]

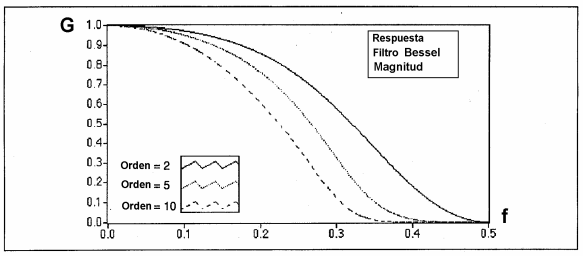


Fig. 2.26.-
Respuesta en magnitud de filtros Bessel.[15]

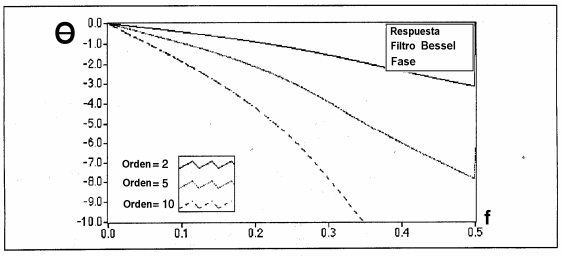


Fig. 2.27.-
Respuesta en fase de filtros Bessel.[15]

Selección y diseño de un filtro digital

En la elección de un filtro se debe considerar la respuesta deseada para el filtro: si se requiere fase lineal, si se pueden aceptar rizos, si estos rizos se aceptan en la PB o en la SB, o si se requiere una TB angosta. El diagrama de la figura 2.28 puede funcionar como guía para seleccionar el filtro más adecuado a las necesidades particulares. En la práctica muchas veces será necesario experimentar con varias opciones de filtro hasta encontrar la más adecuada. Una vez que se ha seleccionado el tipo de filtro, se deben precisar los parámetros de diseño: frecuencia de corte f_c, orden del filtro, tamaño de rizos y otros.

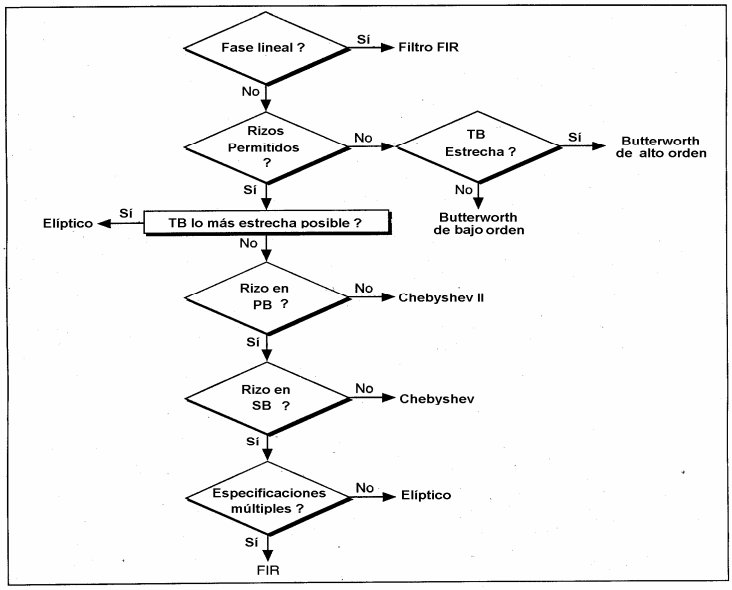


Fig. 2.28.-
Diagrama de selección de filtro a utilizar.[15]

2.c.3.- Análisis en el dominio del tiempo

La forma más simple en el análisis de señales es a través de su estudio en el dominio del tiempo. Se obtienen índices que explican el comportamiento de las señales en cuanto a su amplitud, energía y tiempos de respuesta. Entre los índices y características más comúnmente obtenidos se tiene:

- La amplitud y el tiempo en que se presenta el valor más alto de la señal
- El tiempo de atraso o adelanto entre señales (defasamiento)
- La energía de la señal, es decir, el área existente entre la señal y el eje de referencia (la integral)
- La tasa de variación de la señal (la derivada)
- El valor promedio de la señal
- El valor RMS de la señal

- El tiempo que se tarda en presentar una respuesta
- El tiempo de recuperación de un evento.
- El tiempo transcurrido entre la existencia de dos o más eventos
- La señal promedio característica de un conjunto de eventos

La adquisición de estos índices requieren de procesos muy sencillos cuando se utilizan señales digitalizadas. Solo se necesitan programar un conjunto de sumas y restas que calculen la información de interés. A pesar de su sencillez, esta información es de gran utilidad en diversas aplicaciones, incluyendo las de señales fisiológicas.

Además de los ya mencionados, existen otras técnicas para obtener información relevante de las señales. Estas técnicas se aplican en el análisis de señales estocásticas o aleatorias, es decir, aquéllas en las cuales no existe una función matemática que las represente. Su implementación requiere procesamientos más elaborados, que involucren un conjunto de sumas, multiplicaciones, desplazamientos e inversiones en la señal. Como ejemplo de esta técnicas se tiene la correlación y la autocorrelación.

Correlación de señales

La correlación denota la medida de la similitud entre dos señales y se describe por la ecuación 2-15, en donde $r_{xy}[n]$ es la función de correlación, $x[n]$ y $y[n]$ son las funciones a correlacionar. Generalmente una de las señales desempeña el papel de función referencia ($x[n]$) y la otra es la señal de estudio ($y[n]$).[16]

$$_{xy}[n] = \sum_{k=0}^{N} x[k]\, y[n+k] \qquad k = 0,1,2,...,N \qquad (2\text{-}15)$$

La figura 2.29 muestra cómo es calculado un punto de la señal de correlación. Primero, la señal de estudio es desplazada a la derecha n posiciones; el valor del desplazamiento n es igual a la posición de la función de correlación en el punto a calcular. Se multiplican punto a punto ambas señales, para finalmente integrar la señal resultante y obtener así su área bajo la curva. Este valor corresponderá un solo punto de la función de correlación, al punto correspondiente al desplazamiento n.

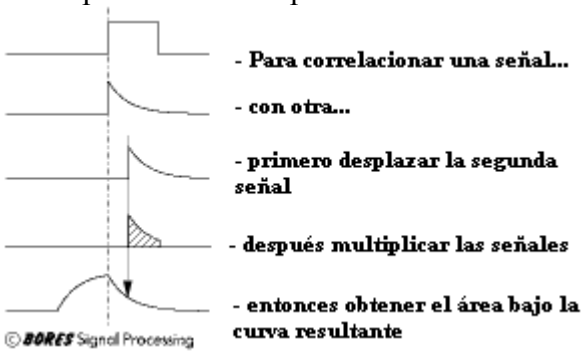


Fig. 2.29.-
Proceso para la correlación de dos señales.[16]

En la figura 2.30 se muestra la correlación de dos señales similares. Cuando las señales tienen el mismo desfasamiento una con respecto a la otra, los productos obtenidos de la multiplicación son positivos en las cercanías del *punto cero*, obteniéndose un valor grande en la función de correlación en tal punto. Conforme una de estas señales se desplaza, los picos ya no coinciden y el producto puede ser negativo en ciertos puntos. En consecuencia el área bajo la curva tendrá un valor menor para la función de correlación en el punto del desplazamiento (las secciones negativas anulan las partes positivas).

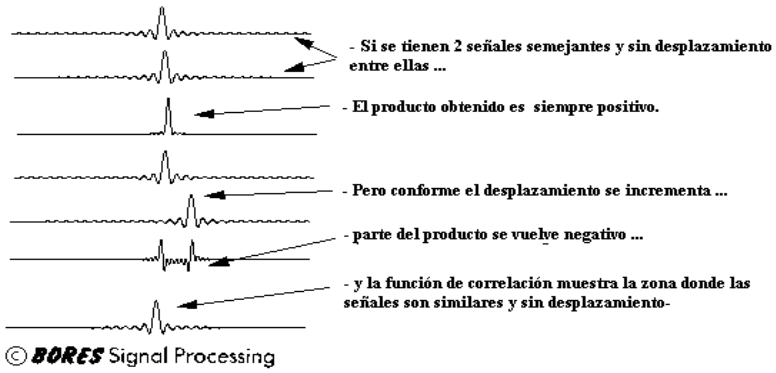


Fig. 2.30.-
Correlación de señales semejantes.[16]

Autocorrelación de señales

La autocorrelación se obtiene cuando una señal se correlaciona consigo misma, lo cual se expresa con la ecuación 2-16, en donde $r_{xx}[n]$ es la función de autocorrelación, y $x[n]$ es la función a autocorrelacionar.

$$r_{xx}[n] = \sum_{k=0}^{N} x[k]\, x[n+k] \qquad (2\text{-}16)$$

Se tienen identificadas las funciones de autocorrelación para algunos tipos de señales, mismos que se pueden observar en la figura 2.31. El ruido aleatorio no correlacionable, es decir, solo es similar a sí mismo con desplazamiento cero, de tal forma que su función de autocorrelación es una angosta espiga en cero. Por otro lado las señales periódicas entran y salen de fase conforme una es desplazada respecto a la otra. De esta forma la función de autocorrelación de una señal periódica es también una señal periódica con un periodo igual al de la señal original. Finalmente las señales angostas solo pueden ser similares a sí mismas para pequeños valores de desplazamiento, tal que su función de autocorrelación es angosta.

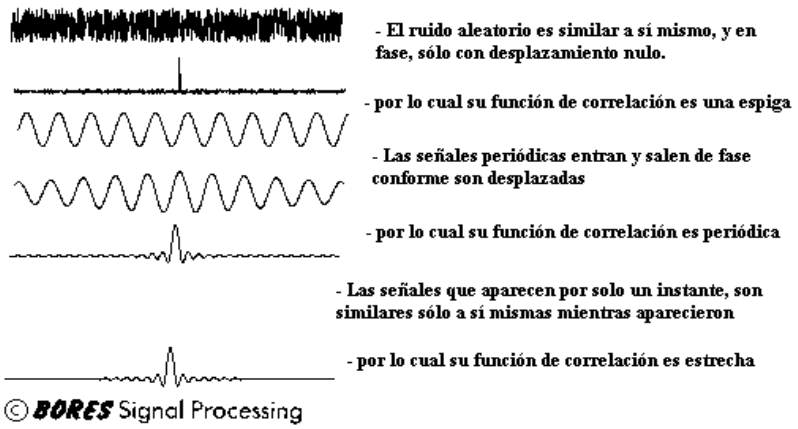


Fig. 2.31.-
Señales con funciones de autocorrelación identificables.[16]

Aplicaciones de la correlación y la autocorrelación

La correlación puede utilizarse para identificar una señal mediante la comparación de ésta con una librería de señales de referencia conocidas. En la figura 2.32 se muestra la correlación de una señal desconocida con otras señales conocidas. La mayor correlación corresponderá a la señal que más se adecué con la de referencia. Entre mayor sea la correlación, se tendrá una mayor certeza de que la señal desconocida coincide con la señal de referencia.

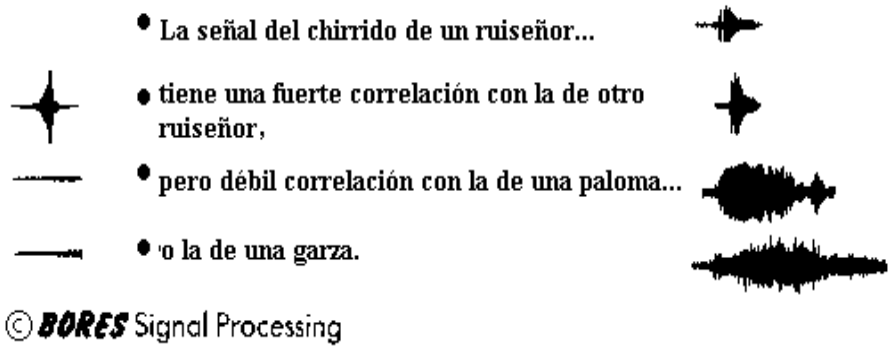


Fig. 2.32-
Identificación de señales.[16]

La autocorrelación puede ser usada para extraer una señal inmersa en ruido existente. Este proceso puede verse en el diagrama de la figura 2.33. Debido a que la señal aleatoria tiene una función de autocorrelación en forma de espiga y una onda senoidal tiene una función de autocorrelación periódica, la función de autocorrelación de una onda senoidal inmersa en ruido es una función periódica con una única espiga que contiene toda la potencia correspondiente al ruido.

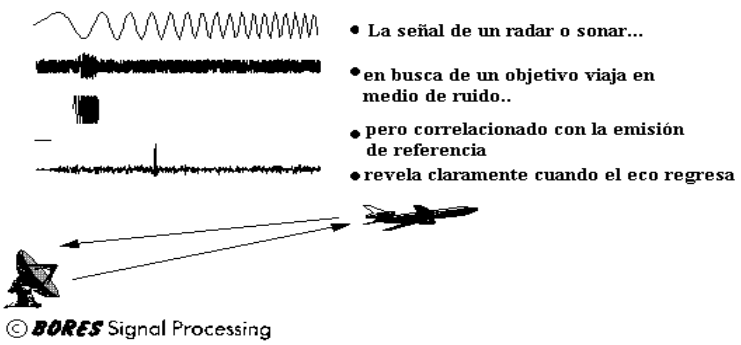


Fig. 2.33.-
Extracción de una señal inmersa en ruido.[16]

La correlación puede utilizarse también para reconocer señales de referencia conocidas en presencia de ruido. En la misma figura se muestra el proceso de operación de un radar y cómo la señal inmersa en ruido puede ser identificada. Para las aplicaciones de radares es importante también identificar el valor de desplazamiento (retardo) en que la señal de referencia es detectada.

2.c.4.- Análisis en el dominio de la frecuencia

La representación en el dominio del tiempo despliega la amplitud que tiene una señal a cada instante de tiempo.[17] Sin embargo, en ocasiones se desea saber el contenido de frecuencias o contenido espectral de la señal más que la amplitud. En estos casos conviene obtener la representación de la señal en el dominio de la frecuencia, la cual puede brindar información más profunda de la señal y del sistema del cual fue generada.

El análisis en frecuencia tiene como principio que cualquier señal periódica puede ser representada por una suma ponderada señales senoidales. Cada señal senoidal se caracteriza por una frecuencia, magnitud y fase determinadas. Lo anterior se representa matemáticamente a través de lo que se conoce como las Series de Fourier.

La figura 2.34 muestra la señal periódica *sum(t)*, la cual puede obtenerse mediante la suma de las señales *s1(t)*, *s2(t)* y *s3(t)*. Como puede apreciarse, cada una de estas últimas tiene una frecuencia particular: *s1(t)* tiene una frecuencia f_1 (frecuencia o armónica fundamental), *s2(t)* tiene una frecuencia $f_2 = 2f_1$ (segunda armónica) y *s3(t)* con una frecuencia $f_3 = 3f_1$ (tercera armónica). De forma análoga, cada señal senoidal posee una amplitud (a_1, a_2, y a_3) y una fase (ϕ_1 ,ϕ_2 y ϕ_3) características.

De esta forma, la señal original *sum(t)* puede ser representada como un conjunto de impulsos con una amplitud determinada para cada componente de frecuencia *f*. La representación de una señal en términos de sus componentes individuales en frecuencia es conocida como la representación en el de dominio de la frecuencia de la señal.

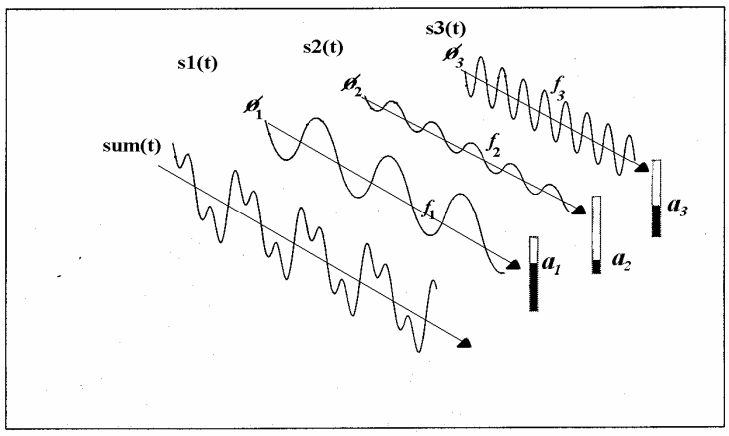


Fig. 2.34.-
Señal formada por la suma de tres componentes de frecuencia.[17]

Transformada Discreta de Fourier

El algoritmo utilizado para transformar una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, es conocido como la Transformada Discreta de Fourier (Discrete Fourier Transform, DFT). La DFT establece la relación entre las muestras de una señal en el dominio del tiempo y su representación en el dominio de la frecuencia. La DFT es muy útil en los campos de análisis espectral, mecánica aplicada, acústica, imagenología médica, análisis numérico, señales biomédicas, instrumentación y telecomunicaciones. La figura 2.35 ilustra la aplicación de la DFT para transformar datos de una señal senoidal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia.

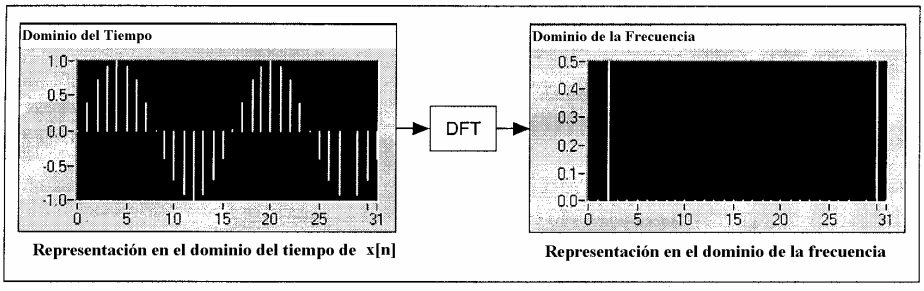


Fig. 2.35-
Transformada Discreta de Fourier de una señal.[17]

La ecuación 2-17 describe el algoritmo de la DFT, en donde *x[n]* es la representación en el dominio del tiempo de la señal, *X[k]* es la representación en el dominio de la frecuencia de la señal y *N* es el número de muestras de la señal. Es importante enfatizar que tanto la representación en el dominio del tiempo *x[i]* como la representación en el dominio de la frecuencia *X[k]* están conformadas por un total de *N* muestras.

$$X[k] = \sum_{i=0}^{k} x[i]\, e^{-j2\pi k/N} \qquad k = 0,1,2,\ldots,N-1 \qquad (2\text{-}17)$$

Si se muestrea una señal a una tasa de muestreo dada f_s, el intervalo de muestreo Δt (tiempo entre cada muestra) está dado por:

$$\Delta t = 1 / f_s \qquad (2\text{-}18)$$

Se le considera a Δt como la resolución temporal de la *x[n]* (dominio del tiempo). De manera análoga, la resolución espectral Δf para de *X[k]* (dominio de la frecuencia) está dada por la ecuación 2-19, donde *N* es el número de muestras:

$$\Delta f = fs / N = 1 / (N \Delta t) \qquad (2\text{-}19)$$

Para mejorar la resolución espectral, es decir, para obtener una menor Δf, será necesario incrementar el número de muestras *N*, o decrementar la tasa de muestreo *fs*.

De la ecuación 2-17, se puede notar que *X[k]* es una señal compleja, aún cuando la parte imaginaria sea cero. Esto implica que cada componente espectral tendrá una magnitud y una fase. La magnitud se obtiene de la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de la parte real y la parte imaginaria. La fase es el arco tangente de la relación entre las partes imaginaria y real, y generalmente oscila entre π y $-\pi$ radianes (180º y –180º respectivamente). Las gráficas de magnitud de la representación de la señal en el dominio de la frecuencia son las más utilizadas; pocas veces se muestran las gráficas de respuesta en fase.

Para señales *x[i]* reales, tales como las que se obtienen de un dispositivo de adquisición de señales, la DFT es simétrica con las propiedades dadas por las ecuaciones 2-20 y 2-21. Así, la magnitud de *X[k]* es simétricamente par, y su fase es simétricamente impar. Una señal simétricamente par es simétrica respecto al eje *y*, mientras que una señal simétricamente impar es simétrica respecto al origen. La figura 2.36 ilustra la simetría par e impar respectivamente. Esta simetría favorece que sean calculadas solo la mitad de las muestras de la DFT, ya que la otra mitad pueden deducirse. Si la señal de entrada fuese compleja, la DFT sería asimétrica y tendrían que calcularse todas las muestras.

$$| X[k] | = | X[N-k] | \qquad (2\text{-}20)$$

$$\text{fase}(X[k]) = -\text{fase}(X[N-k]) \qquad (2\text{-}21)$$

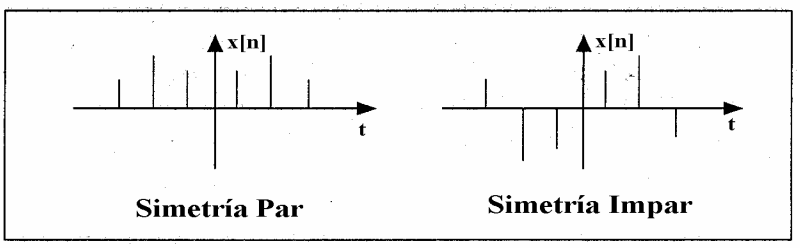


Fig. 2.36.-
Señal simétrica respecto al eje *y*.[17]

Otra propiedad de la DFT es que se trata de una señal periódica con periodo *N*, es decir:

$$X[k] = X[k+mN] \qquad m = 0,1,2,\ldots \qquad (2\text{-}22)$$

donde *m* es cualquier número entero mayor a cero y *N* es el número total de muestras.

La combinación de las propiedades de simetría y de periodicidad descritas anteriormente, da como resultado que si la resolución espectral es Δf, entonces la *k*-ésima

muestra de la DFT ocurre a la frecuencia de $k\Delta f$ solo para la primer mitad de los componentes espectrales ($k < N/2$). La otra mitad corresponden a los componentes negativos espectrales en simetría. Estos efectos pueden observarse en la tabla 2.3, tanto para una *N* par como para una N impar. Se observa que cuando *N* es impar, la muestra *(N-1)/2* corresponde a la frecuencia de Nyquist. De manera complementaria, la figura 2.37 ilustra la secuencia de salida para *X[k]*, considerando *N*=8.

N Par			**N Impar**	
X[k]	***F***		***X[k]***	***F***
X[0]	DC		X[0]	DC
X[1]	Δf		X[1]	Δf
X[2]	2Δf		X[2]	2Δf
:	:		:	:
X[N/2-2]	(N/2-2) Δf		X[(N-1)/2-2]	((N-1)/2-2) Δf
X[N/2-1]	(N/2-1) Δf		X[(N-1)/2-1]	((N-1)/2-1) Δf
X[N/2]	-(N/2-1) Δf		X[(N-1)/2]	((N-1)/2) Δf (Frec. de Nyquist)
X[N/2+1]	-(N/2-2) Δf		X[(N-1)/2+1]	-((N-1)/2-1) Δf
:	:		X[(N-1)/2+2]	-((N-1)/2-2) Δf
:	:		:	:
X[N-2]	-2Δf		X[N-2]	-2Δf
X[N-1]	-Δf		X[N-1]	-Δf
X[N]	DC		X[N]	DC
X[N+1]	Δf		X[N+1]	Δf
:	:		:	:

Tabla 2.3.-
Efectos de la simetría y periodicidad de *X[k]*

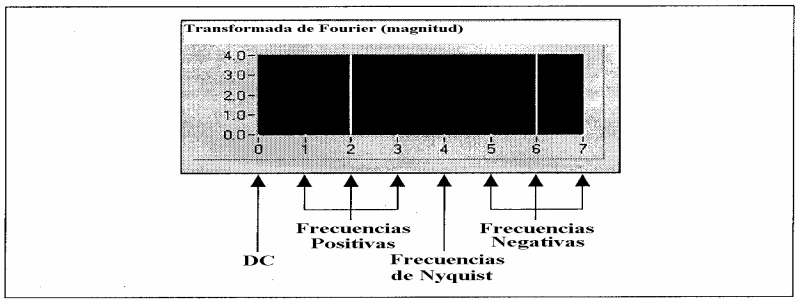


Fig. 2.37.-
Secuencia *X[k]* de salida para *N*=8.[17]

Transformada Rápida de Fourier (FFT, Fast Fourier Transform)

La implementación directa de la DFT sobre *N* muestras requiere aproximadamente la ejecución de N^2 operaciones complejas, lo cual consume un gran tiempo en el proceso. La Transformada Rápida de Fourier (FFT) es un algoritmo que permite calcular la DFT de una manera más rápida cuando *N* es una potencia de 2 ($N=2^m$ para $m=1,2,3,...$). Con esta técnica se puede implementar el cálculo de la DFT con aproximadamente $N \log_2 (N)$ operaciones, lo cual vuelve el cálculo de la DFT mucho más rápido. Ejemplos de tamaños

en el número de muestras con los cuales se aplica generalmente este algoritmo son 512, 1024 y 2048.

Asimismo, existe una técnica empleada para hacer que el tamaño de la secuencia de entrada sea igual a una potencia de 2. A esta técnica se le conoce como *zero padding* o *rellenado con ceros* y consiste en agregar ceros al final de la secuencia de entrada de tal forma que el número total de muestras sea igual a la siguiente potencia de 2 superior. La figura 2.38 ilustra el relleno con ceros de una señal para hacer $N = 16 = 2^4$. La adición de ceros al final de la señal en el dominio del tiempo no afecta el espectro de la señal. Además de la utilidad de esta técnica para permitir el uso de la FFT, también ayuda en mejorar la resolución de la frecuencia al incrementar el número N de muestras. Recordemos que $\Delta f = f_s / N$, en donde al incrementar N, se disminuye Δf.

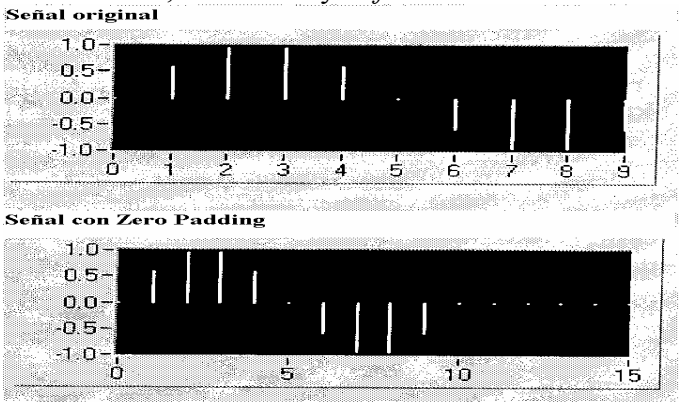


Fig. 2.38.-
Zero Padding o Rellenado con Ceros.[17]

Ventaneo (Windowing)

La FFT asume que la señal sobre la que se aplica se repite periódicamente en el dominio del tiempo.[18] Si se tiene un número entero de ciclos en el registro de una señal, la repetición es suave en los extremos. La figura 2.39 muestra la representación espectral cuando se ha adquirido un número entero de ciclos de una onda senoidal; en este caso se trata de un solo ciclo.

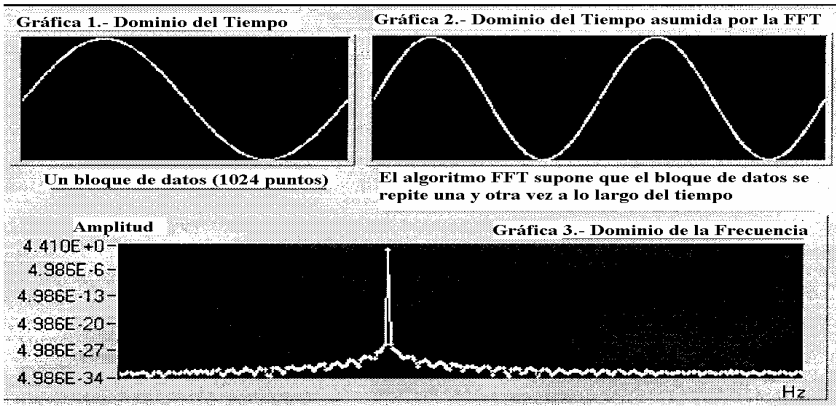


Fig. 2.39.-
FFT para un ciclo entero de onda senoidal adquirido.[18]

Sin embargo, en la práctica se tiene usualmente un número no entero de ciclos. En este caso, la repetición causa discontinuidades en los extremos. Estas discontinuidades artificiales, que no se presentan originalmente en la señal, provocan la fuga de la energía desde la frecuencia real hacia el resto de las frecuencias. Este fenómeno es conocido como fugado espectral. A mayor amplitud de discontinuidad se genera una cantidad mayor de fuga. La figura 2.40 muestra la representación espectral aplicada sobre un número no entero de ciclos de la onda senoidal.

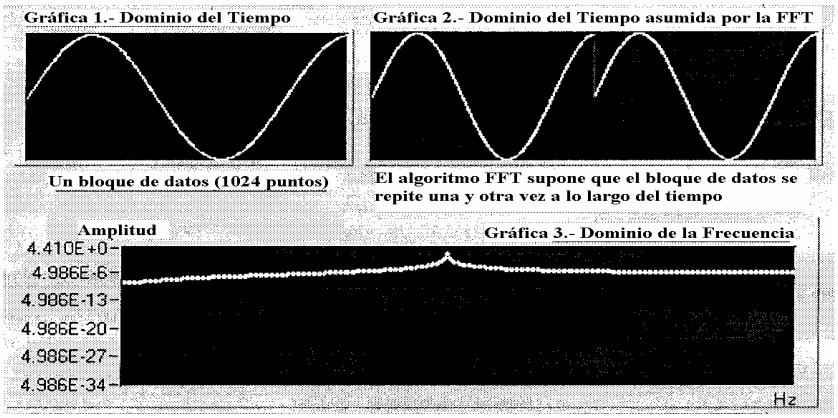


Fig. 2.40.-
FFT para un ciclo no entero de onda senoidal adquirido.[18]

Para evitar este fenómeno se recomienda utilizar una ventana que reduzca el tamaño de la discontinuidad y por ende reducir la fuga espectral. Esta técnica, conocida como *ventaneo o windowing,* consiste en multiplicar en el dominio del tiempo la señal de interés por otra señal, conocida como ventana, cuya amplitud disminuye gradual y suavemente hacia cero en los extremos. El resultado es una señal con una discontinuidad muy pequeña, lo que reduce el fugado espectral.

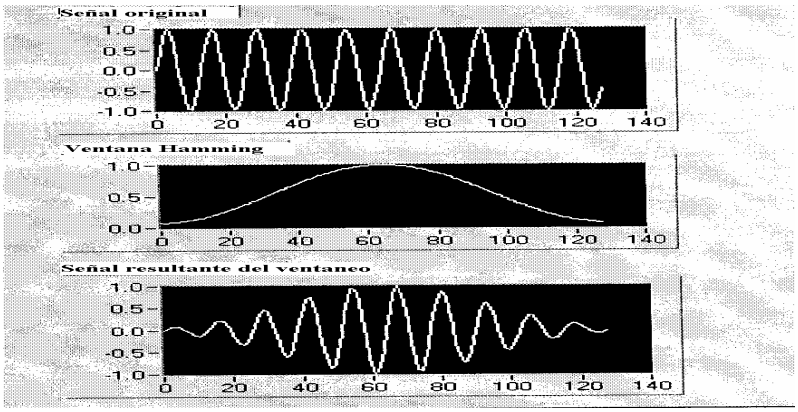


Fig. 2.41.-
Aplicación de una ventana de Hamming sobre una señal senoidal.[18]

Se puede seleccionar entre diferentes tipos de ventanas, tales que no afecten la respuesta en frecuencia de la señal original Ejemplos de estos tipos de ventanas son las ventanas rectangulares, triangulares, las de Hamming, Hanning, Kaiser-Bessel, etc. La que

sea seleccionada dependerá de la aplicación en particular y de conocimiento previo de la señal que se va a analizar. En la figura 2.41, a la señal original se le multiplica por una ventana de Hamming; nótese que la señal resultante gradualmente disminuye a cero en los extremos, y que la frecuencia de la señal original no se ve alterada.

Potencia Espectral

Se puede obtener la potencia en cada componente espectral obtenido mediante DFT o FFT al elevar al cuadrado la magnitud de dicho componente espectral. Así pues, la potencia *P[k]* está dada por la ecuación 2-22, en donde | *X[k]* | es la magnitud del componente espectral. La gráfica que muestra la potencia en cada componente espectral es conocida como la *potencia espectral*, y presenta las mismas propiedades de simetría par y periodicidad que la DFT.

$$P[k] = | X[k] |^2 \qquad (2\text{-}22)$$

CAPÍTULO 3 :

ANÁLISIS DEL SISTEMA

3.a) IDENTIFICACIÓN DE NECESIDADES

Para entender los requerimientos que debería cumplir el sistema a desarrollar, fue primordial conocer el entorno en el cual sería utilizado. Por tal motivo a continuación se plasman los objetivos y paradigmas de la investigación en la cual sería utilizada la aplicación. Posteriormente se señala quiénes serían los usuarios del mismo. A partir de ello se establece el objetivo que tendría el sistema de cómputo.

3.a.1.- Objetivos y paradigmas de la investigación

Una de las investigaciones desarrolladas por el Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología tiene como propósito el estudio de la psicofisiología de las emociones morales. En ella se requerirán estímulos que involucren la apreciación o generación de juicios morales (bueno-malo), con el fin de identificar las reacciones psicológicas y fisiológicas evocadas en el ser humano. La investigación es muy amplia y uno de sus objetivos consiste en obtener y analizar el patrón de las respuestas fisiológicas (actividad electromiográfica de los músculos corrugador y cigomático, la tasa cardiaca y la conductancia de la piel) que los sujetos generan de manera automática y no consciente cuando tienen que realizar una apreciación o un juicio moral, ante la presentación de imágenes desagradables sin contenido moral, desagradables con contenido moral, y neutrales. [19]

Cabe mencionar que hoy en día se tienen identificadas estas reacciones ante estímulos que provocan emociones agradables, desagradables y neutras, encaminadas al estudio de las emociones básicas. Así mismo, en ellas se han observado diferencias cuantitativas en las dimensiones del espacio afectivo (valencia y activación) con base en el género y características culturales del grupo de estudio. Esta particularidad será considerada para la presente investigación. [20]

Con base en la literatura existente y considerando las características de las respuestas fisiológicas que se estudiarán, se planteó el siguiente paradigma para llevar a cabo la investigación.

Se le colocan al participante los electrodos y dispositivos correspondientes para monitorear las señales fisiológicas mencionadas, tal y como se sugiere en los apartados del capítulo 2. Se le lleva a una cámara (cuarto de 5 X 5 metros con aislamiento acústico) en la cual permanece sentado y frente a un monitor de computadora. Se le presentan al sujeto de forma pseudo-aleatoria una batería de imágenes desagradables sin contenido moral, desagradables con contenido moral, y neutrales, previamente validadas en la propia investigación.

La imagen permanece visible por 6 segundos (periodo del estímulo), tiempo suficiente para que se presenten en el individuo las respuestas fisiológicas de interés. Posteriormente viene un periodo de 6 segundos en donde no aparece imagen alguna sobre el monitor (periodo de inter-estímulo). Este intervalo le sirve al sujeto para que sus señales fisiológicas se recuperen de la respuesta presentada previamente, con el fin de regresar a sus valores habituales.

3.a.2.- Usuarios del sistema

Considerando que el sistema computacional a desarrollar consistiría en una herramienta para el análisis de señales fisiológicas en investigaciones psicofisiológicas, se considera que los usuarios de este sistema son:

1.- Investigadores del área de Psicofisiología y de las Neurociencias

2.- Alumnos de maestría y doctorado en las áreas psicofisiológicas

3.- Estudiantes de la carrera de Psicología

Lo anterior apunta a que una minoría de los usuarios finales del software están familiarizados con el uso de otros programas para el análisis de señales biomédicas. Particularmente, en algunos de los laboratorios de investigación de la Facultad de Psicología y de algunos institutos de investigación, se utiliza un sistema de este tipo llamado *NeuroScan*, enfocado a señales de EEG (electroencefalografía). Es por ello que se tomarían como modelo algunas de las herramientas y secuencias de procesamiento que utiliza *NeuroScan*. Es natural entender que estas últimas serían adaptadas a nuestras necesidades específicas.

Por otro lado, la gran mayoría de los usuarios del sistema desarrollado conocen las herramientas básicas de una computadora, y paquetería como Microsoft Office (Word, Excel, PowerPoint). Esto último nos ilustra la importancia de que el sistema computacional estructure la información numérica y gráfica de tal forma que pudiese ser retomado en Excel (para manejo estadístico) y PowerPoint (para presentar los resultados obtenidos).

Además hay que considerar que estos usuarios no están familiarizados con el uso de herramientas y lenguajes de programación. Requieren entonces que el programa sea sencillo, ágil y de fácil interacción. Así mismo, éste has sido creado lo suficientemente flexible para responder a variantes que se hagan al paradigma y a los objetivos de la investigación, sin necesidad de tener que hacer modificaciones al código fuente del software.

3.a.3.- Objetivos del sistema

Con base en el objetivo de la investigación y los usuarios del sistema, que el presente trabajo tendría como objetivo general crear una herramienta de cómputo que permita a psicólogos y psicofisiólogos obtener y analizar los patrones de respuestas fisiológicas de los individuos de estudio para la investigación de emociones morales.

A partir de esta definición se abstraen algunas particularidades básicas para el desarrollo del sistema, las cuales permiten definir los objetivos específicos del trabajo:

1.- Serán registradas y analizadas 4 señales fisiológicas:

a) EMG de músculo corrugador

b) EMG de músculo cigomático

c) La AED (conductancia de la piel) y,

d) La actividad cardiaca

2.- Se presentarán 3 tipos diferentes de estímulos visuales:

a) Desagradables sin contenido moral

b) Desagradables con contenido moral

c) Neutrales

3.- Se agruparán a los participantes en diferentes grupos de estudio, para considerar efectos tales como la cultura y el género.

Nuestro interés está centrado en conocer las respuestas presentadas por el individuo como consecuencia de los estímulos presentados. Es por ello que para cada evento será imprescindible identificar el tipo de estímulo y precisar el instante en el que se presenta. Así mismo, se debe considerar el comportamiento de las respuestas fisiológicas, abarcando desde unos segundos antes de la aparición del estímulo, hasta cuando menos 6 segundos después de que aparezca. Por otro lado se desea conocer cuál fue el patrón de respuestas global observado a lo largo del registro y para cada uno de los tipos de estímulos presentados. Para identificar dicho patrón se utilizan un conjunto de índices ya definidos. Finalmente se deseará conocer la respuesta característica identificada en todo un grupo de estudio.

Es importante mencionar que al inicio del presente proyecto se tenía considerado que el software a diseñar y desarrollar tuviese la finalidad de adquirir, procesar y analizar las señales mencionadas. Se elaboraron propuestas de diseño e incluso se iniciaron los trabajos de implementación para el cumplimiento de estas funcionalidades.

Sin embargo por cambios en el "proveedor" del equipo de adquisición de señales, se determinó que el nuevo hardware incluiría su propia interfaz de software para la adquisición de las señales de interés. A pesar de esta desviación en los alcances de nuestro sistema computacional, el objetivo a cubrir se mantuvo. Los avances registrados hasta entonces sirvieron como base para los requerimientos a cumplir por el la interfaz de software señalada. Así mismo fue necesario coordinar e integrar todos los elementos que conformarían el sistema con el cual se llevaría a cabo la investigación mencionada.

3.b) CARACTERÍSTICAS DEL EQUIPO DE HARDWARE DISPONIBLE

Para llevar a cabo los registros y análisis que la investigación requiere, fueron utilizados los siguientes componentes:

1.- Una computadora central que recibe y coordina toda la información proveniente del resto de los dispositivos del sistema. Almacena y organiza toda esta información de tal forma que los registros puedan posteriormente ser procesados y analizados. A esta computadora lleva el nombre de PC-PSICOFIS.

2.- Un equipo electrónico de instrumentación biomédica que permite detectar y digitalizar las variables físicas a estudiar. De tal forma, este equipo envía valores digitales de cada una de las señales en cuestión. A este quipo de instrumentación ha sido denominado como HW-FERSAL.

3.- Una computadora encargada del manejo y presentación en pantalla de los estímulos de interés. Así mismo le indica a PC-PSICOFIS el instante preciso en que se presente el estímulo y el tipo al que corresponde dicho estímulo. Esta computadora recibe el nombre de PC-STIM.

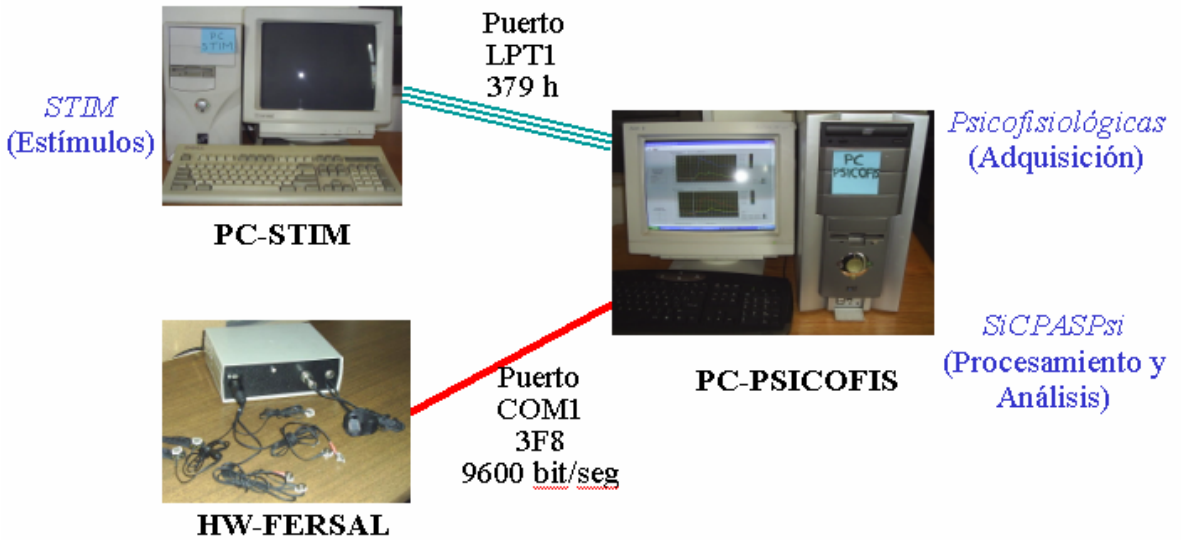


Fig. 3.1.-
Interconexión de los componentes de hardware

En la siguiente sección se describirán con más detalle los componentes citados. Así mismo, en la figura 3.1 se muestra un esquema de la interconexión de estos dispositivos.

3.b.1.- Equipo de cómputo

Las características de hardware tanto de PC-STIM como de PC-PSICOFIS se presentan en la siguiente tabla.

CARACT.	PC-PSICOFIS	PC-STIM
Procesador	AMD Athlon (tm) XP 2000 a 1.6 GHz	IBM-486SLC2 a 66 MHz
Memoria RAM	224 MB	8 MB
Disco Duro	40 GB	1 GB

Tabla 3.1.-
Características técnicas del equipo de cómputo

PC-PSICOFIS es la computadora de mayor rapidez y de mayor capacidad de almacenamiento debido a que es la que recibe toda la información proveniente tanto de PC-STIM como de HW-FERSAL. Contiene un software especial, llamado *Psicofisiológicas*, que sirve de interfaz de comunicación con HW-FERSAL a través de puerto serie y con PC-STIM a través de puerto paralelo. Este software es el que como se mencionó previamente, estaría incluido en el equipo de hardware de adquisición de las señales. Permite visualizar gráficamente tanto el valor que se va registrando a cada instante en cada uno de los cuatro canales de medición, como la aparición de un tipo en particular de estímulo. Almacena toda esta información en archivos con la estructura y en el orden que le fueron solicitados, para proceder con su posterior análisis.

Finalmente, la capacidad de la computadora sugiere que los análisis requeridos se realicen en esta computadora, aunque esto último no es restrictivo. Se ha propuesto que en esta misma PC quede operando el sistema de procesamiento y análisis de las señales que será desarrollado en el presente trabajo, mismo que llevará por nombre ***SiCPASPsi*** **(Sistema Computacional para el Procesamiento y Análisis de Señales Psicofisiológicas)**. Dicho sistema opera actualmente en PC-PSICOFIS aunque como ya se indicó, puede ser transferido a otra computadora que cubra los requerimientos de su instalación; dichos requerimientos están especificados en el capítulo 5.

PC-STIM tiene la única finalidad de presentar un conjunto de imágenes que funcionarán como los estímulos para la evocación de las respuestas psicofisiológicas. Contiene un software llamado *STIM*, con el cual se establecen los tiempos y secuencias de aparición de estímulos (tanto visuales como auditivos si fuesen necesarios), y del despliegue de tareas específicas que el individuo deba realizar. Este mismo programa permite enviar mediante puerto paralelo un valor determinado para todos los estímulos agrupados bajo un mismo grupo.

3.b.2.- Equipo de instrumentación biomédica

El equipo electrónico de sensado de las señales, HW-FERSAL, fue diseñado en la propia Facultad de Psicología por el Ing. Fernando Salinas. En la figura 3.2 se puede observa tal aparato, junto con los sensores para cada una de las respuestas fisiológicas. Cuenta con cuatro canales de medición, dos de los cuales corresponden a electromiografía de superficie, uno para la actividad electrodermal y otro más de pletismografía cardiaca. Cada canal opera con 8 bits de Conversión Analógico Digital (CAD).

HW-FERSAL tiene una salida de puerto serie, mismo que le sirve de comunicación con PC-PSICOFIS en el registro de las señales. Mediante este puerto se envían los valores del CAD de cada canal con una frecuencia de muestreo de 25 Hz. Estos valores de CAD son transformados por el programa *Psicofisiológicas*, el cual calcula los valores reales (físicos) de medición correspondientes, para desplegarlos en pantalla y almacenarlos en archivo.

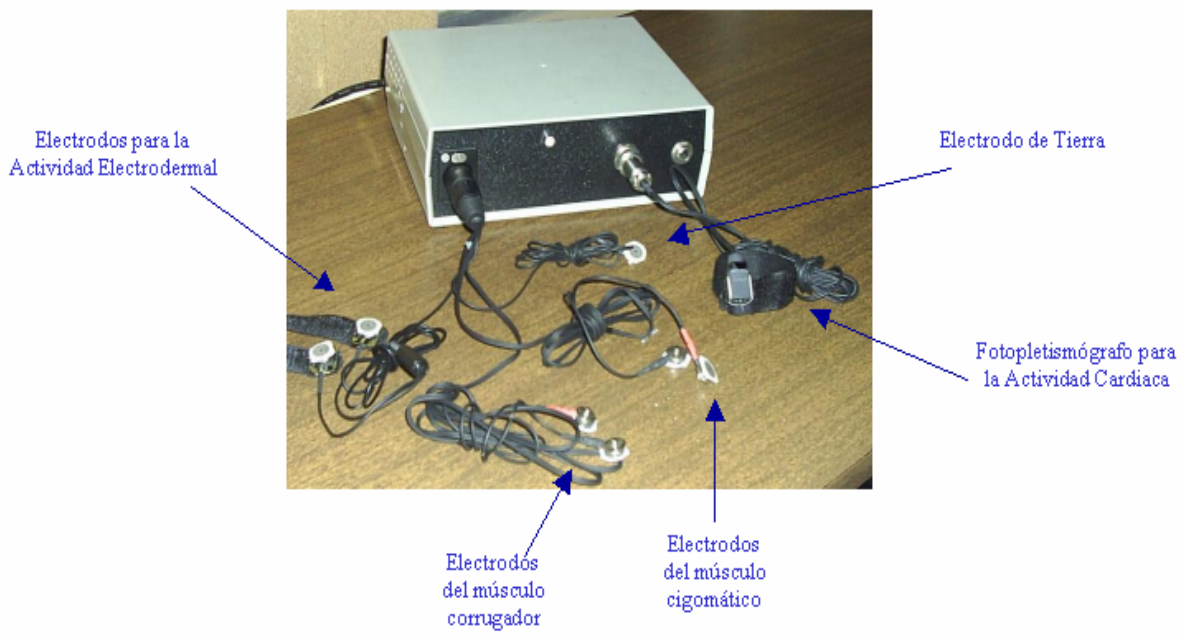


Fig. 3.2.-
Aparato Electrónico de Adquisición de las Señales (HW-FERSAL)

Los canales de EMG poseen amplificadores de alta impedancia de entrada y con ganancias aproximadas de 30,000. Así mismo cuentan con filtros analógicos pasabanda, cuyas frecuencias de corte inferior y superior son 90 y 1000 Hz respectivamente; este rango corresponde a las frecuencias de interés de la EMG de superficie. Finalmente dispone de una circuitería analógica especializada que obtiene el valor RMS de la señal inicialmente adquirida. Este último procesamiento es el que permite manejar señales con valores positivos únicamente y utilizar tasas de muestreo tan bajas. De acuerdo a la literatura existente, lo anterior es suficiente para conocer la actividad eléctrica global en los músculos. Su rango de medición va desde 0 hasta 200 µVolts (RMS).

El canal de AED aplica 0.5 Volts de DC en las terminales de los electrodos, y mediante circuitería basada en divisores de voltaje, monitorea el valor de resistencia eléctrica que presenta la piel. Este canal ha sido calibrado para sensar desde 50 kΩ hasta 500 kΩ. Cabe mencionar que el programa *Psicofisiológicas* presenta esta información en términos de conductancia eléctrica (desde 2 μS hasta 20 μS), ya que ésta es la convención utilizada en estudios psicofisiológicos.

El canal de pletismografía ha sido acondicionado para mandar solamente valores altos o bajos (trenes de pulsos). Los valores altos corresponden a los periodos de tiempo cuando existe reflexión del haz de luz (diástole ventricular); los valores bajos denotan una reflexión nula (sístole ventricular). El esquema básico de este dispositivo consiste en amplificadores en el modo de seguidores de voltaje. Este es el canal más sencillo de registro en cuanto a sensores y electrónica se refiere. Sin embargo, como será mostrado más adelante, sus consideraciones para el análisis serán bastante más complejas que el resto de los canales.

3.c) FUNCIÓN Y DESEMPEÑO REQUERIDOS

Como cualquier sistema de cómputo, el sistema que implementado debe producir información de interés y así mismo se le debe especificar algunos parámetros para generar tales resultados. También se debe considerar la forma en que la información ha sido agrupada para desplegarla a los usuarios. A continuación se especificarán aquellas funciones e información que el Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología requiere del sistema para llevar a cabo la investigación. Se describen tanto aquellos elementos que fueron solicitados expresamente por el personal del laboratorio, como aquellos adicionales que se proponen en el presente trabajo, por considerarlos de relevancia y utilidad.

3.c.1.- Información que debe producir

Solicitada

a) Se solicitó el despliegue gráfico de las cuatro señales adquiridas a lo largo del registro, y en donde se señale el instante de aparición de los estímulos y la identificación del tipo de estímulo. Las señales son presentadas por intervalos, que en este caso se sugirió fuera de cada 20 segundos. Se indicó la preferencia por que el usuario pueda interactuar con estas gráficas para incrementar o decrementar los rangos de las mismas tanto en el eje de las abscisas (tiempo), como en el eje de las ordenadas (valor de lectura de la señal). Para esta interacción se propuso la posibilidad de conocer el valor exacto, en tiempo y magnitud, para cualquier punto de la señal.

b) Para cada registro se debe generar una serie de índices estadísticos para cada señal, y que representa el comportamiento de cada respuesta fisiológica ante la presencia de un tipo particular de estímulo. Estos índices corresponden a algunos de los reportados en otras investigaciones y son descritos a continuación.

Se obtiene el valor promedio para cada una de las señales durante el tiempo definido como Pre Estímulo (Pre), y para el tiempo definido como Post Estimulo (Post), es decir, para cada señal tendremos:

$$Pre = (\Sigma X_i) \ / \ N_1 \qquad (3\text{-}1)$$
$$Post = (\Sigma X_j) \ / \ N_2 \qquad (3\text{-}2)$$

Donde X_i y X_j son los valores de cada una de las muestras de las señales, dentro del intervalo de tiempo del Pre Estímulo y Post Estímulo respectivamente; N_1 y N_2 son el número de muestras consideradas en para el Pre Estímulo y el Post Estímulo respectivamente.

Posteriormente, para cada señal, se resta al promedio del Post Estímulo, el valor del Pre Estímulo. Esto justifica la intención de ver cuáles son los cambios que presentan estas señales ante la presencia de los estímulos, respecto a como venían presentándose antes del estímulo. De esta forma tenemos:

$$Dif = Post - Pre \qquad (3\text{-}3)$$

A continuación, se obtiene tres índices, uno para la electromiografía (*indEMG*), otro para la actividad electrodermal (*indAED*) y otro para la actividad cardiaca (*indActCard*), en donde se puede observar que, a excepción de *indEMG*, el resto corresponden al valor *Dif* que se había obtenido ya antes. En el caso de *indEMG* se resta la diferencia obtenida del corrugador al la diferencia del zigomático.

$$indEMG = Dif_{\,cigomático} - Dif_{\,corrugador} \qquad (3\text{-}4)$$
$$indAED = Dif_{\,AED} \qquad (3\text{-}5)$$
$$indActCard = Dif_{\,ActCard} \qquad (3\text{-}6)$$

Finalmente se obtiene el promedio y la desviación estándar de todo el registro para cada uno de estos índices. Cabe aclarar que estos últimos índices estadísticos se deben de calcular para cada tipo de estímulo presentado, de tal suerte que se pueda hacer la comparación y observar el comportamiento fisiológico ante cada tipo de estímulo. Es decir:

$$PromIndEMG_{\,z} = \Sigma (indEMG_{\,zi}) / N_z \qquad (3\text{-}7)$$
$$PromAED_{\,z} = \Sigma (indAED_{\,zi}) / N_z \qquad (3\text{-}8)$$
$$PromActCard_{\,z} = \Sigma (indActCard_{\,zi}) / N_z \qquad (3\text{-}9)$$

$$DesvEstEMG_{\,z} = \sqrt{\Sigma (indEMG_{\,zi} - PromIndEMG_{\,z})^{\wedge 2} / N_z} \qquad (3\text{-}10)$$
$$DesvEstAED_{\,z} = \sqrt{\Sigma (indAED_{\,zi} - PromIndAED_{\,z})^{\wedge 2} / N_z} \qquad (3\text{-}11)$$
$$DesvEstActCard_{\,z} = \sqrt{\Sigma (indActCard_{\,zi} - PromIndActCard_{\,z})^{\wedge 2} / N_z} \qquad (3\text{-}12)$$

En donde cada índice estadístico corresponde al tipo de estímulo *z*, e $indEMG_{zi}$, $indAED_{zi}$, e $indActCard_{zi}$ son cada índice obtenido para el estímulo *z*; N_z es el número de índices (o número de estímulos) considerados en el promedio del estímulo *z*.

c) Tal y como se indicó en el capítulo 2, debido a las características de las señales que se obtienen del cuerpo humano, es común que se presenten artefactos que contaminen las señales y sus valores de interés. Por ello, el sistema debe descartar aquellos eventos en los cuales se sature el valor de alguno de los canales. Para el caso de EMG y AED esta saturación está definida por los valores máximo y mínimo que puede detectar HW-FERSAL. En el caso de la actividad cardiaca, establecen los límites con base en los reportes de actividad cardiaca en estado de reposo. En la tabla 3.2 se resumen tales valores máximo y mínimo para cada señal, mismos que si son alcanzados en el registro, causan el rechazo por parte del sistema como un evento válido.

CANAL	VALOR MÁXIMO	VALOR MÍNIMO
EMG	200 V	0 V
AED	20 μSiemens	2 μSiemens
Actividad Cardiaca	120 bmp	40 bmp

Tabla 3.2.-
Valores máximo y mínimo en las señales
para considerar eventos válidos

Propuesta

d) Se propuso que se presente un resultado global, que corresponda a todo un conjunto de registros. Ese resultado global consta del promedio y la desviación estándar obtenidos de cada uno de los promedios finales planteados en el inciso b). En otras palabras, la intención es contar con un conjunto de índices globales, de estructura semejante a los índices estadísticos para un registro individual (para cada señal fisiológica y agrupadas con base al tipo de estímulo al que corresponde), pero que englobe precisamente a cada registro individual. Es decir, se tiene al final:

$$\text{PromIndEMG}_{zG} = \Sigma\,(\text{PromIndEMG}_{zi}) / N_{zG} \qquad (3\text{-}13)$$

$$\text{PromAED}_{zG} = \Sigma\,(\text{PromIndAED}_{zi}) / N_{zG} \qquad (3\text{-}14)$$

$$\text{PromActCard}_{zG} = \Sigma\,(\text{PromIndActCard}_{zi}) / N_{zG} \qquad (3\text{-}15)$$

$$\text{DesvEstEMG}_{zG} = \sqrt{\Sigma\,(\text{PromIndEMG}_{zi} - \text{PromIndEMG}_{zG})^{\wedge 2} / N_{zG}} \qquad (3\text{-}16)$$

$$\text{DesvEstAED}_{zG} = \sqrt{\Sigma\,(\text{PromIndAED}_{zi} - \text{PromIndAED}_{zG})^{\wedge 2} / N_{zG}} \qquad (3\text{-}17)$$

$$\text{DesvEstActCard}_{zG} = \sqrt{\Sigma\,(\text{PromIndActCard}_{zi} - \text{PromIndActCard}_{zG})^{\wedge 2} / N_{zG}} \qquad (3\text{-}18)$$

En donde cada índice estadístico global *G* corresponde al tipo de estímulo *z*, y $PromIndEMG_{zi}$, $PromIndAED_{zi}$, y $PromIndActCard_{zi}$ son los índices obtenido de cada

registro para el estímulo z; N_{zG} es el número de índices individuales (o número de registros) considerados en el promedio del estímulo z.

Lo anterior permite visualizar las respuestas particulares generadas por cada tipo de estímulo, presentadas en una población en particular.

e) Se propuso que así como se presentan índices estadísticos para caracterizar las respuestas fisiológicas ante un tipo particular de estímulo, se desplieguen gráficamente las señales de interés. Es decir, se buscan patrones de respuestas a partir de la morfología de las señales registradas y a partir de parámetros temporales y de amplitud en dichas señales. Así entonces, cada señal es promediada desde el inicio del Pre Estimulo hasta el fin del Post Estimulo, y esta señal promedio es la que se despliega.

Existe una técnica para registros de EEG llamada Potenciales Relacionados a Eventos (ERP de sus siglas en inglés), y que consiste precisamente en la promediación que aquí se propone. Hacer extensiva esta técnica a nuestras señales de interés es una iniciativa que les ha parecido muy interesante a quienes llevan a cabo esta investigación, además de que ya están familiarizados con el principio que rige esta técnica (y que han empleado utilizando el software *NeuroScan*, antes mencionado).

f) De manera análoga a como se obtienen índices estadísticos globales para toda una población determinada, se propuso que se generen señales que representen el promedio de las señales obtenidas individualmente para una serie registros. Se espera que estas señales globales correspondan al patrón de respuesta para toda una población, presentada para un tipo estímulo en particular. De hecho, en la técnica de ERP también se utiliza este tipo de análisis, mismo al que el personal del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología denomina "Gran Promedio". Nuevamente pueden extraerse de él parámetros temporales, parámetros de amplitud y patrones en la morfología de cada una de las señales.

g) Con base a la utilidad que podría representar, se ha sugerido que se almacene en archivos de texto toda la información que sea generada, para que ésta pueda ser utilizada en un futuro cercano o lejano sin mayor complicación. Y más aún, se propuso que dicho archivo tenga la estructura adecuada de tal forma que pueda ser extraída desde Excel versiones 2000 o superior, para realizar un manejo más adecuado y manipulación de información numérica. Lo anterior sin duda evitará el estar atado a un único software, ya que toda la información que éste produzca puede ser utilizada en un futuro como mejor convenga a las necesidades entonces existentes.

3.c.2.- Información que se le debe proveer

a) La primer información que se le debe proporcionar al sistema corresponde a los valores de las señales que se van adquiriendo, siendo HW-FERSAL quien se encarga de proporcionarla. Así mismo PC-STIM, mediante el programa *STIM*, notifica el instante en que sea presentado un estímulo y un indicador para especificar el tipo de estímulo referido.

Finalmente, el usuario debe proporcionar un nombre para identificar el nombre del archivo con el cual se guarda en disco toda esta información, de tal forma que posteriormente puedan utilizarse los datos dicho registro.

b) Al sistema de análisis para las señales se le debe especificar el tamaño de las ventanas a analizar. Es decir, se debe indicar el tiempo considerado para el Pre Estímulo y para el Post Estímulo, para así formar las ventanas de análisis. Para esta investigación en particular, el paradigma propone que este tiempo es de 2 y 6 segundos respectivamente. Sin embargo, en el diseño de este sistema se propone que sea el usuario quien asigne estos valores. Esto último da mayor flexibilidad al sistema, además de que existen algunos artículos científicos en los cuales utilizan Pre Estímulos y Post Estímulos diferentes ligeramente diferentes (por ejemplo, Pre Estímulo de 1 segundo y Post Estímulo de 8 segundos).

c) En el inciso c) del apartado anterior se propuso un recurso para eliminar aquellos eventos que presentan artefactos al superar los rangos mínimos y máximos permitidos para la señal. Sin embargo éstos no son los únicos artefactos que se pueden presentar. Existen una gran variedad, como por ejemplo, cambios bruscos en las señales como consecuencia de movimientos bruscos del participante, bostezos, desprendimiento inesperada de los electrodos, etc. Estos últimos no necesariamente saturaran las señales, pero definitivamente contaminan los resultados de la investigación al ser considerados.

En contraparte, puede ser que la señal se haya saturado ligeramente y tan solo por milésimas de segundo, y por tanto, que el sistema de análisis la rechace cuando bien pudiese considerarse como válida. Es por ello que también se propuso que el usuario cuente con la alternativa de poder elegir si el análisis del registro se realiza con el rechazo automático de eventos antes propuesto, o bien será el usuario quien rechaza o incluye ventanas de análisis. Se entiende que para ello el usuario debe visualizar gráficamente las ventanas de análisis, y así poder tomar la decisión que convenga.

d) Para incrementar la flexibilidad del sistema se propuso que éste ofrezca alternativas para realizar el procesamiento de las señales a estudiar. Así entonces, el usuario deberá seleccionar entre una combinación de opciones para el tratamiento de cada una de estas señales. La propuesta nace a partir de que en la AED existen reportes científicos en donde no se maneja el promedio de la señal en todo el Post Estimulo; en estos estudios se obtiene el valor de la SCR (explicada en el capítulo 2) y ese es su índice. Algunos otros artículos incluso le suman el valor de 1 a la SCR y se le aplica logaritmo base 10 al resultado.

Por otro lado, para los resultados gráficos propuestos en los incisos c) y d) del apartado anterior, las gráficas pueden obtenerse a partir de sus valores reales, o podría establecerse una línea base (como una especie de offset) a partir de la cual se representaran las señales. El usuario al poder seleccionar el tipo de procesamiento a trabajar, puede utilizar aquel que arroje resultados más significativos, contribuyendo esto de manera importante a la investigación.

e) Debido a las características de las señales adquiridas y a partir de la tasa de muestreo con la cual se trabaja, no parece indispensable aplicar filtros a las señales después de adquiridas, además de que la literatura no lo plantea así. De cualquier forma se propone agregar filtros

paso banda, mismos que aplicarían sobre las señales de EMG (corrugador y zigomático). El usuario debe especificar si va a utilizar el filtrado para EMG y en su caso, especificar las frecuencias de corte inferior fc_1 y superior fc_2.

f) Finalmente, el usuario debe seleccionar el tipo de análisis con el cual va a proceder. Ya sea que este análisis sea individual, es decir, se realice sobre un solo registro, o bien sea global y se efectúe sobre un el resultado de un conjunto de registros. Para cualquier caso, debe indicar cuál o cuáles son los registros sobre los cuales va a trabajar. Y para concluir su análisis respectivo, debe proporcionar un nombre para almacenar en archivo los resultados de su análisis, de tal forma que posteriormente pueda acceder a ellos. Esto es particularmente necesario para que el análisis global pueda efectuarse a partir de resultados ya obtenidos de registros individuales. Igualmente, puede reproducir posteriormente los resultados de análisis antes efectuados.

3.d) PERSPECTIVAS FUTURAS PARA EL SISTEMA

En el Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología, para el cual se desarrolla el presente sistema, constantemente surgen nuevos proyectos de investigación. Incluso para un mismo proyecto, emergen nuevas ideas y perspectivas en cuanto a cómo abordar la investigación. Es por ello que aún cuando el desarrollo del presente sistema de análisis y adquisición en primera instancia ayuda a investigar la psicofisiología de las emociones morales, seguramente encontrará nuevas aplicaciones en el futuro.

Debido a lo anterior, existen elementos que se percibieron importantes de considerar en la elaboración del sistema. Los elementos que se muestran a continuación debieron ser considerados y tratados de manera flexible, de tal forma que este mismo sistema pueda ser utilizado en un futuro:

1.- La cantidad de tipos de estímulos a analizar (que actualmente son 3)

2.- El nombre de los tipos de estímulos que habrán de utilizarse

3.- El tamaño de las ventanas de análisis (Tiempos Pre-Estímulo y Post-Estímulo)

4.- Los criterios de selección para rechazar o aceptar ventanas a considerar en el análisis

5.- Los algoritmos de procesamiento de las señales para obtener índices estadísticos significativos

6.- Los grupos de individuos a realizar un análisis global para hacer comparaciones entre grupos control y experimental

Es así que entonces debió generarse un sistema ampliamente flexible. Dicha flexibilidad incluye por un lado, un software cuya interfaz considere los elementos antes mencionados y que el usuario seleccione aquella con la cual desea trabajar.

Y por otro lado, existen elementos que no se están considerando en este momento, pero que sin embargo con los nuevos paradigmas que se presenten, será imprescindible realizar las modificaciones pertinentes. Es por ello que la flexibilidad del sistema abarca también el rubro de la estructura del código y la estructura de datos que se maneje. Es decir, quizá en este momento se hagan registros de una cierta cantidad de sujetos. Con el sistema se procede a su análisis y a la obtención de sus resultados respectivos. Sin embargo estos datos, tanto del registro como de los resultados deberán poder ser extraídos y obtenidos de tal forma que se les utilice en algún otro sistema de análisis o por este mismo sistema pero con modificaciones realizadas.

En consecuencia de lo anterior, el código y la estructura del programa debe ser lo suficientemente entendible para que se le pueda realizar el mantenimiento y/o las modificaciones que sean requeridas. Estas actualizaciones serán ejecutadas en un futuro, ya sea por mi persona, o bien por otros tesistas o estudiantes de servicio social, con quienes pudiese o no tener comunicación en el futuro. Un código y una estructura de programa coherente permitirán realizar las modificaciones de manera ágil y congruente.

De manera global se puede observar que el uso del presente sistema es bastante amplio y de gran utilidad para las investigaciones que en temas de Psicofisiología se realicen. Es por ello su diseño e implementación debieron ser claras y con una coherencia que permitan trabajarlas y actualizarlas en un futuro.

CAPÍTULO 4 :

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN

4.a) DISCUSIÓN Y SELECCIÓN DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN A UTILIZAR

La aplicación que se ha desarrollado será utilizada para el procesamiento y el análisis conjunto de las cuatro señales antes descritas, las cuales poseen características diferentes entre sí. Además el sistema permite la interacción con usuarios familiarizados en el uso de computadoras, pero que carecen de conocimientos en programación. Con base en lo anterior y en lo expuesto en el capítulo 3, se propuso la implementación del sistema en alguno de los siguientes entornos:

Visual C++

Este lenguaje de programación permite crear ambientes de programación de aplicaciones de 32 bits para Windows y se basa en el lenguaje Orientado a Objetos de C++. Esta herramienta permite crear aplicaciones gráficas basadas en ventanas y controles. Con este ambiente, el usuario puede disponer de una interfaz intuitiva para trabajar. Por otro lado, con Visual C++ se pueden crear archivos ejecutables, lo cual permite que las aplicaciones utilicen menor cantidad de recursos cuando son ejecutadas.

Además se pueden diseñar objetos propios (ventanas, gráficas, arrays, matrices), lo cual también permitirá disminuir la cantidad de recursos (memoria y tiempo de procesamiento) a utilizar; sin embargo, esto requerirá invertir más tiempo en la creación y especificación del funcionamiento de dichos objetos, a fin de que se adecuen a lo que se requiere. Particularmente el diseño y la implementación de un conjunto de gráficas interactivas, para el despliegue y manipulación de las señales, requerirán una gran inversión de tiempo de programación para alcanzar una funcionalidad adecuada, con interacción atractiva para los usuarios.[21]

Matlab

Es una herramienta matemática muy poderosa y que incluye librerías muy útiles para el manejo masivo de datos numéricos, y el trabajo dinámico con arreglos y matrices. Además incluye paquetes especializados en el procesamiento de señales, tanto en lo correspondiente al dominio del tiempo como para el dominio de la frecuencia. Así mismo Matlab se ha convertido en una herramienta de uso generalizado en diferentes áreas de investigación, especialmente en aquellas fundamentadas en aplicaciones matemáticas.

Por otro lado, las nuevas versiones de Matlab incluyen herramientas para desarrollar entornos gráficos de ventanas y controles para la interacción con usuarios. Sin embargo estas interfaces de usuario son considerablemente simples y las gráficas que despliega son poco flexibles en cuanto a una interacción directa con usuarios finales. Además, como Matlab trabaja como un intérprete en la ejecución de sus instrucciones, no es posible crear archivos ejecutables. Para trabajar con la aplicación desarrollada, será necesario abrir el entorno de Matlab y mandar llamar manualmente el programa elaborado. Matlab utiliza una gran cantidad de recursos para su propia ejecución y para la ejecución de sus programas, reflejándose esto en una lenta respuesta de ejecución.[22]

LabVIEW

Es un entorno que ha sido desarrollado para crear aplicaciones enfocadas en la instrumentación virtual. Por ello cuenta con una amplia gama de elementos para que exista una interacción dinámica entre el usuario y la aplicación, a partir de entornos gráficos de ventanas, gráficas y controles. Del mismo modo, incluye herramientas para el trabajo con grandes cantidades de datos, con operaciones matemáticas y para la manipulación dinámica de arreglos y matrices (tanto numéricas como de otro tipo de datos), así como la creación y manejo de otras estructuras de datos definidas por el programador.[23] Además dispone de un conjunto de herramientas para el análisis de señales, que si bien no es tan extenso como el de Matlab, es suficiente para el procesamiento que requerimos en nuestro sistema. Cuenta también con una serie de indicadores gráficos que permiten un flexible despliegue de gráficas y señales, mismas que el usuario final puede manipular en una amplia gama de opciones.

La programación de estas aplicaciones no es mediante creación de código de texto, sino a través del ensamble y conexión de bloques (mismos que representan procesos de ejecución). Es decir, los programas serán creados como un sistema formado por un conjunto de procesos interconectados, lo cual ingenierilmente es muy intuitivo. Estos bloques funcionan como subrutinas, las cuales constan de una serie de variables de entrada que son utilizadas durante la ejecución del proceso, para generar un conjunto de variables de salida; estas últimas servirán para desplegar los resultados en pantalla o de variables de entradas para otros bloques.

En versiones más recientes de LabVIEW (como la 6.1 y 7.1) es posible crear código ejecutable, de tal forma que no sea necesario abrir el entorno de LabVIEW para ejecutar las aplicaciones. Así mismo, en estas versiones se dispone de herramientas para trabajar en la programación orientada a eventos, especialmente útil en la interfaz con el usuario. En caso de no contar con esta última herramienta, es posible crear entornos que simulen tal comportamiento, mediante la aplicación de ciertas técnicas. La cantidad de recursos utilizados por el entorno de LabVIEW es menor que los empleados por Matlab, sin embargo son mayores que los utilizados por Visual C++.[24]

Entorno de programación seleccionado

Con base en la discusión previa y a partir del tipo de usuarios que utilizarán el software, se decidió emplear LabVIEW para desarrollar nuestra aplicación, por considerarlo como la mejor opción. Con ella se podrían crear mejores interfaces de usuario de manera más ágil, permitiendo enfocarnos más en la estructura lógica y de comportamiento del programa, y en el procesamiento y análisis de las señales de interés.

La cantidad de recursos demandados para la ejecución de nuestro programa es cubierta satisfactoriamente por PC-PSICOFIS e incluso por computadoras con menor capacidad, considerando de antemano que nuestra aplicación no requiere trabajar en línea sobre los registros adquiridos. Además, debido a las tareas que efectuará nuestro sistema de cómputo, se pronostica un trabajo extensivo con arreglos y matrices, tanto numéricos como de otro tipo de datos. Finalmente, se ejecutarán una gran cantidad de operaciones matemáticas para el procesamiento y para las estadísticas, mismas que LabVIEW nos permitirá manejar de forma ágil.

4.b) ESTRUCTURA GENERAL DEL PROGRAMA

El programa ha sido estructurado de tal forma que atiende a que las siguientes funciones:

1.- Preparar los datos existentes para proceder a analizarlos.

2.- Procesar datos y efectuar análisis de la información.

3.- Reproducir y desplegar los resultados generados, resaltando aquellos que sean de mayor interés.

Por otro lado, podemos clasificar la información a procesar y/o desplegar en cualquiera de los siguientes casos:

1.- Datos del registro crudo (tal cual se adquirió).

2.- Datos de las ventanas de eventos.

3.- Resultados generados por los análisis.

A partir de esto se tiene una combinación de tipos de información y tipos de funciones que fueron considerados en la estructura del sistema desarrollado. Así, se propuso generar una función principal que ejecute cualquiera de las siguientes tareas, de acuerdo a la que seleccione el usuario:

1) REPRODUCIR EL REGISTRO ADQUIRIDO

1.a) Reproducir el registro del participante tal y como fue adquirido por *Psicofisiologicas* originalmente, avanzando o retrocediendo por intervalos de 20 segundos.

2) PREPARAR EL REGISTRO PARA SU ANÁLISIS

2.a) A partir del registro original se generan las ventanas de análisis, considerando los tiempos de Pre Estímulo y Post Estímulo definidos por el usuario.

2.b) Se seleccionan las ventanas de análisis que han de ser consideradas para su análisis.

3) EJECUTAR EL ANÁLISIS DE UN REGISTRO

3.a) Ejecutan el procesamiento para el análisis de las ventanas seleccionadas, utilizando los índices descritos en el capítulo 2.

3.b) Ejecutan el análisis de las ventanas seleccionadas, a partir del paradigma gráfico de señales que se ha propuesto.

4) REPRODUCIR LOS RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE UN REGISTRO

4.a) Se despliegan los resultados previamente obtenidos en el análisis por índices.

4.b) Se reproducen para cada estímulo, los resultados de señales previamente obtenidos del análisis por gráficas.

4.c) Se reproducen los resultados de señales previamente obtenidos en el análisis por gráficas, desplegando conjuntamente las resultantes de todos los tipos de estímulo de tal forma que se puedan visualizar las diferencias entre ellas.

5) EJECUTAR EL ANÁLISIS DE UN CONJUNTO DE REGISTROS

5.a) A partir de un conjunto seleccionado de resultados generados en análisis individuales (por índices), se obtiene un promedio que sea el índice representativo para la población que se considere.

5.b) A partir de un conjunto seleccionado de resultados generados en análisis individuales (por gráficas), se obtiene un promedio que sea la señal representativa para la población que se considere.

6) REPRODUCIR LOS RESULTADOS DEL ANÁLISIS COLECTIVO

6.a) Se despliegan los índices promedio previamente obtenidos para un grupo de registros.

6.b) Se reproducen para cada estímulo, las señales promedio previamente obtenidas para un grupo de registros.

6.c) Se reproducen las señales promedio previamente obtenidas para un grupo de registros, desplegando conjuntamente las resultantes para todos los tipos de estímulos de tal forma que se puedan visualizar las diferencias entre ellas.

Cada una de estas tareas es ejecutada a través de una VI (Virtual Instrument) de LabVIEW, misma que a su vez llamará sucesivamente a otras sub VI. Toda VI es almacenada en un archivo con terminación *.vi* y es el equivalente a un programa, función o subrutina de programación. Para LabVIEW los VI's pueden verse como una caja donde se ejecuta un proceso. Esta caja o bloque contiene *n* número de variables de entrada y *m* número de variables de salida. Cualquier archivo VI o Instrumento Virtual está compuesta por dos elementos:

1) Un Panel Frontal, que es la interfaz de usuario del VI. Está constituido por controles (botones, perillas, cuadros de texto o numéricos, etc) e indicadores (gráficas, leds, mensajes, etc), los cuales son respectivamente las terminales interactivas de entrada y salida del VI. Los controles le proporcionan datos de entrada al VI, mientras que los indicadores despliegan datos que hayan sido generados en el bloque. En la figura 4.1 se muestra el panel frontal del VI diseñado para la selección de tarea a ejecutar por el usuario en nuestro sistema.

2) Un Diagrama de Bloques, al cual se le agrega el código que se ejecutará. Este código consta de funciones que se representan gráficamente como cuadros o bloques. Dentro de este espacio se agregan todos los bloques de funciones que se requieran, mismos que se interconectan mediante líneas que simulan el alambrado entre los bloques. Las entradas de unos bloques son conectados con las salidas de otros para generar las acciones deseadas. En la figura 4.2 se muestra el diagrama de bloques correspondiente al panel frontal del VI de la figura 4.1.

Cabe mencionar también, que cuando una función VI en LabVIEW llama a ejecución a otra, esta última puede o no desplegar su panel frontal. Por otro lado los archivos VI también pueden configurarse de tal forma que, cuando son abiertos despliegue el panel frontal e inicie automáticamente su ejecución; generalmente cuando se abre uno de estos archivos, se despliega el panel frontal y/o diagrama de bloques para trabajar en su diseño. A partir de estas dos particularidades, y configurando apropiadamente el panel frontal de las VI, se construyó la interfaz de usuario de nuestro sistema de cómputo.

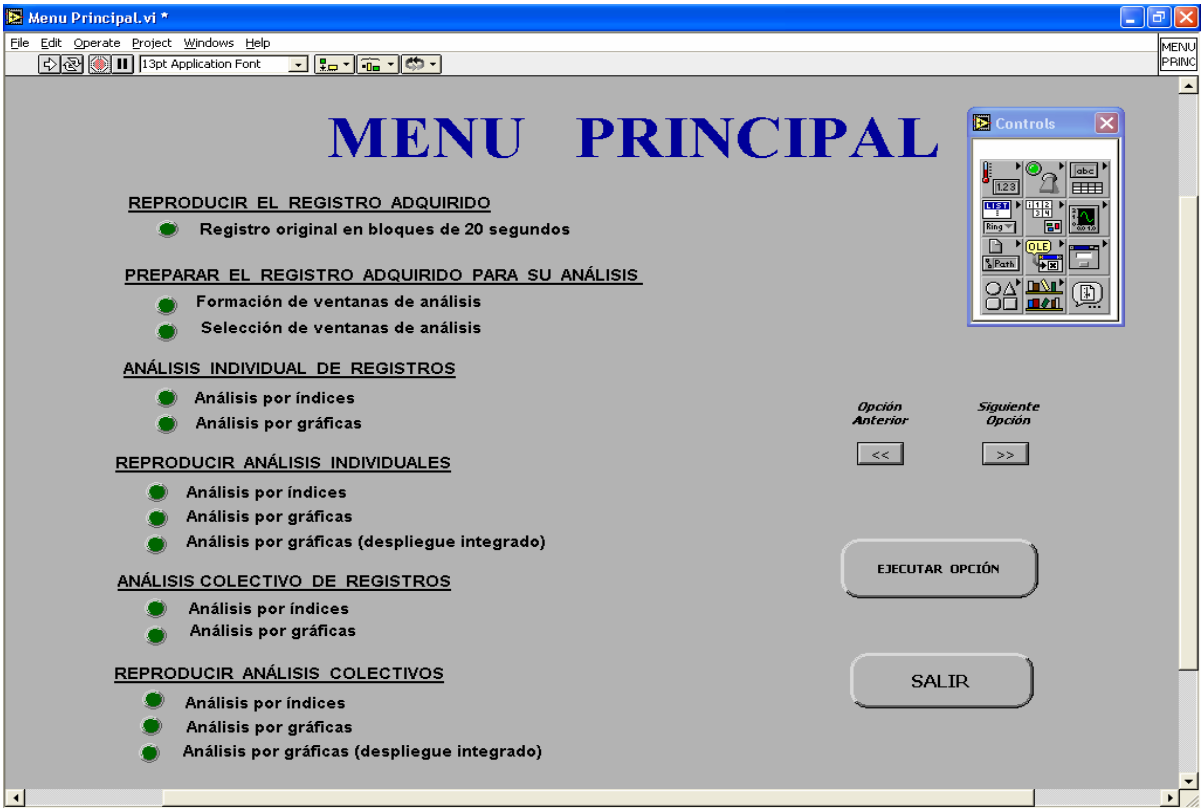


Fig. 4.1.-
Panel Frontal del Menú Principal de opciones de trabajo del sistema

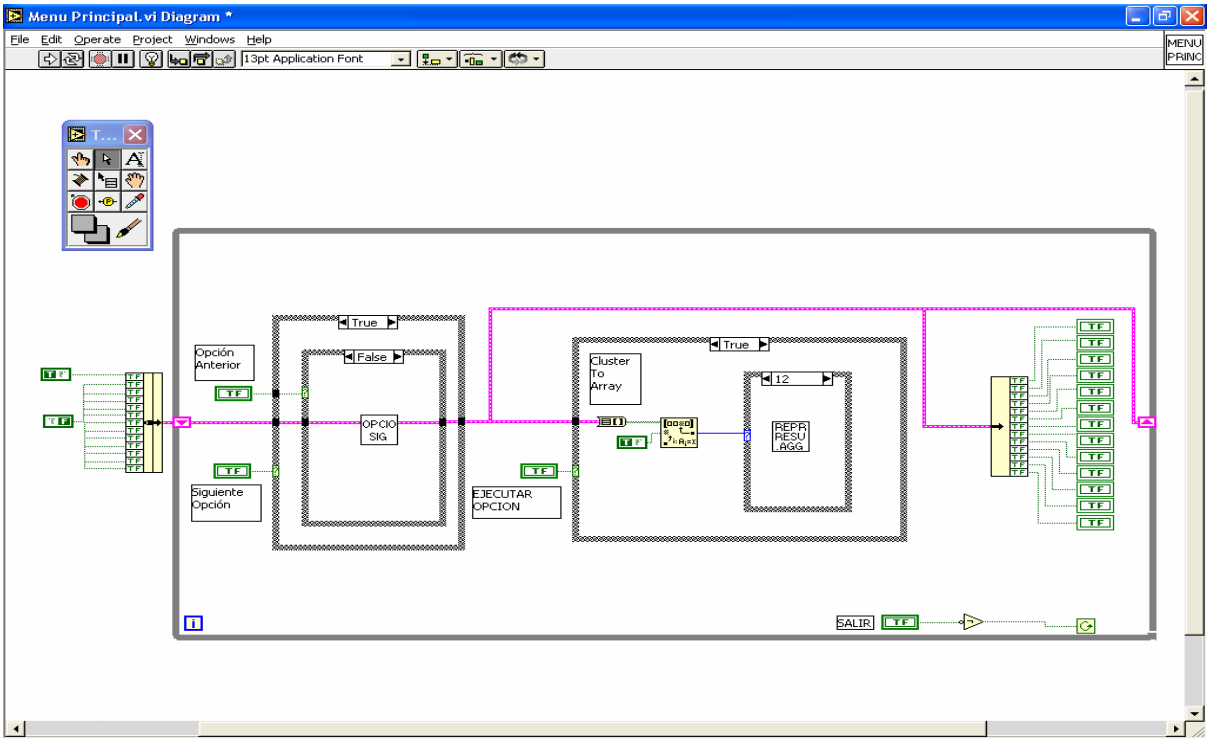


Fig. 4.2.-
Diagrama de Bloques del Menú Principal de opciones de trabajo del sistema

Debido a las características de ejecución de LabVIEW, se implementaron rutinas en las cuales se supervisen los datos a procesar. Dichas rutinas han sido creadas en los VI implicadas directamente en la interfaz con el usuario, con el objetivo de evitar conflictos inesperados en otras rutinas de ejecución. Sobre todo se previenen las posibles divisiones entre cero, lo cual es uno de los errores más comunes en aplicaciones de cómputo de este tipo.

4.c) ESTRUCTURA DE LOS DATOS A ALMACENAR

El sistema computacional desarrollado almacena todos los datos de las señales y estímulos en los registros efectuados, los datos generados en su pre-procesamiento, y los resultados obtenidos en su análisis. Este almacenamiento lo efectúa mediante siete tipos diferentes de archivos de texto, mismos que pueden abrirse desde el *Bloc de Notas*, *WordPad* o cualquier otro procesador de texto. Además, el contenido de estos archivos ha sido estructurado de tal forma que pueden ser importados desde *Excel*. A continuación se explica el contenido de cada uno de esos archivos y la descripción de cómo son almacenados los datos. A cada uno de estos tipos de archivo, se les puede identificar por la extensión que les ha asignada.

4.c.1.- Estructura de archivos de registros

.CSV

Estos archivos contienen el registro de las señales tal y como fueron adquiridas; además en ellos se registra la aparición de los estímulos que se presentaron, especificando de qué tipo de estímulo se trata. Este archivo es creado a partir de la información generada tanto por PC-STIM como por HW-FERSAL. Aún cuando este archivo es creado por la aplicación *Psicofisiológicas*, la estructura del mismo fue diseñada como parte de la presente tesis, y validada por la gente del laboratorio de la Dra. Ostrosky involucrada en el proyecto; a partir de este diseño se solicitó su implementación.

El primer renglón del archivo corresponde a los encabezados que identifican el contenido de cada una de las columnas de datos, especificando en su caso, la unidad física de medición para la misma (μV, μMhos, seg). Del segundo renglón en adelante se encuentran todos los valores adquiridos durante el registro, y en donde cada renglón representa una muestra adquirida. Las columnas de datos para este tipo de archivo representan en ese orden:

- Corrugador.- Valores adquiridos por HW-FERSAL en el canal del músculo corrugador, en μV.

- Zigomático.- Valores adquiridos por HW-FERSAL en el canal del músculo cigomático, en μV.

- RGP.- Valores adquiridos por HW-FERSAL en el canal para la AED, en μMhos.

- Tasa Cardiaca.- Tendrá solo valores binarios: 0 cuando existe reflexión en el haz de luz enviado por el pletismógrafo; 1 en caso contrario.

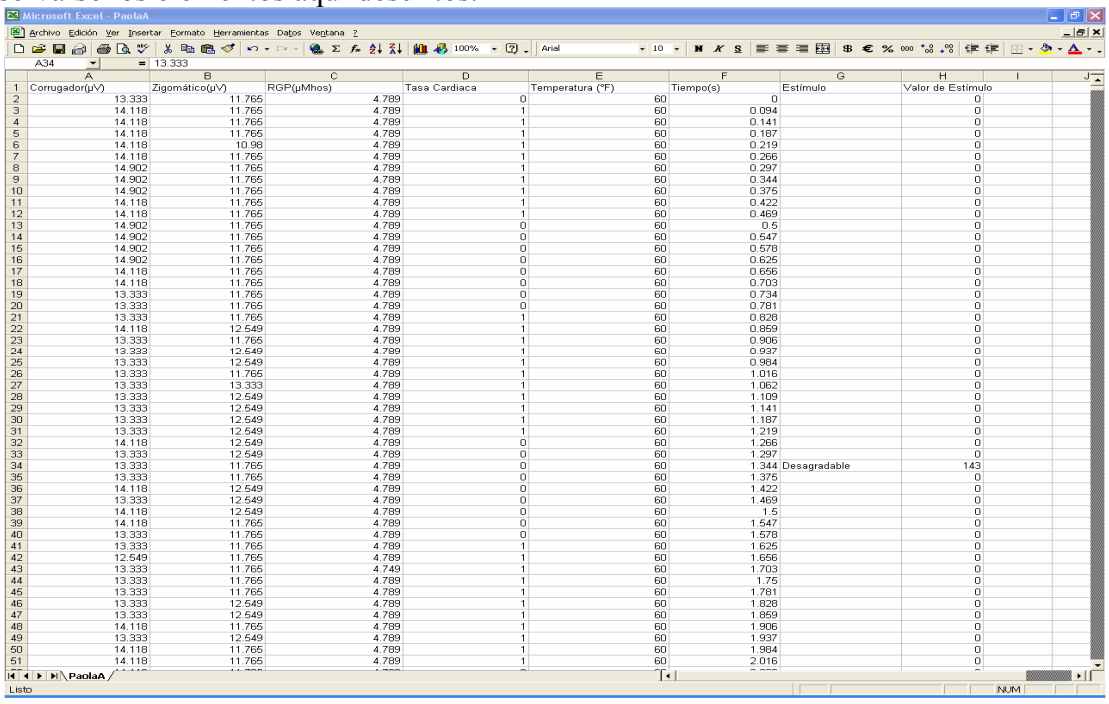
- Temperatura.- Canal no utilizado para el presente trabajo ni para la actual investigación, pero que fue incluido por el programador de *Psicofisiológicas*.

- Tiempo.- Instante de tiempo al que corresponde la muestra, partiendo del inicio del registro, en segundos.

- Estímulo.- Nombre del tipo de estímulo presentado en PC-STIM, cuando éste ocurre

- Valor de Estímulo.- Valor decimal leído en el puerto paralelo al recibir la notificación de estímulo por parte de PC-STIM.

Tanto los encabezados como los valores de cada columna están separados por comas. Esta estructura corresponde a un formato de archivo que es reconocido automáticamente por Excel, y que lleva la extensión .CSV (Comma Separated Values). La figura 4.1 muestra el contenido de un archivo .CSV de un registro, en donde pueden observarse los elementos aquí descritos.



	A	B	C	D	E	F	G	H
1	Corrugador(μV)	Zigomático(μV)	RGP(μMhos)	Tasa Cardiaca	Temperatura (°F)	Tiempo(s)	Estímulo	Valor de Estímulo
2	13.333	11.765	4.789	0	60	0		0
3	14.118	11.765	4.789	1	60	0.094		0
4	14.118	11.765	4.789	1	60	0.141		0
5	14.118	11.765	4.789	1	60	0.187		0
6	14.118	10.98	4.789	1	60	0.219		0
7	14.118	11.765	4.789	1	60	0.266		0
8	14.902	11.765	4.789	1	60	0.297		0
9	14.902	11.765	4.789	1	60	0.344		0
10	14.902	11.765	4.789	1	60	0.375		0
11	14.118	11.765	4.789	1	60	0.422		0
12	14.118	11.765	4.789	1	60	0.469		0
13	14.902	11.765	4.789	0	60	0.5		0
14	14.902	11.765	4.789	0	60	0.547		0
15	14.902	11.765	4.789	0	60	0.578		0
16	14.902	11.765	4.789	0	60	0.625		0
17	14.118	11.765	4.789	0	60	0.656		0
18	14.118	11.765	4.789	0	60	0.703		0
19	13.333	11.765	4.789	0	60	0.734		0
20	13.333	11.765	4.789	0	60	0.781		0
21	13.333	11.765	4.789	1	60	0.828		0
22	14.118	12.549	4.789	1	60	0.859		0
23	13.333	11.765	4.789	1	60	0.906		0
24	13.333	12.549	4.789	1	60	0.937		0
25	13.333	12.549	4.789	1	60	0.984		0
26	13.333	11.765	4.789	1	60	1.016		0
27	13.333	13.333	4.789	1	60	1.062		0
28	13.333	12.549	4.789	1	60	1.109		0
29	13.333	12.549	4.789	1	60	1.141		0
30	13.333	12.549	4.789	1	60	1.187		0
31	13.333	12.549	4.789	1	60	1.219		0
32	14.118	12.549	4.789	0	60	1.266		0
33	13.333	12.549	4.789	0	60	1.297		0
34	13.333	11.765	4.789	0	60	1.344	Desagradable	143
35	13.333	11.765	4.789	0	60	1.375		0
36	14.118	12.549	4.789	0	60	1.422		0
37	13.333	12.549	4.789	0	60	1.469		0
38	14.118	12.549	4.789	0	60	1.5		0
39	14.118	11.765	4.789	0	60	1.547		0
40	13.333	11.765	4.789	0	60	1.578		0
41	13.333	11.765	4.789	1	60	1.625		0
42	12.549	11.765	4.789	1	60	1.656		0
43	13.333	11.765	4.749	1	60	1.703		0
44	13.333	11.765	4.789	1	60	1.75		0
45	13.333	11.765	4.789	1	60	1.781		0
46	13.333	12.549	4.789	1	60	1.828		0
47	13.333	12.549	4.789	1	60	1.869		0
48	14.118	11.765	4.789	1	60	1.906		0
49	13.333	12.549	4.789	1	60	1.937		0
50	14.118	11.765	4.789	1	60	1.984		0
51	14.118	11.765	4.789	1	60	2.016		0

Fig. 4.1.-
Segmento de un archivo .CSV

.VNT

En estos archivos se almacenan los segmentos o ventanas para análisis que se han formado. Estos datos se obtienen a partir del archivo .CSV y con base a los tiempos de Pre Estímulo y Post Estímulo especificados. Cada una de estas ventanas tienen la siguiente estructura e información:

Primeramente aparece un *, seguido de un espacio en blanco. Este símbolo se adoptó para todo nuestro sistema como el identificador que señala el inicio de una nueva ventana. A continuación se almacena el nombre del estímulo en mayúsculas seguido de un espacio y el instante del registro en el cual apareció tal estímulo. Se tomó la decisión de pasar a mayúsculas el nombre de los estímulos almacenados en los archivos .CSV a fin de homogeneizar la disparidad de uso de minúsculas y mayúsculas de los usuarios al ingresar en *Psicofisiológicas* el nombre del estímulo.

En los renglones siguientes se almacenan todos los datos, siguiendo el mismo orden de las columnas que se presentaban en el archivo .CSV: corrugador, cigomático, actividad electrodermal, pulso cardiaco; se eliminan las columnas de temperatura, nombre y valor del estímulo al no ser necesarias más. Además los valores para las columnas del tiempo y del pulso cardiaco presentan ya cierto nivel de procesamiento. En la columna del tiempo no se guarda el valor absoluto del tiempo del registro, sino que la nueva referencia es el estímulo: los valores en el Pre Estímulo son negativos y los valores del Post Estímulo son positivos.

En la columna del pulso cardiaco, aparece el valor de pulsaciones por minuto justo en la muestra en donde en el archivo .CSV se presentó el cambio de 0 a 1 (pulso de subida); este valor es obtenido a partir de la diferencia de tiempo que existe entre el pulso de subida actual y el último pulso de subida registrado. Para el resto de las muestras, el valor para esta columna es de –1.

Se agrega una columna al final, la cual consiste de valores binarios, en donde un valor de 1 indica que la muestra en particular es motivo para el rechazo de la ventana; generalmente esto se debe por sobrepasar el límite inferior o superior establecidos en al menos uno de los canales del registro; el 0 señala que no hay motivo para rechazarla.

Posterior a la última muestra de la ventana, aparece un símbolo >, seguido de un espacio y de la letra (F o T). Dicho símbolo es el identificador que la ventana de análisis ha terminado. La letra F indica que la ventana no será considerada para el análisis, ya que el programa o el usuario la han rechazado; en contra parte, la letra T indica que esta ventana sí será considerada. En la figura 4.2 se muestra una sección de un archivo .VNT, justo en donde termina una ventana y comienza la siguiente.

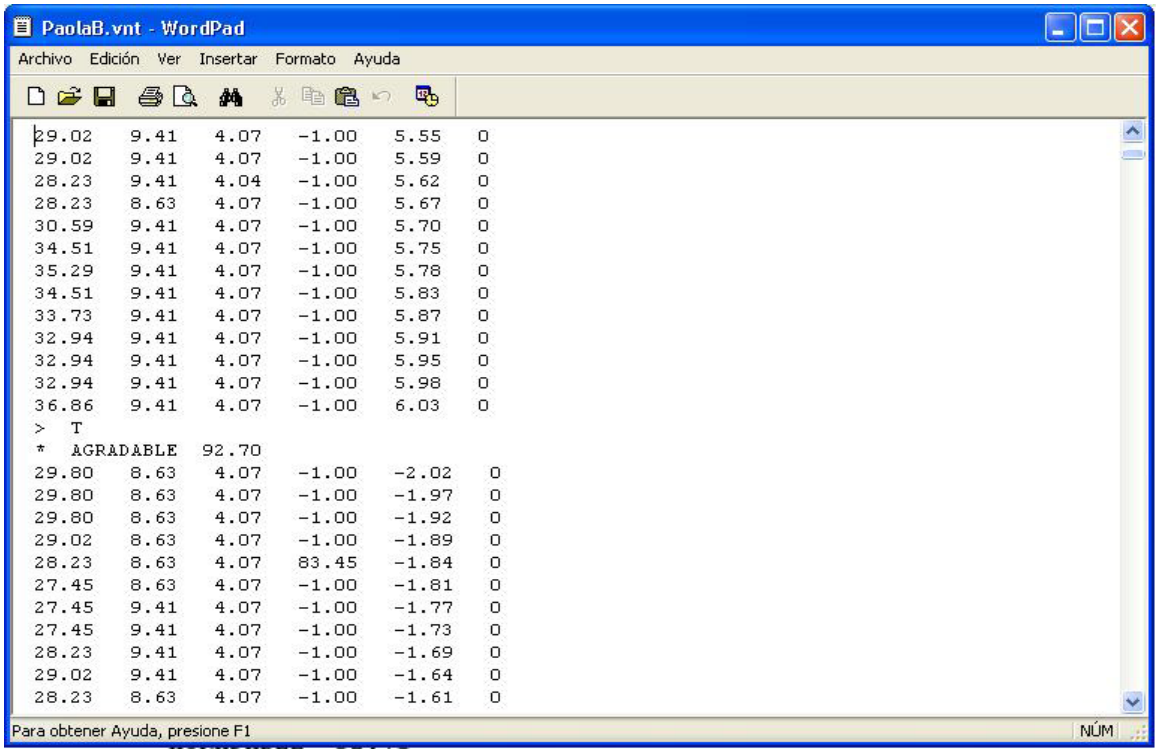


Fig. 4.2.-
Segmento de un archivo .VNT

.AIN

En este archivo se almacenan los índices estadísticos *PromIndEMG*, *PromIndAED*, *PromIndActCard*, *DesvEstEMG*, *DesvEstAED* y *DesvEstActCard* especificados en el capítulo 3. Estos índices para cada tipo de estímulo son obtenidos de analizar las ventanas contenidas en un archivo .VNT. Además, incluye información relevante respecto a las características de las ventanas y respecto al tipo de análisis que se efectuó. Este archivo cuenta con una estructura tal que sus datos puedan ser importados desde Excel para la manipulación y uso de esta información para los fines de interés que se presenten en el laboratorio de la Dra. Ostrosky. Los datos se encuentran separados entre sí por tabulaciones y espacios en blanco de tal forma que queden acomodados en columnas al ser importados por Excel.

En el primer renglón se almacenan: 1) El valor de la columna del tiempo para la primer muestra de las ventanas analizadas (el tiempo Pre Estímulo, con signo negativo), 2) el valor de la columna del tiempo para la última muestra de las ventanas analizadas (el tiempo Post Estímulo), y 3) el número de muestras de las ventanas analizadas.

En el segundo renglón aparecen los encabezados de las columnas, mismos que no incluyen las unidades de medición de la información que es almacenada. A partir del tercer renglón aparece la información generada para cada tipo de estímulo: el nombre del

estímulo, el número de ventanas consideradas, el promedio y la desviación estándar de los índices obtenidos.

En el último renglón del archivo aparece el símbolo > seguido de un espacio y de una cadena alfanumérica. Dicha cadena está conformada por identificadores para cada índice, separados entre ellos por un guión bajo (_). Mediante cada uno de estos identificadores se puede conocer rápidamente el tipo de procesamiento que se aplicó a las señales para obtener los resultados del presente archivo. Posteriormente se describirá a cada uno de estos identificadores. En la figura 4.3, se muestra un archivo .AIN, correspondiente a tres estímulos, un Pre Estímulo de 2 segundos y un Post Estímulo de 6 segundos, con un total de 200 muestras consideradas en la ventana. Así mismo se muestra cómo se distribuye la información una vez que es importada por Excel.

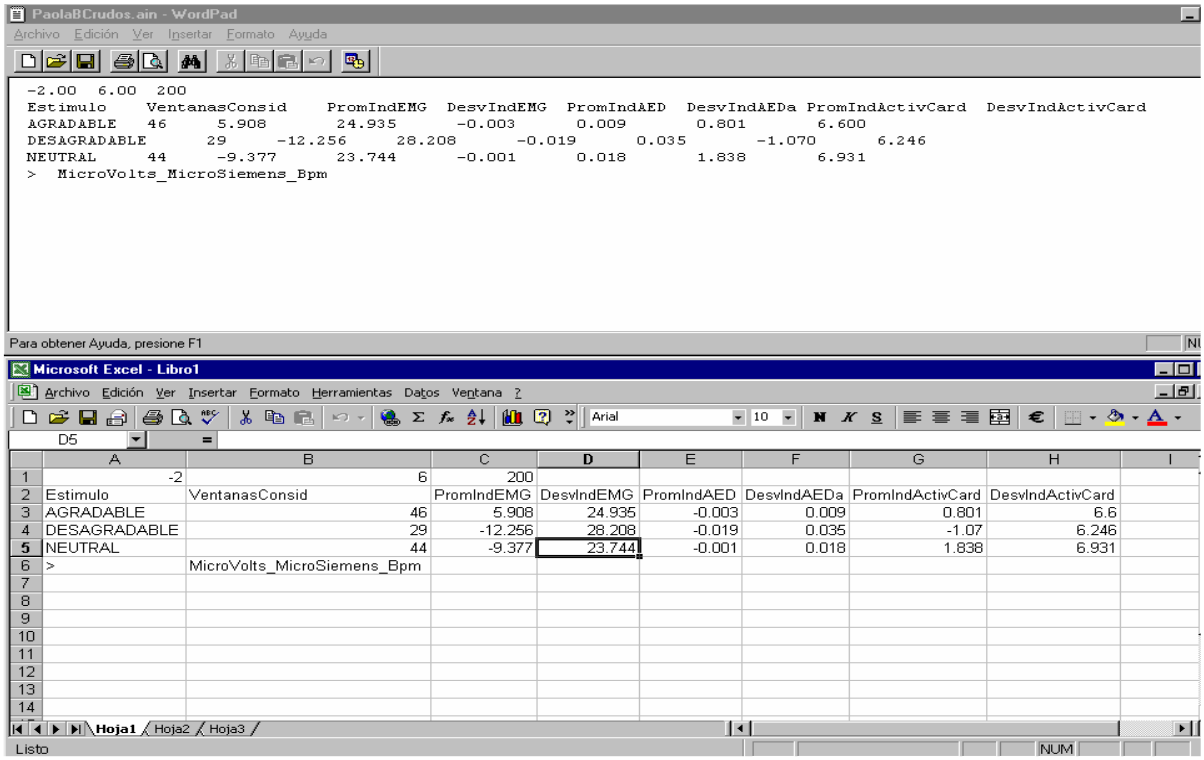


Fig. 4.3.-
Archivo .AIN y su correspondiente distribución al ser importado por Excel.

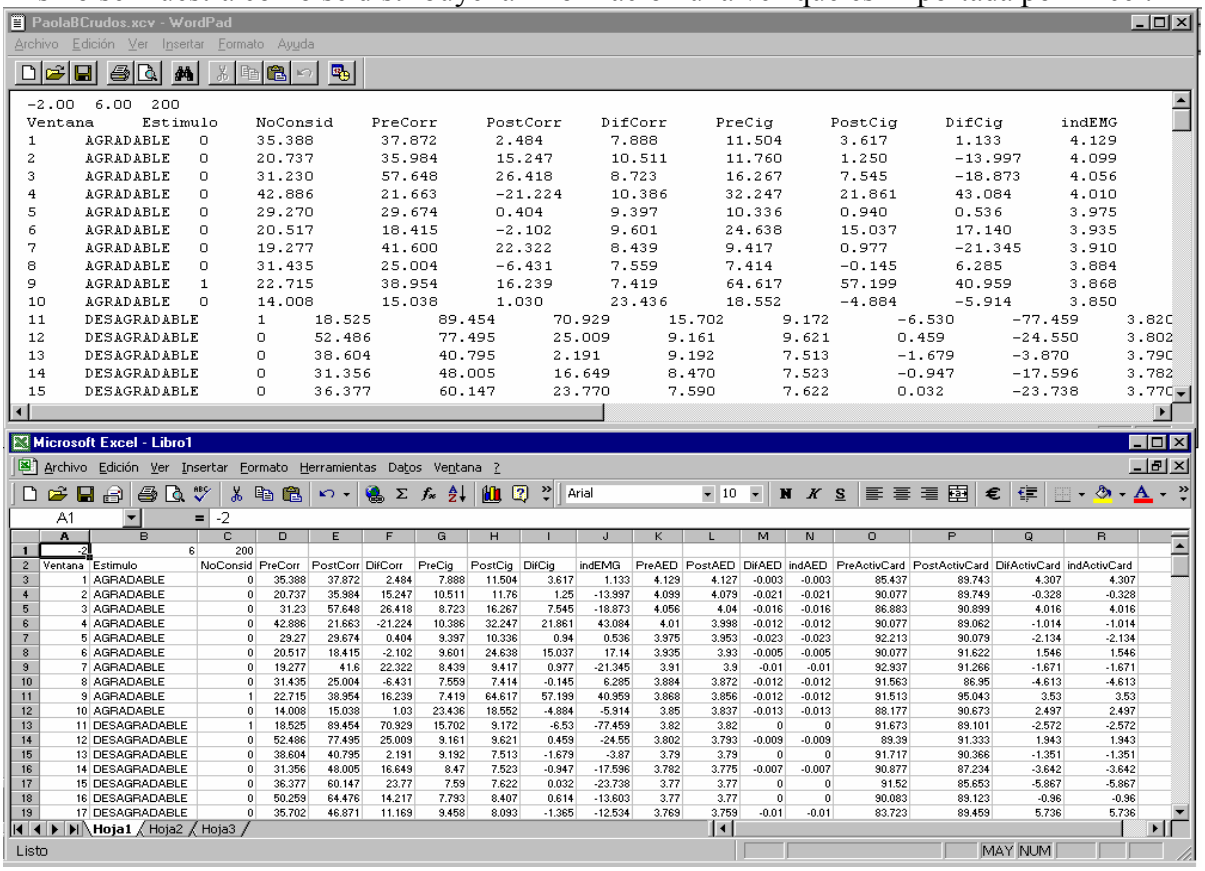
.XCV

Este archivo fue creado para que desde Excel pueda importarse la información más relevante en la obtención de los índices de interés en las ventana de análisis. Dicha información se almacena para todas las ventanas de análisis, independientemente si son o no consideradas para el resultado final del análisis del registro.

El primer y el último renglón de este archivo contienen la misma información del primer y último renglón de los archivos .AIN: tiempos Pre Estímulo y Post Estímulo,

muestras de las ventanas, e indicadores del tipo de procesamiento efectuado. En el segundo renglón aparecen los encabezados de las columnas de la información que es almacenada. A partir del tercer renglón aparece la información generada para cada ventana: el número de la ventana, el nombre del estímulo, un indicador para saber si la ventana está siendo o no rechazada, y los índices *Pre*, *Post*, y *Dif* para cada señal, así como los índices *indEMG*, *indAED*, *indActCard*, especificados todos en el capítulo 3. Cada uno de estos valores están separado entre sí por tabuladores.

Para almacenar la información, este archivo se va generando mientras se efectúa el análisis por índices. En la figura 4.4, se muestra un archivo .XCV, generado durante el análisis que alcanzó los resultados del archivo .AIN que se presentó en la figura 4.3. Así mismo se muestra cómo se distribuye la información una vez que es importada por Excel.



PaolaBCrudos.xcv - WordPad

```
-2.00  6.00  200
Ventana     Estimulo    NoConsid    PreCorr     PostCorr    DifCorr     PreCig      PostCig     DifCig      indEMG
1       AGRADABLE   0       35.388      37.872      2.484       7.888       11.504      3.617       1.133       4.129
2       AGRADABLE   0       20.737      35.984      15.247      10.511      11.760      1.250       -13.997     4.099
3       AGRADABLE   0       31.230      57.648      26.418      8.723       16.267      7.545       -18.873     4.056
4       AGRADABLE   0       42.886      21.663      -21.224     10.386      32.247      21.861      43.084      4.010
5       AGRADABLE   0       29.270      29.674      0.404       9.397       10.336      0.940       0.536       3.975
6       AGRADABLE   0       20.517      18.415      -2.102      9.601       24.638      15.037      17.140      3.935
7       AGRADABLE   0       19.277      41.600      22.322      8.439       9.417       0.977       -21.345     3.910
8       AGRADABLE   0       31.435      25.004      -6.431      7.559       7.414       -0.145      6.285       3.884
9       AGRADABLE   1       22.715      38.954      16.239      7.419       64.617      57.199      40.959      3.868
10      AGRADABLE   0       14.008      15.038      1.030       23.436      18.552      -4.884      -5.914      3.850
11      DESAGRADABLE    1       18.525      89.454      70.929      15.702      9.172       -6.530      -77.459     3.820
12      DESAGRADABLE    0       52.486      77.495      25.009      9.161       9.621       0.459       -24.550     3.802
13      DESAGRADABLE    0       38.604      40.795      2.191       9.192       7.513       -1.679      -3.870      3.790
14      DESAGRADABLE    0       31.356      48.005      16.649      8.470       7.523       -0.947      -17.596     3.782
15      DESAGRADABLE    0       36.377      60.147      23.770      7.590       7.622       0.032       -23.738     3.770
```

Microsoft Excel - Libro1

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1	-2	6	200															
2	Ventana	Estimulo	NoConsid	PreCorr	PostCorr	DifCorr	PreCig	PostCig	DifCig	indEMG	PreAED	PostAED	DifAED	indAED	PreActivCard	PostActivCard	DifActivCard	indActivCard
3	1	AGRADABLE	0	35.388	37.872	2.484	7.888	11.504	3.617	1.133	4.129	4.127	-0.003	-0.003	85.437	89.743	4.307	4.307
4	2	AGRADABLE	0	20.737	35.984	15.247	10.511	11.76	1.25	-13.997	4.099	4.079	-0.021	-0.021	90.077	89.749	-0.328	-0.328
5	3	AGRADABLE	0	31.23	57.648	26.418	8.723	16.267	7.545	-18.873	4.056	4.04	-0.016	-0.016	86.883	90.899	4.016	4.016
6	4	AGRADABLE	0	42.886	21.663	-21.224	10.386	32.247	21.861	43.084	4.01	3.998	-0.012	-0.012	90.077	89.062	-1.014	-1.014
7	5	AGRADABLE	0	29.27	29.674	0.404	9.397	10.336	0.94	0.536	3.975	3.953	-0.023	-0.023	92.213	90.079	-2.134	-2.134
8	6	AGRADABLE	0	20.517	18.415	-2.102	9.601	24.638	15.037	17.14	3.935	3.93	-0.005	-0.005	90.077	91.622	1.546	1.546
9	7	AGRADABLE	0	19.277	41.6	22.322	8.439	9.417	0.977	-21.345	3.91	3.9	-0.01	-0.01	92.937	91.266	-1.671	-1.671
10	8	AGRADABLE	0	31.435	25.004	-6.431	7.559	7.414	-0.145	6.285	3.884	3.872	-0.012	-0.012	91.563	86.95	-4.613	-4.613
11	9	AGRADABLE	1	22.715	38.954	16.239	7.419	64.617	57.199	40.959	3.868	3.856	-0.012	-0.012	91.513	95.043	3.53	3.53
12	10	AGRADABLE	0	14.008	15.038	1.03	23.436	18.552	-4.884	-5.914	3.85	3.837	-0.013	-0.013	88.177	90.673	2.497	2.497
13	11	DESAGRADABLE	1	18.525	89.454	70.929	15.702	9.172	-6.53	-77.459	3.82	3.82	0	0	91.673	89.101	-2.572	-2.572
14	12	DESAGRADABLE	0	52.486	77.495	25.009	9.161	9.621	0.459	-24.55	3.802	3.793	-0.009	-0.009	89.39	91.333	1.943	1.943
15	13	DESAGRADABLE	0	38.604	40.795	2.191	9.192	7.513	-1.679	-3.87	3.79	3.79	0	0	91.717	90.366	-1.351	-1.351
16	14	DESAGRADABLE	0	31.356	48.005	16.649	8.47	7.523	-0.947	-17.596	3.782	3.775	-0.007	-0.007	90.877	87.234	-3.642	-3.642
17	15	DESAGRADABLE	0	36.377	60.147	23.77	7.59	7.622	0.032	-23.738	3.77	3.77	0	0	91.52	85.653	-5.867	-5.867
18	16	DESAGRADABLE	0	50.259	64.476	14.217	7.793	8.407	0.614	-13.603	3.77	3.77	0	0	90.083	89.123	-0.96	-0.96
19	17	DESAGRADABLE	0	35.702	46.871	11.169	9.458	8.093	-1.365	-12.534	3.769	3.759	-0.01	-0.01	83.723	89.459	5.736	5.736

Hoja1 / Hoja2 / Hoja3

Listo

MAY NUM

Fig. 4.4.-
Segmento de un archivo .XCV y su correspondiente distribución al ser importado por Excel.

.AGR

Este archivo almacena las señales resultantes de analizar las ventanas contenidas en un archivo .VNT. A diferencia de archivos .AIN y .XCV descritos previamente, a los .AGR no se agrega la información de tiempos de Pre Estímulo, Post Estímulo y número de muestras de la ventana, ya que estos datos pueden obtenerse del resto de los datos

almacenados en el archivo. Para la estructura de este tipo de archivos se tomó como base la estructura de los archivos .VNT como se describe a continuación:

Primeramente aparece un * (indicador de nueva ventana), seguido de un espacio en blanco. A continuación se almacena el nombre del estímulo, y después de un espacio se graba el número de ventanas consideradas en el análisis del registro. En los renglones siguientes se almacenan todos los datos correspondientes a las señales resultantes del análisis, siguiendo el mismo orden de las columnas que se presentaban en el archivo .VNT: corrugador, cigomático, actividad electrodermal, pulso cardiaco, tiempo.

En las columnas del pulso cardiaco y del tiempo, los valores se manejan de forma idéntica que en el archivo .VNT. La única variante es que ahora los valores obtenidos para el pulso cardiaco se acomodan en las muestras correspondientes a múltiplos positivos y negativos de 500 milisegundos; en el .VNT se almacenan justo en la muestra correspondiente a donde hay un pulso de subida de la señal original. Al igual que en el .VNT se agregó una columna al final, misma que ahora denota a aquellas muestras en las que las señales consideradas en el análisis sobrepasaron los valores extremos propuestos en el capítulo 3.

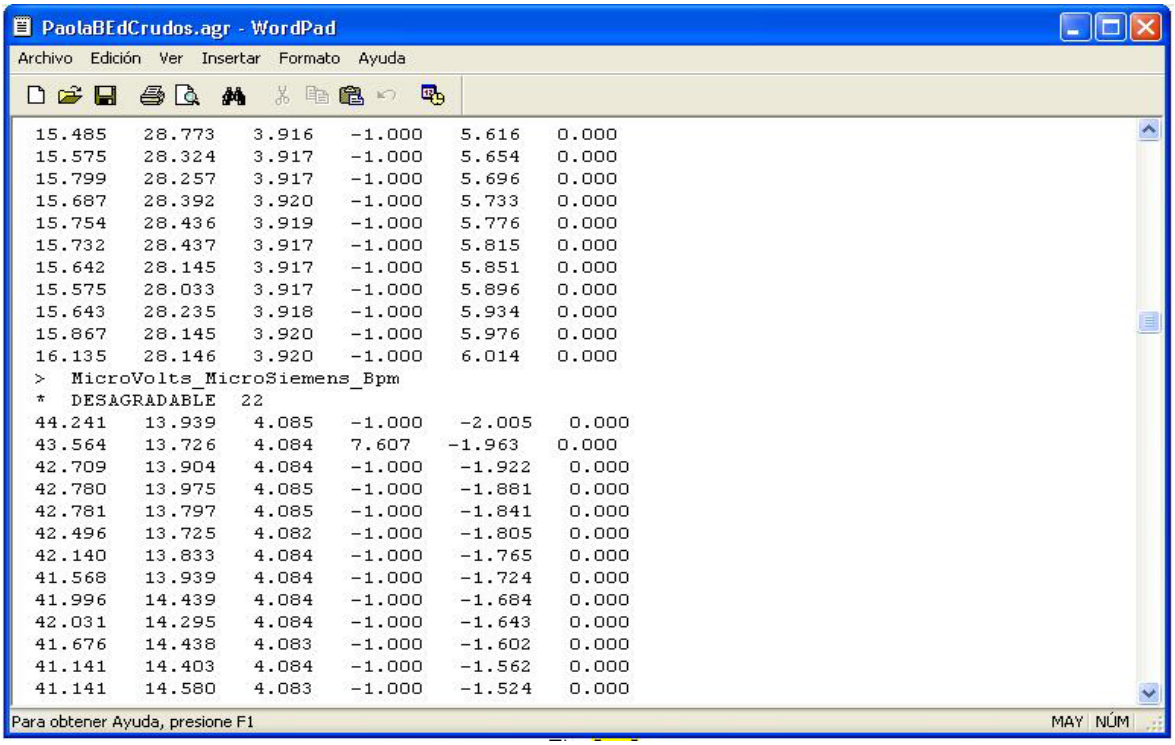


Fig. 4.5.-
Segmento de un archivo .AGR

El último renglón de cada ventana tienen un símbolo > (identificador de fin de ventana de análisis), seguido de un espacio y de una cadena alfanumérica, la cual está conformada por identificadores para cada índice, separados entre ellos por un guión bajo (_). Cada identificador corresponde al tipo de procesamiento que se aplicó a las señales para llegar al resultado obtenido. En la figura 4.5 se muestra una sección de un archivo

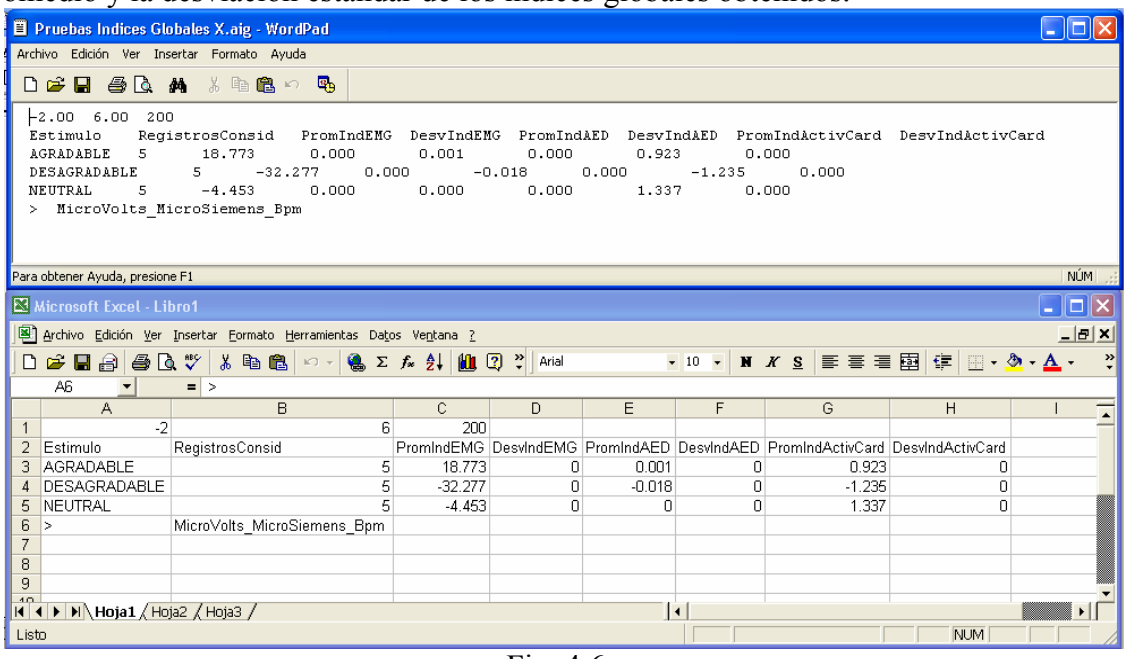
.AGR, justo en donde termina una ventana y comienza la siguiente. Cabe la pena mencionar que en estos archivos solo se tiene una ventana (la resultante) para cada tipo de estímulo.

.AIG

En este archivo se almacenan los índices estadísticos $PromIndEMG_G$, $PromIndAED_G$, $PromIndActCard_G$, $DesvEstEMG_G$, $DesvEstAED_G$ y $DesvEstActCard_G$, especificados en el capítulo 3. Estos índices globales para cada tipo de estímulo son obtenidos de analizar los resultados contenidas en un conjunto de archivos .AIN. Además, incluye información relevante respecto a las características de las ventanas y respecto al tipo de análisis que se efectuó. Este archivo cuenta con una estructura tal que sus datos puedan también ser importados desde Excel, y es muy semejante a la estructura de los archivos .AIN. Los datos se encuentran separados entre sí por tabulaciones y espacios en blanco.

En el primer renglón se almacenan: 1) El valor de la columna del tiempo para la primer muestra de las ventanas analizadas (el tiempo Pre Estímulo, con signo negativo), 2) el valor de la columna del tiempo para la última muestra de las ventanas analizadas (el tiempo Post Estímulo), y 3) el número de muestras de las ventanas analizadas.

En el segundo renglón aparecen los encabezados de las columnas, mismos que no incluyen las unidades de medición de la información que es almacenada. A partir del tercer renglón aparece la información generada para cada tipo de estímulo: el nombre del estímulo, el número de archivos .AIN que contenían información para tal estímulo, el promedio y la desviación estándar de los índices globales obtenidos.



	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	-2	6	200						
2	Estimulo	RegistrosConsid	PromIndEMG	DesvIndEMG	PromIndAED	DesvIndAED	PromIndActivCard	DesvIndActivCard	
3	AGRADABLE	5	18.773	0	0.001	0	0.923	0	
4	DESAGRADABLE	5	-32.277	0	-0.018	0	-1.235	0	
5	NEUTRAL	5	-4.453	0	0	0	1.337	0	
6	>	MicroVolts_MicroSiemens_Bpm							
7									
8									
9									

Fig. 4.6.-
Segmento de un archivo .AIG

En el último renglón del archivo aparece el símbolo > seguido de un espacio y de una cadena alfanumérica. Dicha cadena está conformada por identificadores para cada índice, separados entre ellos por un guión bajo (_). Mediante cada uno de estos identificadores se puede conocer rápidamente el tipo de procesamiento que se aplicó a las señales para obtener los resultados del presente archivo. En la figura 4.6, se muestra un archivo .AIG, correspondiente a tres estímulos, un Pre Estímulo de 2 segundos y un Post Estímulo de 6 segundos, con un total de 200 muestras consideradas en la ventana. Así mismo se muestra cómo se distribuye la información una vez que es importada por Excel.

.AGG

Este archivo almacena las señales resultantes de analizar las ventanas contenidas en un conjunto de archivos .AGR. Para la estructura de este tipo de archivos se tomó como base la estructura de los archivos .AGR y se describe a continuación:

Primeramente aparece un * (indicador de nueva ventana), seguido de un espacio en blanco. A continuación se almacena el nombre del estímulo, y después de un espacio se graba el número de archivos .AGR que contenían información para tal tipo de estímulo. En los renglones siguientes se almacenan todos los datos correspondientes a las señales resultantes del análisis, siguiendo el mismo orden de las columnas que se presentaban en el archivo .AGR: corrugador, cigomático, actividad electrodermal, pulso cardiaco, tiempo. La información contenida en las columnas del pulso cardiaco y tiempo es idéntica a la manejada en los archivos .AGR. Se agregó también la columna que denota a aquellas muestras en las que las señales consideradas en el análisis sobrepasaron los valores extremos propuestos en el capítulo 3.

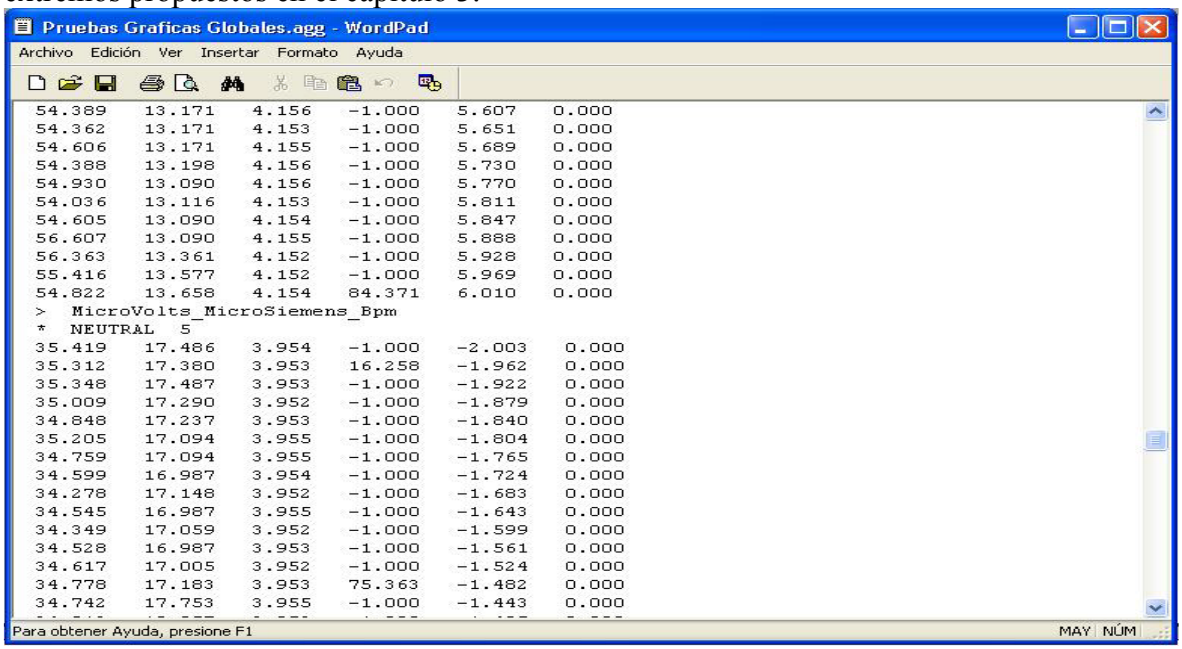


Fig. 4.7.-
Segmento de un archivo .AGG

El último renglón de cada ventana tienen un símbolo > (identificador de fin de ventana de análisis), seguido de un espacio y de una cadena alfanumérica, la cual está conformada con identificadores para cada índice, separados entre ellos por un guión bajo (_). Cada identificador corresponde a un tipo de procesamiento que se aplicó a las señales para llegar al resultado obtenido. En la figura 4.7se muestra una sección de un archivo .AGG, justo en donde termina una ventana y comienza la siguiente. Cabe la pena mencionar que en estos archivos solo se tiene una ventana (la resultante) para cada tipo de estímulo.

4.c.2.- Estructura de arreglos y matrices de datos

Dentro de la implementación del programa, el uso de arreglos y matrices ha sido fundamental, sobre todo al considerar la combinación de cuatro señales fisiológicas a monitorear con *n* tipos de estímulos diferentes. Es por ello, que para los estímulos se utilizó un manejo dinámico de estos *arrays* y matrices; por otro lado, para las señales se puede considerar un manejo estático. Se propone además que la posición que ocupa una señal sea la misma para cualquier arreglo o matriz durante todo el presente sistema. Así se ha establecido la convención descrita en la tabla 4.1, para la posición que ocupe cada señal en esos arreglos o matrices. Siempre que sea requerida una posición adicional que contuviese información importante para alguna tarea particular, ésta se ha de ser agregada al final del arreglo o matriz.

POSICIÓN	SEÑAL FISIOLÓGICA	OBSERVACIONES
0	EMG Corrugador	Para el manejo del ínidce *indEMG*, sus valores se almacenan y se obtienen de esta posición.
1	EMG Cigomático	Almacenará también el valor *indEMG* cuando éste sea utilizado, pero solamente por ocupar el espacio.
2	AED	
3	Activ Cardiaca	
4	Tiempo	Esta no es señal fisiológica, sin embargo es un dato trascendente para cada muestra.

Tabla 4.1.-
Posición que ocupa cada señal fisiológica en arreglos o matrices

Lo anterior, sin duda permitió realizar una implementación más organizada. Además de que de esta forma, se crearon subrutinas que pudieron ser utilizadas por un mayor número de funciones dentro del programa. Otra gran contribución de esta convención sin duda se verá reflejada en la re-ingeniería y en el mantenimiento que se le de al secciones del software o al sistema computacional completo.

4.c.3.- Resolución y número de decimales a usar

Finalmente es importante resaltar que los valores que se almacenen en disco para cada una de estos archivos, utilizan tres dígitos decimales. Esta decisión se tomó con base a la resolución que brinda cada canal. Tal resolución, para cada canal se obtendría de acuerdo a la expresión 4-1, en donde V es la resolución, V_{max} y V_{min} son los valores máximo y mínimo respectivamente que puede detectar HW-FERSAL, y n es número de bits del CAD que utiliza dicho equipo.

$$V = (V_{max} - V_{min}) / 2\text{^}n \qquad (4\text{-}1)$$

A partir de la tabla 3.2, se puede observar que el caso extremo correspondió al canal de la AED. Para esta señal los valores máximo y mínimo de conductancia a registrar son respectivamente 20 y 2 µSiemens, obteniéndose con ellos el valor más pequeño de resolución. Es decir, la resolución *promedio*, en µSiemens, es:

$$V_{AED} = (20 - 2) / 2\text{^}8 = 18 / 256 = 0.070$$

Con base en el cálculo anterior, se podría proponer solo el uso de 2 decimales para almacenar los registros. Sin embargo, este valor corresponde a una resolución *promedio*, puesto que la medición que hace *SiCPaSPsi* es lineal solo para la resistencia eléctrica. Debido a que la transformación a valores de conductancia involucra el inverso de los valores en resistencia, no se tiene una escala lineal de resolución. Los casos extremos de resolución de conductancia pueden obtenerse a partir del conocer la resolución en resistencia, y aplicar dicha resolución a los valores extremos, pero sobre la conductancia. Es decir:

$$V_{AED\ resistencia} = (500 - 50) / 2\text{^}8 = 450 / 256 = 1.758$$

El valor mínimo de AED resistiva es 50 (correspondiente a un 0 en el CAD), por lo que si le agregamos el 1.758, tendremos 51.758. La diferencia de conductancia correspondiente en µSiemens es:

$$\Delta V_{conductancia} = C_2 - C_1 = 1 / R_2 - 1 / R_1$$

$$\Delta V_{conductancia} = (1 / 0.050000) - (1 / 0.51758) = 20.0000 - 19.6078 = 0.3921$$

En contraparte, el valor máximo de AED resistiva es 500 (correspondiente a un 255 en el CAD), por lo que si le quitamos el 1.758, tendremos 498.242. La diferencia de conductancia en µSiemens es entonces:

$$\Delta V_{conductancia} = (1 / 0.498242) - (1 / 0.500) = 2.0070 - 2.000 = \mathbf{0.0070}$$

Así, con base en este último caso extremo, se optó por utilizar tres decimales. Y para tener todo el sistema homogeneizado, se propone que todos los canales utilicen estas tres cifras decimales. La consecuencia de esto último es que se tendrán archivos más extensos. Sin embargo, los recursos en disco duro y memoria de PC-PSICOFIS, así como la capacidad de almacenamiento de los CD's permiten contar con capacidad sobrada para almacenar toda esta información. Se pronosticó que los archivos más extensos, correspondientes a los .CSV, ocupen un espacio aproximado de 2 MB para un registro de

una hora. Este es el tiempo sugerido para no ser excedido en los registros a fin de evitar la fatiga de los participantes.

4.d) SELECCIÓN DEL ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Al inicio del proyecto se planteó generar el análisis y procesamiento de las señales tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia. Sin embargo, las características propias de las señales y los paradigmas de la investigación sugieren enfocarnos predominantemente al dominio del tiempo. No por ello descartamos la posibilidad de estudios posteriores en el dominio de la frecuencia, sin embargo en el presente trabajo solo fue abordado con poca profundidad. De cualquier manera el sistema queda estructurado de tal forma que se puedan agregar nuevas alternativas de procesamientos aplicables a las señales de registros adquiridos actualmente.

4.d.1.- En el dominio del tiempo

Como ya se describió en el apartado c) del capítulo 3, en cada ventana se efectúan dos tipos de análisis: análisis por índices estadísticos y análisis mediante gráficas. Para obtener el análisis estadístico, se calculan el promedio y la desviación estándar de los índices *indEMG*, *indAED* e *indActivCard*, obtenidos para cada ventana de análisis tal y como fue descrito en el capítulo 2. Por otro lado para el análisis mediante gráficas se promedian las señales de todas las ventanas de análisis. Los promedios de índices o de señales se agrupan considerando cada uno de los tipos de estímulos presentes durante los registros.

Debido a las características de la señal de la actividad cardiaca y a los resultados que se desea presente el software de ella, fue necesario hacer consideraciones especiales en la manera de obtener los análisis gráficos para este canal. Los resultados gráficos para esta señal presentan valores de tasa cardiaca cada 0.5 segundos antes y después de la aparición del estímulo. Es decir se requiere analizar la respuesta de esta señal en múltiplos positivos y negativos de 0.5 a partir de presentarse el estímulo de interés.

Las cuestiones implícitas que contrae esta premisa, propició que durante el desarrollo de la aplicación se revisaran y ajustaran en varias ocasiones dichas cuestiones; en conjunto con el personal del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología se llegó a acuerdos para el tratamiento de las mismas. Vale la pena mencionar que muchas de estas consideraciones surgieron a raíz de los conflictos que se presentaron en la fase de prueba del software. En ella se tenían errores cuya causa no fue fácil identificar y que finalmente requirieron nuevos planteamientos en la aplicación.

Las consideraciones que finalmente se tomaron en la implementación para la aplicación se pueden resumir a continuación.

Sea
m - el m-ésimo intervalo de estudio para la tasa cardiaca ($m = \pm 0, 1, 2, 3$)
t_m - el valor del tiempo en el que se registrará la tasa cardiaca para el intervalo m ($t_m = m * 0.5$)
t – el valor del tiempo para cualquier muestra de la ventana.

A partir de ello se tiene que,

- Para calcular el valor de tasa cardiaca para el intervalo m, considerar todos los valores de tasa cardiaca registrados desde $t = t_m - 0.4$ hasta $t = t_m + 0.1$. Es decir se considera desde 0.4 segundos antes del tiempo en el que se registre el valor para el intervalo m hasta 0.1 segundos después del mismo. La justificación de lo anterior se hace más evidente cuando $m = 0$, es decir cuando el estímulo acaba de aparecer y $t_m = 0$; si en el tiempo $t = t_m + 0.001$ (es decir, $t = 0.001$) se presenta un nuevo pulso R en la respuesta cardiaca y por ende un nuevo valor de tasa cardiaca, es más sensato considerarlo como parte de estado normal que como efecto del estímulo presentado. Es decir es preferible considerarlo como efecto del intervalo m que del intervalo $m + 1$.

- Para calcular el valor del intervalo m, obtener el promedio de los valores detasa cardiaca registrados en dicho intervalo, respetando la consideración arriba citada.

- En caso de no existir ningún valor de tasa cardiaca para algún intervalo m, repetir el valor obtenido en el intervalo $m - 1$. Este escenario no representa error, ya que se puede presentar cuando la tasa cardiaca del participante está por debajo de los 60 bpm.

- Para evitar tener valores anómalos al inicio de las ventanas de estudio, el valor de tiempo más negativo para el intervalo m (el primero en el Pre-Estímulo) es por default de 40 bpm. Con esta medida se evitan valores tales como 0 bpm, valor que puede propagarse para el siguiente intervalo según lo planteado en el escenario arriba mencionado. Considerando un Pre Estímulo de 2 segundos, se espera que para cuando aparezca el estímulo ya se tengan valores reales de tasa cardiaca. En caso de no ser así, la ventana no es tomada en cuenta para el análisis, ya que el siguiente valor que aparezca superaría el valor máximo establecido de 120 bpm.

Por otro lado, se han diseñado un total de seis tipos de procesamiento que pueden aplicarse a la señal en el dominio del tiempo. Algunos de ellos aplican para todas las señales, sin embargo otros aplican para alguna señal en particular. Aún cuando cualquiera de estos procesamientos pueden aplicarse indistintamente para análisis estadísticos y gráficos, es el usuario quien decide la conveniencia de su aplicación. En este trabajo se emiten las recomendaciones preliminares respecto a si es o no conveniente aplicarlo.

Cabe mencionar que como ya se mencionó previamente, todo análisis generado irá acompañado por un identificador que especifique el tipo de procesamiento aplicado al registro. Este identificador consiste de una cadena alfanumérica que se agregará al final de

los archivos generados por en el análisis (.XCV, .AIN, .AGR, .AIG, .AGG). A su vez dicha cadena esta constituida por tres subcadenas unidas entre ellas mediante un guión bajo (_). La primer subcadena identificará el procesamiento efectuado para las señales de EMG, la segunda para la señal de AED, y la tercera para el pulso cardiaco. El tipo de procesamiento que se decida efectuar para la EMG, se aplicará tanto a la señal del músculo corrugador como a la del músculo cigomático.

Se describen a continuación los procesamientos que pueden ser aplicados a las señales. Entre paréntesis se indican las tres subcadenas alfanuméricas que genera cada tipo de análisis.

1.- Valores reales crudos (*MicroVolts, MicroSiemens, Bpm*)

Este es el procesamiento que se aplica por default, en el cual los valores de cada muestra de la señal no presenta modificación alguna. Los análisis estadístico y gráfico se efectúan sobre los valores de la señal tal y como fueron adquiridas durante el registro. Para el caso de la respuesta de tasa cardiaca, ya se está utilizando el valor correspondiente a las pulsaciones por minuto (bpm), pues cabe recordar que el procesamiento se aplican sobre los archivos .VNT. Este procesamiento lo podemos expresar de la forma:

$$Yp_i = Y_i \qquad (4\text{-}2)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, y Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida).

2.- Valores reales con línea base (*DifMicroVolts, DifMicroSiemens, DifBpm*)

Se obtiene el promedio de la señal durante el periodo de Pre Estímulo, es decir se calcula el valor de *Pre* en la señal fisiológica de interés. Este valor es nuestra nuevo eje de referencia para la señal. Para ajustar la señal a este nuevo el eje de referencia, a cada muestra de la señal respectiva (tanto a la sección de Pre Estímulo como la de Post Estímulo) se le restará el valor de *Pre*. Todo el proceso anterior se aplica a cada una de las ventanas a analizar. Este procesamiento no afecta la forma de la señal ni atenúa su respuesta; tan solo aplica un offset a cada ventana.

Se sugiere aplicar este procesamiento cuando se desee efectuar análisis mediante gráficas, ya permite visualizar más fácilmente las variaciones en la señal generadas a causa del estímulo presentado. Cuando este procesamiento se aplica cuando se efectúa análisis por índices, se obtienen resultados idénticos que aplicando el procesamiento de *Valores reales crudos*. Este procesamiento puede expresarse de la siguiente forma:

$$Yp_i = Y_i - Pre \qquad (4\text{-}3)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida), y *Pre* es el promedio del Pre Estímulo de la señal.

3.- Porcentajes de línea base (*Dif%MicroVolts, Dif%MicroSiemens, Dif%Bpm*)

Es muy semejante al de *Valores con línea base*, ya que también se tiene un nuevo eje de referencia. Sin embargo en este tipo de procesamiento se meden las variaciones de la señal como incrementos porcentuales positivos o negativos, a partir de un valor determinado. Al igual que en el procesamiento anterior, se propone que dicho valor sea el valor de *Pre*.

Esta técnica como tal no se reporta en la literatura para este tipo de estudios, sin embargo se ha decidido agregarlo como una alternativa de análisis. La utilidad del procesamiento en la generación de resultados significativos en este tipo de estudios dependerá de la aplicación que de él hagan los usuarios del sistema. De forma preliminar, este tipo de procesamiento puede aplicarse a análisis mediante índices o análisis mediante gráficas. Matemáticamente este procesamiento puede expresarse como:

$$Yp_i = (Y_i - Pre) / Pre * 100 \qquad (4\text{-}4)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida), y *Pre* es el promedio del Pre Estímulo de la señal.

4.- SCR (*SCRMicroSiemens*)

Este procesamiento solamente se puede aplicar para la señal de AED, y el objetivo de utilizarlo es trabajar con la SCR (Skin Conductance Response), descrita en el capítulo 2. La SCR es un índice reportado y recomendado ampliamente en la literatura para el análisis de la AED. La aplicación de este procesamiento pudiese encontrar mayor utilidad durante la ejecución de análisis mediante índices, por lo cual se recomienda.

En el algoritmo desarrollado para este procesamiento, se obtienen 2 valores de interés: el valor de *Pre* a partir del Estímulo, y el valor máximo de conductancia obtenido en el Post Estímulo. Para nuestros fines, los valores de toda muestra de la señal en el Pre Estímulo tendrá el valor de cero, mientras que toda muestra de la señal en el Post Estímulo tendrá el valor de SCR. Matemáticamente queda definido de la siguiente manera:

$$SCR = \max(Y_i) - Pre \qquad i \geq 0 \qquad (4\text{-}5)$$

$$Yp_i = \begin{cases} 0 & i < 0 \\ SCR & i \geq 0 \end{cases} \qquad (4\text{-}6)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, y Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida), y *Pre* es el promedio del Pre Estímulo de la señal.

Esta manera de tratar la señal se propuso así para reutilizar las subrutinas de los análisis por índices, y mantener la misma estructura en la programación. Basta recordar que

el análisis mediante índices fue diseñado para obtener el promedio de la señal durante el Pre Estímulo y durante el Post Estímulo y generar la diferencia de ambos valores. Después de aplicar el procesamiento arriba propuesto para la SCR, los nuevos valores serán

$$Pre=0$$

$$Post=SCR$$

para que finalmente al aplicar la resta para obtener la diferencia tengamos

$$Dif=SCR$$

5.- Logaritmo$_{10}$ (SCR+1) (*LogSCRMicroSiemens*)

Al igual que el anterior, este procesamiento se puede aplicar solamente para las señales de AED, y es muy similar al arriba descrito. Para este procesamiento se le sumará el valor de 1.0 a la SCR obtenida; finalmente a esta suma se aplica la función logaritmo base 10. Debido a la naturaleza de la respuesta electrodermal, los valores de SCR son muy pequeños, por lo que al sumar el valor de 1.0 se garantizarán valores positivos al momento de aplicar la función logaritmo. El índice generado está reportado en los reportes más recientes de literatura para el trabajo con AED, aún cuando no se ha generalizado su uso.

Por las mismas razones descritas en le procesamiento anterior, para todo el Pre Estímulo, el valor de la señal será cero y el valor de la señal para todo el Post Estímulo será el valor calculado. Se espera este procesamiento encuentre mejores resultados para el análisis por índices que para el análisis mediante gráficas. Expresado de forma matemática, este procesamiento se describe de la siguiente manera:

$$SCR = \max(Y_i) - Pre \qquad i \geq 0 \qquad (4\text{-}7)$$

$$Yp_i = \begin{cases} 0 & i < 0 \\ \log_{10}(SCR + 1.0) & i \geq 0 \end{cases} \qquad (4\text{-}8)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida) para el Post Estímulo, y *Pre* es el promedio del Pre Estímulo de la señal.

6.- Corrección AED

Mientras se desarrollaba el presente sistema, detectamos un problema en el canal de AED con respecto a los valores de conductancia que el sistema de adquisición (HW FERSAL / *Psicofisiológicas*) almacenaba. El sistema de adquisición cumple satisfactoriamente con el rango de medición de conductancia, presentando errores de medición menores al 5% en los extremos inferior y superior (2 y 20 μSiemens respectivamente). Sin embargo, en la parte intermedia existen errores de hasta el 190% de error, el cual disminuye conforme se acerca hacia cualquiera de los dos extremos. En la figura 4.8 se muestra la curva de comportamiento de los valores registrados por el sistema de adquisición, con respecto a los valores reales que debe registrar.

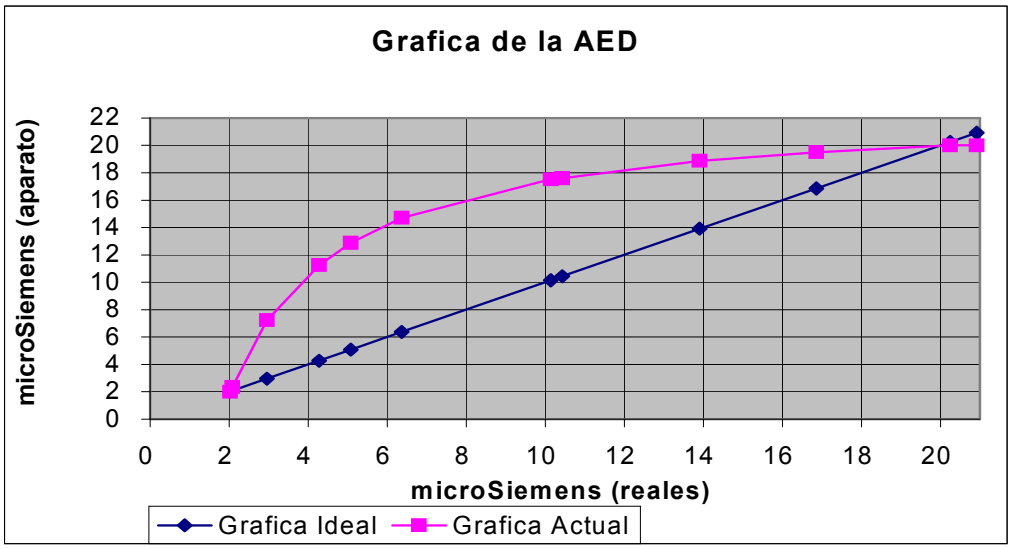


Fig. 4.8.-
Comportamiento de los valores registrados en canal de AED

Ante la posibilidad de demora para darle solución a este problema mediante la corrección del hardware o mediante la adecuación del software de *Psicofisiológicas*, se propuso darle una solución mediante *SiCPASPsi* empleando métodos numéricos de ajuste de curvas. El objetivo final fue llegar a un modelo cuyo porcentaje de error fuera no mayor al 15% en todo el rango de medición.

Para llegar al modelo primeramente se generó una tabla en la cual se registró el valor adquirido por el sistema de adquisición ante un valor controlado de conductancia real; se obtuvieron un total de 40 puntos diferentes en el rango en cuestión. Posteriormente se analizó la forma de la respuesta a modelar. Mediante diferentes herramientas de cálculo numérico y a través de la combinación de técnicas como el modelado de una recta dados N puntos, transformaciones logarítmicas y transformaciones exponenciales, se llegó a un modelo inicial. Sin embargo, este modelo presentaba errores máximos del 25% aún.

Después de revisar alternativas para mejorar el modelo, se optó por dividir a el rango de medición en 2 secciones ya que había un tramo que presentaba un comportamiento exponencial y otro con comportamiento más semejante a una recta. Aplicando las mismas herramientas y técnicas previamente descritas, pero ahora considerando 2 tramos, se llegó al modelo matemático definido en la función 4-9, mismo que alcanza un error máximo de 11%.

$$Yp_i = \begin{cases} 0.198\ Y_i + 1.458 & 2 \geq Y_i \geq 12 \\ 0.285\ e^{0.204 Yi} & 12 > Y_i \geq 20 \end{cases} \qquad (4\text{-}9)$$

Donde Yp_i es el valor de la i-ésima muestra de señal ya procesada, Y_i es el valor de la i-ésima muestra de la señal sin procesar (tal y como fue adquirida).

En caso de que el usuario de *SiCPASPsi* solicite la aplicación de este procesamiento a la AED, éste se ejecuta antes de aplicarse a la señal cualquiera de los procesamientos anteriormente descritos. Quizá a mediano plazo ya no se utilice más la aplicación de esta corrección, una vez que sea corregido el problema en el sistema de adquisición. Sin embargo da solución al problema actual y permite dar continuidad al trabajo de investigación. Cabe resaltar que éste fue un desarrollo no previsto en el análisis inicial; no obstante, considero que fue problema al cual fue interesante darle solución, utilizando técnicas que son netamente de la Ingeniería.

En la figura 4.9 se muestran las tres respuestas descritas en este punto: la respuesta ideal (que debe presentarse en la adquisición de la señal), la respuesta actual (que genera el sistema de adquisición), y la respuesta corregida (generada de aplicar la segunda corrección propuesta, en la que se divide el rango en dos segmentos).

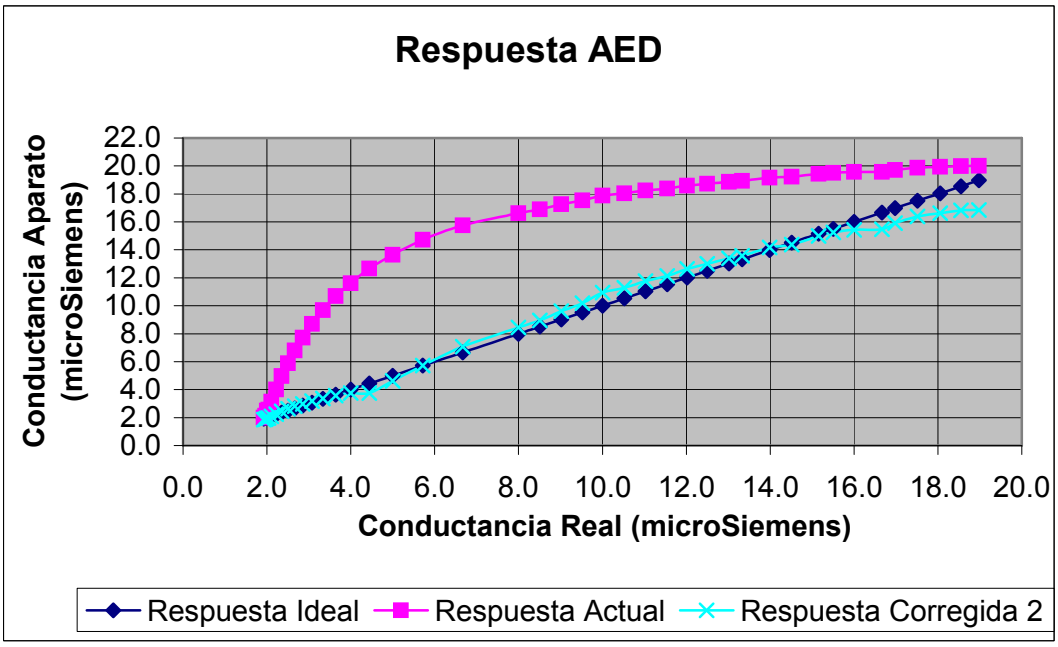


Fig. 4.9.-
Comportamiento ideal, actual y corregido de los valores del canal de AED

Finalmente mencionar que al inicio del presente trabajo se planteó el interés por implementar la correlación y autocorrelación de señales. Esta técnica es muy útil cuando se tienen patrones establecidos de señales y se desea comparar una nueva señal registrada con dichas señales de referencia. Debido al estado en el que se encuentra la investigación de estudios psicofisiológicos en emociones, en donde no están establecidos patrones de señal, se ha considerado poco útil su desarrollo.

Quizá dichos patrones pudieran ser establecidos con el uso del presente sistema, por lo que también queda abierta la posibilidad de agregar al mismo estas nuevas interfaces de análisis. La única recomendación preliminar que se emite al respecto es que deberán existir patrones de señal acorde con la edad, sexo, tipos de estímulos y rasgos culturales.

Otro factor que decidió el no desarrollo de esta herramienta fue la naturaleza del uso que se tiene pensado para el sistema, en donde no se contemplan fines de diagnóstico (en donde estas comparaciones serían más útiles), sino más bien se ha creado con fines de investigación respecto a las respuestas fisiológicas que se presentan ante la presencia de diversos estímulos.

4.d.2.- En el dominio de la frecuencia

Como ya se mencionó previamente, debido a las características de las señales es difícil poder efectuar análisis en el dominio de la frecuencia. En el caso de la señal de EMG, ésta se adquiere a partir de la actividad eléctrica que se presenta sobre la superficie de la piel (y no directamente sobre el músculo). Y más aún, el hardware de adquisición procesa la señal para manejarla en valores RMS para posteriormente digitalizarla. Esta técnica sin duda es muy útil para detectar la activación global de los músculos corrugador y cigomático, además de permitir la reducción en la velocidad de muestreo requerida; pero en consecuencia le disminuye considerablemente cualquier característica de respuesta en frecuencia que pudiese ser de relevancia.

En el caso de la AED, la respuesta en la señal muy pequeña y lenta, la cual presenta variaciones máximas de 1 μSiemens en aproximadamente 2 segundos. La aplicación de cualquier filtro a una señal con estas características resulta innecesario. Así mismo no se encontró reporte alguno en la literatura respecto al filtrado o análisis en el dominio de la frecuencia para esta señal fisiológica.

Finalmente, la respuesta cardiaca es registrada mediante un pletismógrafo que monitorea las pulsaciones que experimenta el corazón; cualquier estudio de variabilidad de la frecuencia cardiaca se apoya directamente sobre la señal del ECG. Se han publicado recientemente trabajos en donde se aplican algunas técnicas particulares para extraer algunas características de la variabilidad de la frecuencia cardiaca a partir de pletismógrafos. Sin embargo en dichos estudios se utilizan pletismógrafos que registran niveles continuos de reflexión durante todo el ciclo cardiaco, mientras que nuestro sistema tan solo registra valores binarios (reflexión o no reflexión) durante dicho evento.

Además de las características que presentan las señales, se ha apreciado que el personal que utilizará el sistema tiene un conocimiento considerablemente limitado respecto a conceptos y aplicación de cualquier tipo de análisis en frecuencia. Todo lo anterior justifica el hecho de que es muy poco práctico implementar interfaces para estudiar las características de respuesta en frecuencia de las estas señales.

La única herramienta que se determinó incluir en el sistema es una alternativa de filtrado que se puede aplicar a la señal de EMG. Debido a lo ya antes mencionado en este apartado, ésta tiene limitaciones inherentes. Con base en el teorema de Nyquist y considerando que la frecuencia de muestreo es de 25 Hz, la señal analógica tiene una

respuesta en frecuencia de cuanto más 12.5 Hz. Por tanto el filtro tendría este último valor de frecuencia como límite superior. Se puede prensar preliminarmente que esta herramienta no tenga utilidad de trascendencia para los análisis, sin embargo el uso de la misma pudiese ayudar a encontrar hallazgos interesentes. De cualquier forma servirá también para propósitos didácticos, a fin de que los usuarios del sistema se involucren en conceptos de frecuencia de señales.

El filtro implementado es un filtro pasa banda Chebyshev inverso de orden 5, mismo que el usuario puede o no utilizarlo; por default la aplicación del mismo no estará activado. De utilizarlo, el usuario especificará las frecuencias inferior y superior para el filtro. Se seleccionó este tipo de filtro considerando que al tener un ancho de banda tan estrecho para en la señal, es importante que las caídas del filtro sean lo más puntiaguda posible. Esta misma situación sugiere que el filtro presente una respuesta plana en la banda de paso, no obstante que distribuya el error sobre las bandas de supresión, lo cual no es de gran impacto para nuestro caso.

CAPÍTULO 5 :

RESULTADOS

Ha sido puesto en operación el sistema completo para la adquisición, procesamiento y análisis de señales psicofisiológicas. Como se mencionó capítulos anteriores, este sistema consta de tres componentes de hardware:

a) PC-PSICOFIS
b) PC-STIM
c) HW-FERSAL

y tres componentes de software

a) *Psicofisiológicas*
b) *SiCPASPsi*
c) *STIM*

Durante el presente trabajo se efectuaron tanto labores de diseño y desarrollo como de integración de los componentes del sistema. En cuanto al módulo de adquisición de las señales, se especificó qué información debería ser generada por la aplicación *Psicofisiológicas*, así como la estructura de almacenamiento en disco de las señales registradas. Por otro lado la aportación más extensa consistió en el diseño y desarrollo de *SiCPASPsi*, el módulo para el procesamiento y análisis de las señales registradas, y para la clasificación de estímulos y eventos de interés. En todo el desarrollo del sistema se procuró el óptimo funcionamiento del mismo, así como alcanzar la mayor flexibilidad a fin de llevar a cabo las investigaciones actuales y futuras.

Psicofisiológicas, desarrollado para trabajar directamente con HW-FERSAL, proporciona los registros adquiridos con la estructura de datos que fue solicitada. Estos archivos con la extensión .CSV contienen la información de las señales adquiridas durante el registro y permitirán su posterior procesamiento y análisis. Además permite reconocer los diferentes tipo de estímulo presentados por *STIM*, asignándole un nombre con base en el valor numérico que se lea del puerto paralelo, e identificando el momento preciso de aparición del estímulo.

Debido a la necesidad de satisfacer otros requerimientos de índole comercial, el desarrollador de esta interfaz añadió datos a la estructura propuesta inicialmente, información que no es útil para la presente investigación. De común acuerdo con el desarrollador y con Ing. Fernando Salinas, esta información adicional se agregó al final, en dos columnas: una para registrar valores de temperatura corporal y otra para almacenar el valor numérico leído del puerto paralelo. Aún cuando *Psicofisiológicas* no fue implementado por un servidor, se requirió trabajar en conjunto para su diseño y validación. Se ejecutaron un conjunto de pruebas para verificar su adecuado funcionamiento, y después de un par de adecuaciones, *Psicofisiológicas* fue liberado con éxito para su integración con el resto del sistema.

A continuación se describen los resultados generados del diseño y desarrollo de *SiCPASPsi*, en cuanto a su estructura, funcionamiento interno, y flexibilidad en la interfaz con el usuario. La estructura y manejo de la aplicación de la forma en que se efectuó permitió alcanzar y exceder los alcances propuestos inicialmente para el presente trabajo.

Se presenta también un caso de estudio a fin de ilustrar las descripciones y cualidades del programa expuestas. Este caso de estudio corresponde a una voluntaria a quien se le aplicó una secuencia con tres tipos de estímulos: agradable, desagradable y neutro. La respuesta fisiológica para este tipo e estímulos es conocida, lo que permitirá visualizar mejor los resultados del caso de estudio. A partir del registro adquirido, se muestra el trabajo que efectúa *SiCPASPsi* sobre las señales registradas, denotando así el potencial que ofrece cada una de sus interfaces de trabajo.

5.a) DESEMPEÑO INTERNO DEL PROGRAMA

5.a.1.- Componentes

SiCPASPsi está formado por un total de 114 archivos con extensión *.vi*, cada uno de los cuales corresponden a funciones o subrutinas creadas en el ambiente de programación de LabVIEW. En conjunto *SiCPASPsi* ocupa un total de 9.66 MB de espacio en disco. El archivo principal de la aplicación lleva por nombre *SiCPASPsi 1.1.vi*; la versión 1.1 corresponde a la versión liberada después de la etapa de pruebas y correcciones. El resto de las funciones y subrutinas son llamadas a partir de que se ponga en ejecución esta función principal. *SiCPASPsi 1.1.vi* es el equivalente al término de programa principal o *main()* de la programación estructurada.

5.a.2.- Requerimientos de instalación

Para pode trabajar con esta aplicación, se deben cumplir los siguientes requerimientos en la computadora que se desee instalar:

1) Instalar el software *LabVIEW 5.1* o posterior
   - Sistema operativo Windows 95 / 98 / NT / XP.
   - 32 MB de Memoria RAM
   - 85 MB de Disco Duro

2) Copiar en alguna unidad de disco duro la carpeta *SiCPASPsi 1.1*, la cual contiene todos los archivos de la aplicación.
   - 32 MB en RAM para los análisis con más operaciones e interfaces
   - 10 MB de Disco Duro
   - Espacio en Disco Duro para almacenar los registros y análisis. Como referencia se requieren 2 MB por 30 minutos de registro en archivos .XCV.

De lo anterior puede apreciarse que prácticamente cualquier PC de uso común puede cumplir dichos requerimientos. Para el presente proyecto, la aplicación fue instalada en PC-PSICOFIS.

5.a.3.- Ejecución de subrutinas

La configuración de ejecución que por default tienen las subrutinas de los archivos *.vi* ha sido modificada para algunos archivos de la aplicación. Generalmente para ejecutar un programa es necesario abrir el archivo en el ambiente de trabajo de LabVIEW y posteriormente se requiere dar clic en el botón de inicio de ejecución del mismo. Las subrutinas que sean llamadas a ejecución no muestran en pantalla ni el panel frontal ni el diagrama de bloques.

Sin embargo *SiCPASPsi 1.1.vi* ha sido configurado para que el usuario pueda dar doble clic en el icono de acceso directo creado, entonces se realice la carga del entorno de LabVIEW, se muestra en pantalla el panel frontal del archivo y automáticamente inicie la ejecución. Adicionalmente los otros 14 archivos de interfaz con el usuario son subrutinas que cuando sean llamadas desplegarán en pantalla su panel frontal respectivo; y una vez que concluya la llamada a la subrutina, el archivo respectivo se cerrará y su panel frontal desaparecerá de pantalla. Con estas configuraciones el usuario trabajará solamente sobre las interfaces desarrolladas para la aplicación y no necesitará interactuar directamente sobre el entorno de LabVIEW.

Toda subrutina que sirva de interacción con el usuario, tienen cuando menos un botón*"SALIR"* que permita detener la ejecución de la actual función, con ello cerrar el panel frontal respectivo y regresar al menú de trabajo anterior. Como se indicó en el capítulo 4, la versión 5.1 de LabVIEW no cuenta con una herramienta de programación orientada a eventos. Debido a ello fue necesario agregar algunos artificios de programación a las subrutinas que actúan como interfaz con el usuario. Dichos artificios consisten básicamente en agregar ciclos de repetición continua, mismos que se interrumpen cuando el usuario presiona el botón *"SALIR"*. Aquellas interfaces que contienen más de un botón de trabajo requirieron agregar sentencias condicionales y ciclos anidados para cumplir con los requerimientos que la interfaz requiere.

5.a.4.- Manejo de errores de ejecución

Para contar con un software que tenga un adecuado funcionamiento interno es también indispensable evitar la ejecución de operaciones incorrectas que traigan como consecuencia la finalización abrupta del mismo, o la generación de resultados incongruentes. En el presente desarrollo se han previsto como posibles causas de ello las siguientes:

- Divisiones entre cero
- Raíces cuadradas negativas
- Logaritmos de números menores o iguales a cero
- Archivos inexistentes
- Intentos de leer datos más allá del fin de archivo
- Escritura de datos sobre archivos ya existentes.
- Análisis globales sobre registros con tamaño de ventanas diferentes o velocidades de muestreo incompatibles

En cualquier sección de programa en la que pudiesen ocurrir cualquiera de estos eventos, se adicionó una pequeña rutina que se anticipa al error y procede de la mejor manera para evitar caer en alguno de los casos mencionados.

5.a.5.- Veracidad de resultados

Además del correcto funcionamiento del sistema, es primordial que éste genere estadísticas y resultados confiables. Por ello se han aplicado un conjunto de pruebas para verificar que todos los resultados que genere contengan valores correctamente calculados. La información que se obtenga será la base de la publicación de artículos científicos y de la adquisición de conocimiento de frontera; de allí la importancia de aprobar dichas pruebas de veracidad.

Todos los detalles erróneos detectados durante las pruebas han sido corregidos y ahora se tiene total certeza de contar con una aplicación de muy alta confiabilidad en cuanto a los datos, estadísticas, gráficas y resultados que genera. Se permitió para la aplicación tener un error máximo del 10% a partir de los valores calculados "manualmente", obtenidos estos últimos generalmente a través de Excel. A continuación se presentan las pruebas efectuadas para este fin, mismas que el sistema cumple satisfactoriamente.

1.- Generación de ventanas

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que las ventanas de análisis sean creadas correctamente, y que cumplan con los tiempos de Pre Estímulo y Post Estímulo indicados.	Se cargará en Excel un archivo .CSV generado durante un registro por *Psicofisiológicas*. Se identificará la primer muestra en la cual se registra la aparición de estímulo, y a partir de ella se precisará el inicio y fin de una ventana con un Pre Estímulo de 2 seg. y un Post Estímulo de 6 seg. Los datos correspondientes a esta ventana designada se copiarán a la *Hoja 1* de un archivo en Excel que llevará por nombre *Pruebas SiCPASPsi.xls*. Generar en *SiCPASPsi 1.1* el archivo .VNT correspondiente al archivo .CSV de estudio. Abrir el archivo .VNT generado en un editor de texto, e identificar el inicio y fin de la primer ventana. Comparar los valores para músculo corrugador, músculo cigomático y AED de la primer y de la última muestra en ambas ventanas: la obtenida "manualmente" en Excel y la generada por el archivo .VNT. Seleccionar 4 ventanas más para revisión y repetir el procedimiento anterior, anexando la información de cada una de ellas dos filas después de la última que contiene información en *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*	Los datos de la ventana en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls* debe contener los mismos datos que los que están en el archivo .VNT para la misma ventana de revisión. Los valores de referencia que servirán para esta comparación serán los de las para las señales del corrugador, cigomático y AED.

2.- Obtención de Tasa Cardiaca

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores calculados para la tasa cardiaca en bpm en el archivo .VNT sean correctos. Corroborar también que tal valor esté registrado en la muestra correcta.	Para cada una de las ventanas almacenadas en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, identificar la muestra en la que se presenta el pulso de subida para la señal de la respuesta cardiaca (donde pasa de valor 0 a 1). En dicho renglón calcular "manualmente" el valor de tasa cardiaca en bpm's, tomando en consideración el tiempo de registro del actual pulso de subida y el tiempo de registro del anterior pulso de subida. Para conocer el tiempo del anterior pulso de subida en el primer cálculo de bpm en la ventana, referirse al archivo .CSV. Comparar el valor calculado en cada pulso de subida con el almacenad en el archivo .VNT. Comparar la posición que ocupa el valor de tasa cardiaca calculado en *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, con la posición que ocupa el valor de tasa cardiaca del archivo .VNT. Efectuar la comparación para las 5 ventanas de revisión y para todas las tasas cardiacas en cada ventana.	El valor calculado en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, debe coincidir con el registrado en el archivo .VNT. La posición que ocupa el valor calculado en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, debe coincidir con el que ocupa en el archivo .VNT. Este resultado debe repetirse para las 5 ventanas de revisión y para todas las tasas cardiaca en cada ventana.

3.- Estadísticas por ventana

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en los archivos .XCV registran los valores correctos para los índices de interés en la investigación.	Para cada una de las ventanas almacenadas en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, calcular los índices descritos en el capítulo 2.c: PreCorr, PreCig, PreAED, PreActivCard, PostCorr, PosCig, PostAED, DifCorr, DifCig, DifAED, DifActivCard, indEMG, indAED, indActivCard. Generar en *SiCPASPsi 1.1* el análisis por índices para el archivo .VNT de estudio, sin aplicar filtro para la señal de EMG, sin aplicar corrección AED y aplicando el procesamiento de *Valores Reales Crudos*. Abrir el archivo .XCV generado en el análisis por índices en un editor de texto, e identificar las filas que correspondan a las ventanas de revisión que se han servido para estas pruebas. Comparar para cada ventana los valores de índices calculados con los valores registrados en el archivo .XCV	Los valores de los índices calculados en la *Hoja 1* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, deben ser iguales a los que aparecen en el archivo .XCV.

4.- Estadísticas por registro

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en el archivo .AIN registran los valores correctos para las estadísticas de todo el registro analizado.	Importar en la *Hoja 2* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, el contenido del archivo .XCV generado en el análisis por índices. Ordenar los datos importados de tal forma que queden una tras otra las filas para un mismo tipo de estímulo. Eliminar aquellas filas cuyo valor en la columna *NoConsid* sea igual a 1. Posteriormente agregar 3 filas entre cada bloque de ventanas del mismo estímulo. Finalmente obtener "manualmente" el promedio y desviación estándar para *indEMG*, *indAED* e *indActivCard*. Abrir el archivo .AIN generado en el análisis por índices en un editor de texto, e identificar los resultados para cada tipo de estímulo. Comparar los valores calculados "manualmente" en la *Hoja 2* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, con aquellos que aparecen en el archivo .AIN. Comparar el número de ventanas en *Hoja2* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls* utilizadas para obtener el promedio y desviación estándar, con el número que indica la columna de *VentanasConsid* del archivo .AIN. Repetir lo anterior para cada tipo de estímulo que se tenga en el archivo .XCV.	Los valores de promedio y desviación estándar calculados en la *Hoja 2* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, deben ser iguales a los que aparecen en el archivo .AIN. El número de ventanas utilizadas para el cálculo de promedio y desviación estándar en la *Hoja 2* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, debe ser el mismo que se indica en archivo .AIN. Esto debe aplicar para todos los tipos de estímulos que aparezcan.

5.- Estadísticas por conjunto de registros

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en el archivo .AIG registran los valores correctos para las estadísticas de un conjunto de registros analizados.	Importar en la *Hoja 3* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, el contenido de 5 archivos .AIN generados en el análisis por índices. Ordenar los datos importados de tal forma que queden una tras otra las filas para un mismo tipo de estímulo. Posteriormente agregar 3 filas entre cada bloque de resultados .AIN del mismo estímulo. Finalmente obtener "manualmente" el promedio y desviación estándar para los *PromIndEMG*, *PromIndAED* y *PromIndActivCard*. Generar en *SiCPASPsi 1.1* el análisis por índices para un conjunto de registros; verificar que todos los archivos .AIN a considerar hayan sido generados sin aplicar filtro para la señal de EMG, sin aplicar corrección AED y aplicando el procesamiento de *Valores Reales Crudos*. Abrir el archivo .AIG generado en el análisis por índices para un conjunto de registros en un editor de texto, e identificar los resultados para cada tipo deestímulo. Comparar los valores calculados "manualmente" en la *Hoja 3* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, con aquellos que aparecen en el archivo .AIG. Comparar el número de resultados .AIN en *Hoja 3* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls* utilizadas para obtener el promedio y desviación estándar, con el número que indica la columna de *RegistrosConsid* del archivo .AIG. Repetir lo anterior para cada tipo de estímulo que se tenga en los archivo .AIN.	Los valores de promedio y desviación estándar calculados en la *Hoja 3* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, deben ser iguales a los que aparecen en el archivo .AIG. El número de resultados .AIN utilizados para el cálculo de promedio y desviación estándar en la *Hoja 3* del archivo *Pruebas SiCPASPsi.xls*, debe ser el mismo que se indica en archivo .AIG. Esto debe aplicar para todos los tipos de estímulos que aparezcan en los archivos .AIN.

6.- Gráficas promedio por registro EMG y AED

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en el archivo .AGR registran los valores correctos para las gráficas de todo el registro analizado.	Crear un archivo .VNT de manera artificial. Para ello completar los siguientes pasos: Seleccionar una ventana para tres tipo de estímulos de un archivo .VNT existente. Abrir un nuevo archivo de texto y copiar 5 veces los datos para el primer tipo de estímulo del .VNT; copiar 6 veces los datos para el segundo tipo de estímulos; 7 veces para el tercero y así sucesivamente. Guardar este nuevo archivo con el nombre de *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt* Generar en *SiCPASPsi 1.1* el análisis por gráficas para el archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt*, sin aplicar filtro para la señal de EMG, sin aplicar corrección AED y aplicando el procesamiento de *Valores Reales Crudos*. Comparar la ventana generada en el archivo .AIG para el primer estímulo con la ventana del mismo estímulo en el archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt*. Comparar el número de ventanas consideradas en el análisis por gráficas y registrado en el archivo .AIG, con el número de veces que fue repetida la ventana de tal estímulo para crear el archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt* Repetir las comparaciones para cada uno de los tres tipos de estímulo.	Las datos en el canal de corrugador, cigomático y AED para las ventanas del archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt* deben ser prácticamente idénticas (quizá solo pequeñas variaciones por redondeo) que las ventanas generadas en el archivo .AIG. El número de veces que fue repetida la ventana en el archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt* debe ser igual al número de ventanas consideradas en el análisis por gráficas y registrado en el archivo .AIG

7.- Gráficas promedio por registro Actividad Cardiaca

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en el archivo .AGR registran los valores correctos para las gráficas de todo el registro analizado.	Para el primer estímulo de las ventanas almacenadas en el archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt*, calcular "manualmente" el valor de tasa cardiaca para cada intervalo de 0.5 segundos a partir de la aparición del estímulo. Para efectuar el cálculo, tomar en cuenta las consideraciones descritas en el capítulo 3. Comparar los valores de tasa cardiaca de la ventana generada en el archivo .AIG para el primer estímulo con los valores obtenidos "manualmente". Identificar el valor del tiempo para las muestras en las cuales se encuentran almacenados los valores de tasa cardiaca registrados en el archivo .AIG. Repetir las comparaciones para cada uno de los tres tipos de estímulo.	Los valores calculados para tasa cardiaca a partir de las ventanas del archivo *Pruebas SiCPASPsi 1.vnt* deben ser iguales a los registrados en el canal de Actividad Cardiaca generados en el archivo .AIG. Los valores de tasa cardiaca que aparezcan en el canal de la actividad cardiaca deberán estar en la muestra cuyo valor de tiempo sea múltiplo positivo o negativo de 0.5.

8.- Gráficas promedio por conjunto de registros

Objetivo	***Descripción***	***Resultado Esperado***
Verificar que los valores que se almacenan en el archivo .AGG registran los valores correctos para las gráficas de un conjunto de registros analizados.	Crear 5 archivos .AGR de manera artificial. Para ello completar los siguientes pasos: Seleccionar un archivo .AGR con tres tipo de estímulos. Copiar desde sistema operativo dicho archivo hasta tener 5 archivos con diferentes nombres. Mover los 5 archivos a una carpeta llamada *Pruebas SiCPASPsi* Generar en *SiCPASPsi 1.1* el análisis por gráficas para un conjunto de registros para la carpeta *Pruebas SiCPASPsi.* Comparar para el primer estímulo la ventana generada en el archivo .AGG con cualquiera de los archivos .AGR dentro de la carpeta *Pruebas SiCPASPsi* Comparar el número de registros considerados en el análisis por gráficas y almacenado en el archivo .AGG, con el número de archivos contenidos en la carpeta *Pruebas SiCPASPsi.* Repetir las comparaciones para cada uno de los tres tipos de estímulo. Esta prueba es válida tanto para los canales de EMG y AED como para el canal de Actividad Cardiaca.	Las datos de todos canales en la ventana de cualquier archivo .AGR que esté dentro de la carpeta *Pruebas SiCPASPsi* deben ser prácticamente idénticos (quizá solo pequeñas variaciones por redondeo) que las ventanas generadas en el archivo .AGG. El número archivos .AGR que están dentro de la carpeta *Pruebas SiCPASPsi* debe ser igual al número de registros considerados en el análisis por gráficas y registrado en el archivo .AGG

5.a.6.- Reutilización de componentes y reingeniería

Durante el desarrollo de la aplicación, se procuró ir creando una estructura de programa y orden en los archivos que permitiese que los trabajos de depuración, reutilización de elementos existentes pudiera llevarse a cabo con eficiencia y de manera ágil. Esto a su vez beneficiará a la reingeniería que se haga a corto, mediano y largo plazo. Uno de los resultados de este esfuerzo se puede ver relejado en la forma en que los archivos que conforman el desarrollo han sido agrupados.

A la liberación del sistema existen un total 114 archivos que se encuentran distribuidos en 16 carpetas (dentro de la carpeta *SiCPASPsi 1.1*). Los archivos han sido agrupados preferentemente con base en el tipo de proceso en el cual son utilizados. En la figura 5.1 se muestra la distribución de carpetas y archivos que se tiene en la carpeta *SiCPASPsi 1.1*. Como se puede apreciar existen también 15 con extensión *.vi* que no se almacenaron dentro de las carpetas, mismos que corresponden al archivo principal de la aplicación y a las interfaces de usuario.



Figura 5.1.-
Contenido de la carpeta *SiCPASPsi 1.1*

Cabe resaltar que las carpetas *Compartidas1* y *Compartidas2* almacenan un conjunto de archivos que por su naturaleza son utilizados por un conjunto de subrutinas. Se tiene un total de 17 archivos dentro de estas dos carpetas. Esto último es un indicador del trabajo de reingeniería efectuado durante la elaboración de este software, pues se aprovecharon funciones existentes para utilizarlas en otras secciones del programa. Por otro lado se utilizó también otras subrutinas existentes, a las cuales fue suficiente con modificar algunos detalles y cambiar el nombre para crear nuevas subrutinas requeridas. Ejemplo de esto último son las rutinas para reproducir análisis individuales y reproducir análisis globales, las cuales utilizan funciones casi idénticas.

Otra de las características que presenta *SiCPASPsi* consiste en que los bloques o subrutinas que conforman la aplicación fueron creados de manera sistemática. Esto favorece a agilizar los trabajos de reingeniería y a que la ejecución de los procesos se haga de manera sincronizada. A continuación se presentan algunas evidencias de dicha sistematización:

- Para las variables de entrada y variables de salida de los bloques (subrutinas) de la aplicación se han utilizado nombres que describan de manera clara la finalidad de dicha variable. Los nombres de las subrutinas (y en consecuencia, el nombre del archivo con extensión *.vi*) sugieren de forma intuitiva las funciones que éstas ejecutan. Cuando ha sido necesario, estos nombres han alcanzado una longitud de hasta 15 caracteres para cumplir con esta cualidad. En la figura 5.2 se ejemplifica lo anterior con la subrutina *Obtener Promedio de Frecuencia Cardiaca*, en donde se muestran también los nombres utilizados para las variables de entrada y salida.

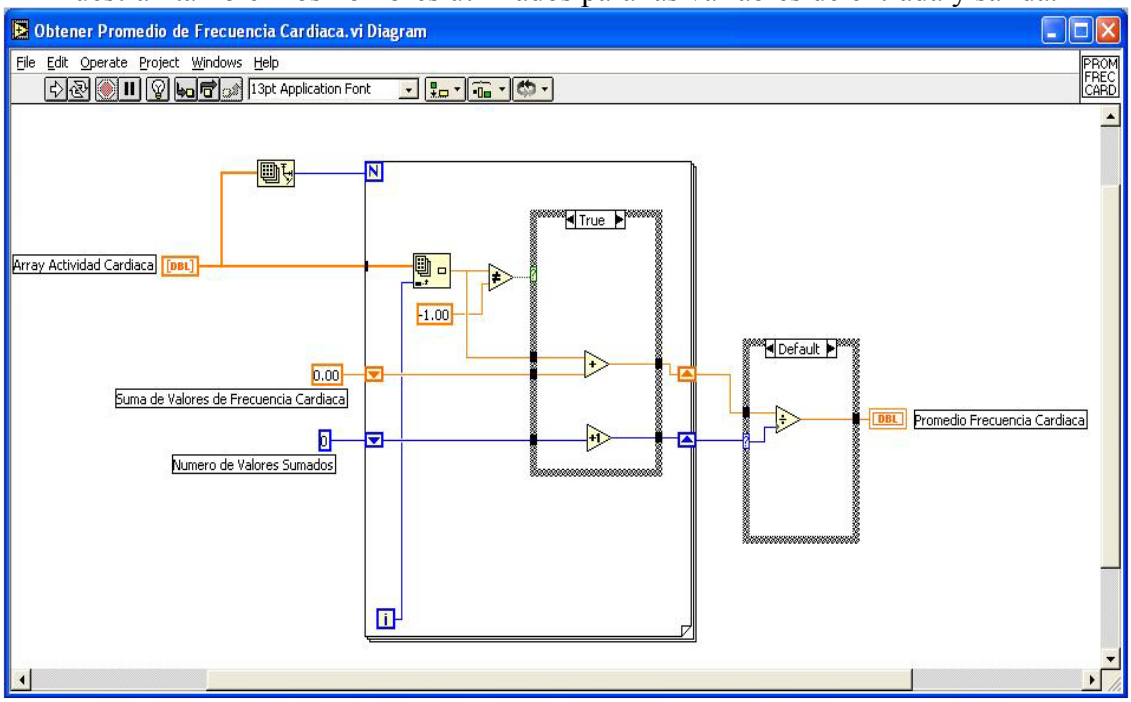


Fig. 5.2.-
Subrutina *Obtener Promedio de Frecuencia Cardiaca*, sus variables de entrada y salida

- En el ambiente de programación de LabVIEW, dentro del diagrama de bloques se representa con un icono en forma de cuadrado a aquella subrutina que es llamada para su ejecución. Desde su diseño, toda subrutina fue diseñada para llevar sobre dicho icono la abreviatura de palabras clave que permitan identificar de manera rápida y a simple vista, cuando dicha subrutina es llamada desde cualquier diagrama de bloques. Los iconos para las subrutinas *Buscar Posición para el Estímulo Graficas*, *Transformacion de Señales Graficas*, y *Agregar Ventana a Matriz* se muestran en la figura 5.3, utilizadas en un diagrama de bloque de LabView, y en donde se puede observar las abreviaturas distintivas para su fácil identificación.

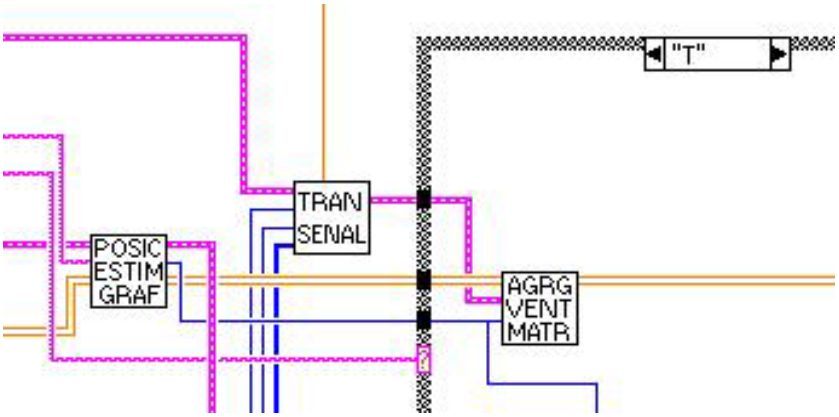


Fig. 5.3.-
Iconos representativos de las subrutinas
Buscar Posición para el Estímulo Graficas,
Transformacion de Señales Graficas, y
Agregar Ventana a Matriz

- En el capítulo 4 se planteó una estructura sugerida en cuanto a la posición que ocuparía cada señal fisiológica dentro de arreglos y matrices. Esta estructura propuesta prevalece y puede observarse de manera consistente a lo largo de todo el software. Algunas estructuras de datos que surgieron conforme el desarrollo de la aplicación, también se mantuvieron en toda subrutina posterior. En la figura 5.4 puede apreciarse el orden que ocupa cada señal fisiológica en las matrices y arreglos de la subrutina *Transformacion de Señales Graficas*.

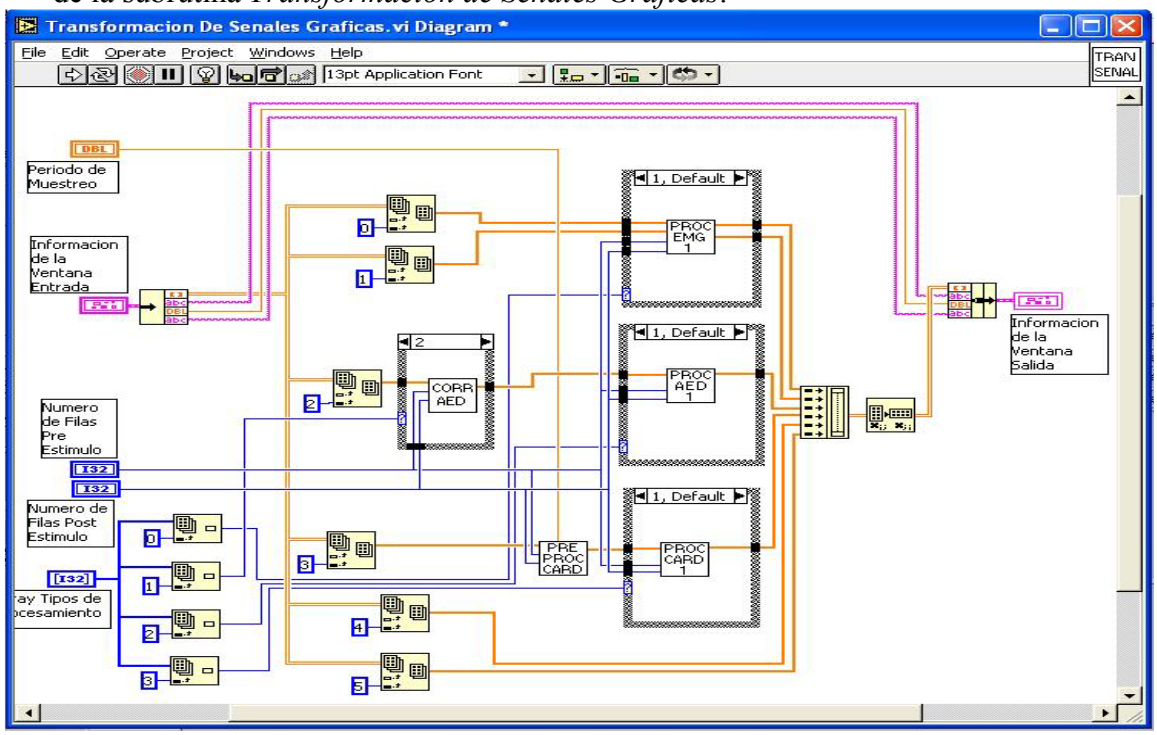


Fig. 5.4.-
Posición de cada señal fisiológica en matrices y arreglos
en la subrutina *Transformacion de Señales Graficas*

- Se estableció una convención para la posición de las variables de entrada y variables de salida en los iconos y diagrama de bloques de toda subrutina. Las variables de entrada están del lado izquierdo del icono y del diagrama de bloques, mientras que las de salida irán del lado derecho; para las partes superior e inferior del icono no existe una convención definida. Así mismo y en la medida de lo posible, se procuró respetar la posición ascendente y descendente que tienen las variables de entrada y salida en íconos de otras subrutinas previamente creadas. En la figura 5.5 se muestran los iconos representativos de las subrutinas *Considerar Ventana* y *Filtrado de Senales de EMG* al ser utilizadas desde otro diagrama de bloques; en la figuras 5.6 y 5.7 se muestran los diagramas de bloque de estas mismas subrutinas. En dichas figuras se pude apreciar la convención descrita.

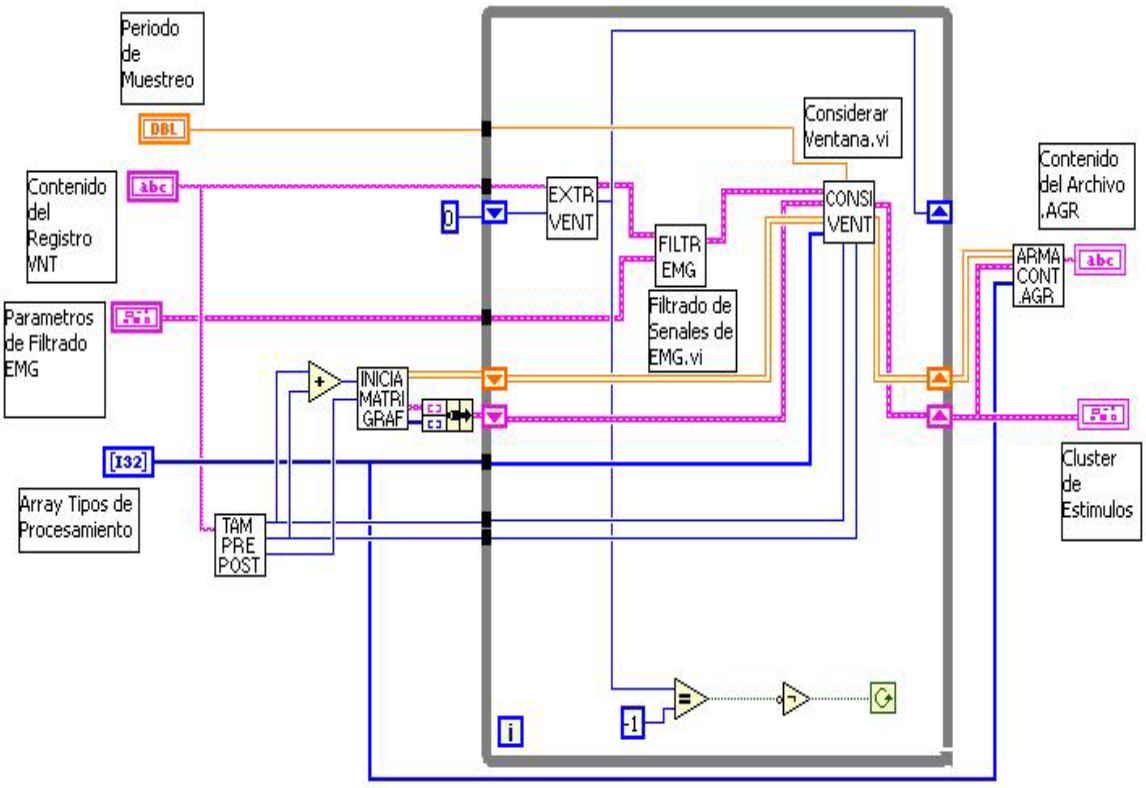
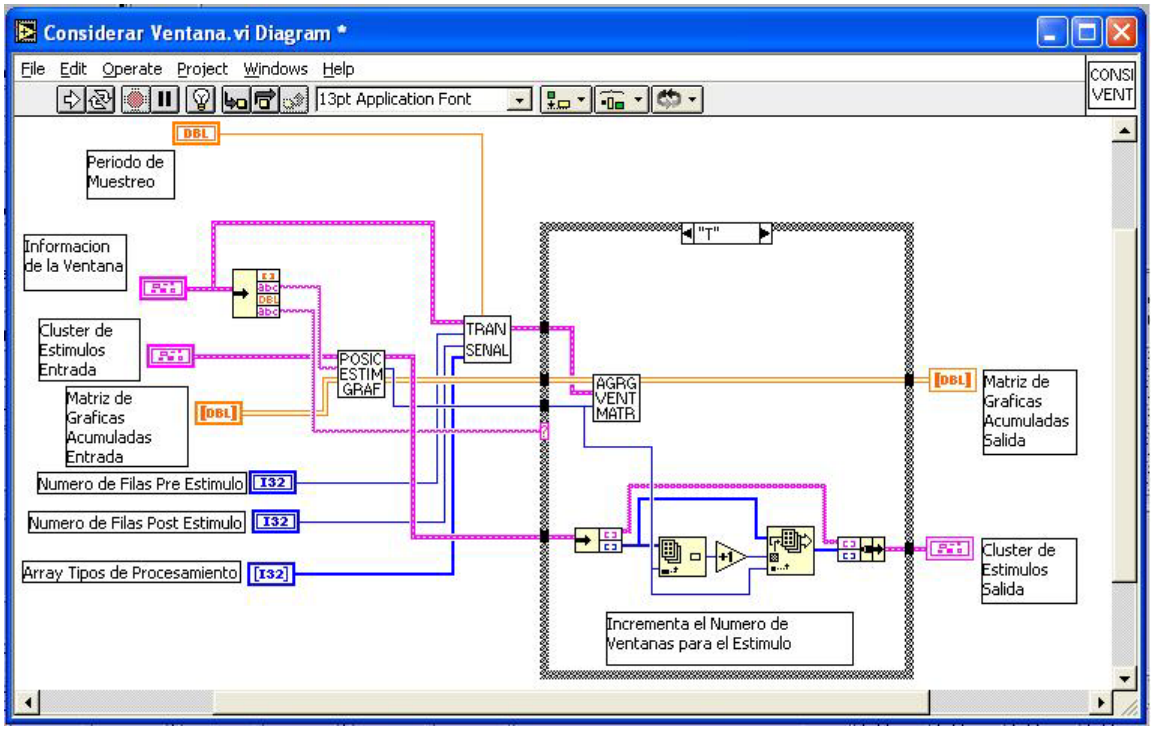


Fig. 5.5.-
Iconos de las subrutinas
Considerar Ventana y
Filtrado de Señales de EMG
cuando son utilizadas desde otra subrutina



Fg. 5.6.-
Diagramas de bloque de la subrutina *Considerar Ventana*

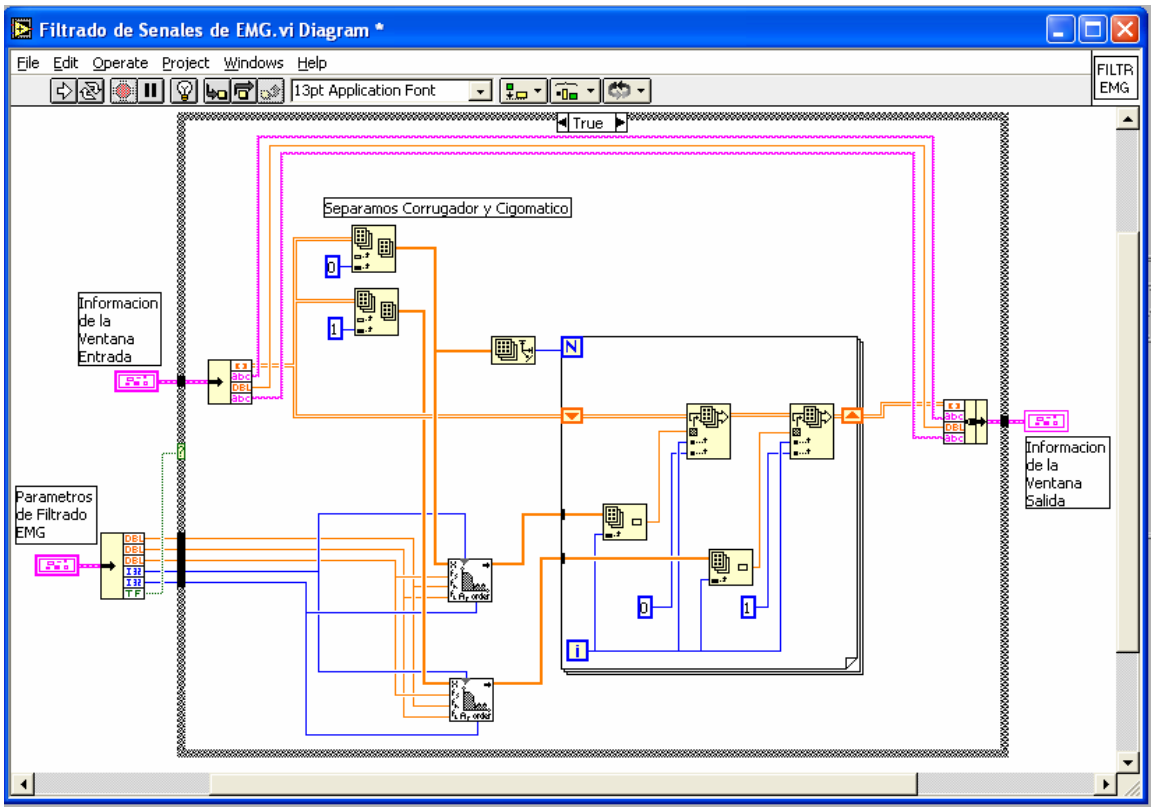


Fig. 5.7.-
Diagramas de bloque de la subrutina *Filtrado de Señales de EMG*

5.b) DESEMPEÑO DEL SISTEMA CON LOS USUARIOS

Recordando lo expresado en el capítulo 3, los usuarios del sistema son profesionales especializados en el área de la Psicofisiología y la Neuropsicología, familiarizados con el uso de las herramientas de cómputo, pero sin experiencia en ambientes de programación. Por ello el objetivo fue crear un sistema que permitiera al usuario una fácil interacción en cada una de sus interfaces. Con base en el uso que hasta el momento el personal del laboratorio de la Dra. Ostrosky ha hecho del mismo, puede considerarse que la meta fue alcanzada.

A continuación se describen algunos de los fundamentos que permiten sustentar tal afirmación, algunos de los cuales podrán ser observados en el caso de estudio que se describirá en el siguiente apartado

5.b.1.- Inicio de la ejecución de SiCPASPsi

Previamente en este capítulo se describió la forma de iniciar la ejecución de *SiCPASPsi*. Las configuraciones establecidas permiten que el usuario de un doble clic sobre el icono de acceso directo creado. Con ello automáticamente se realiza la carga del entorno de LabVIEW, se muestra en pantalla el panel frontal del archivo y se inicie la ejecución de la aplicación. Se solicitó que *Psicofisiológicas* estuviese configurado para que también se pudiese ejecutar dando doble clic al icono del *Escritorio* de PC-PSICOFIS.

5.b.2.- Interfaces

Las subrutinas para las interfaces fueron configuradas de tal forma que cuando se mande llamar a ejecución, aparecerá en pantalla el panel frontal de dicha subrutina. Cada panel frontal cuenta con un máximo de 3 botones de comando, con leyendas que permiten identificar claramente la acción a ejecutar por el software al dar clic sobre ellos. Uno de estos botones de comando está etiquetado como *SALIR* con el cual terminará la ejecución de la subrutina, desaparecerá la ventana de la interfaz (el panel frontal) y aparecerá la ventana de la interfaz inmediata anterior. El usuario no requiere utilizar otros elementos de interacción que los botones que aparecen en las interfaces desarrolladas para *SiCPASPsi*.

Esta característica junto con la de puesta en ejecución de la aplicación, le evitan al usuario tener que aprender a trabajar con el ambiente de LabVIEW. De hecho se ha solicitado al personal del laboratorio utilizar solamente los botones de la interfaz a fin de generar posibles cambios inesperados a la aplicación.

5.b.3.- Secuencia de las interfaces

Para las interfaces de *SiCPASPsi* se tienen 3 niveles. En la figura 5.8 se muestra el diagrama de flujo para navegar entre las interfaces de *SiCPASPsi*, indicándose el nivel de las interfaces. Este manejo de niveles y secuencia de interfaces hace más intuitivo y sencillo el uso del programa.

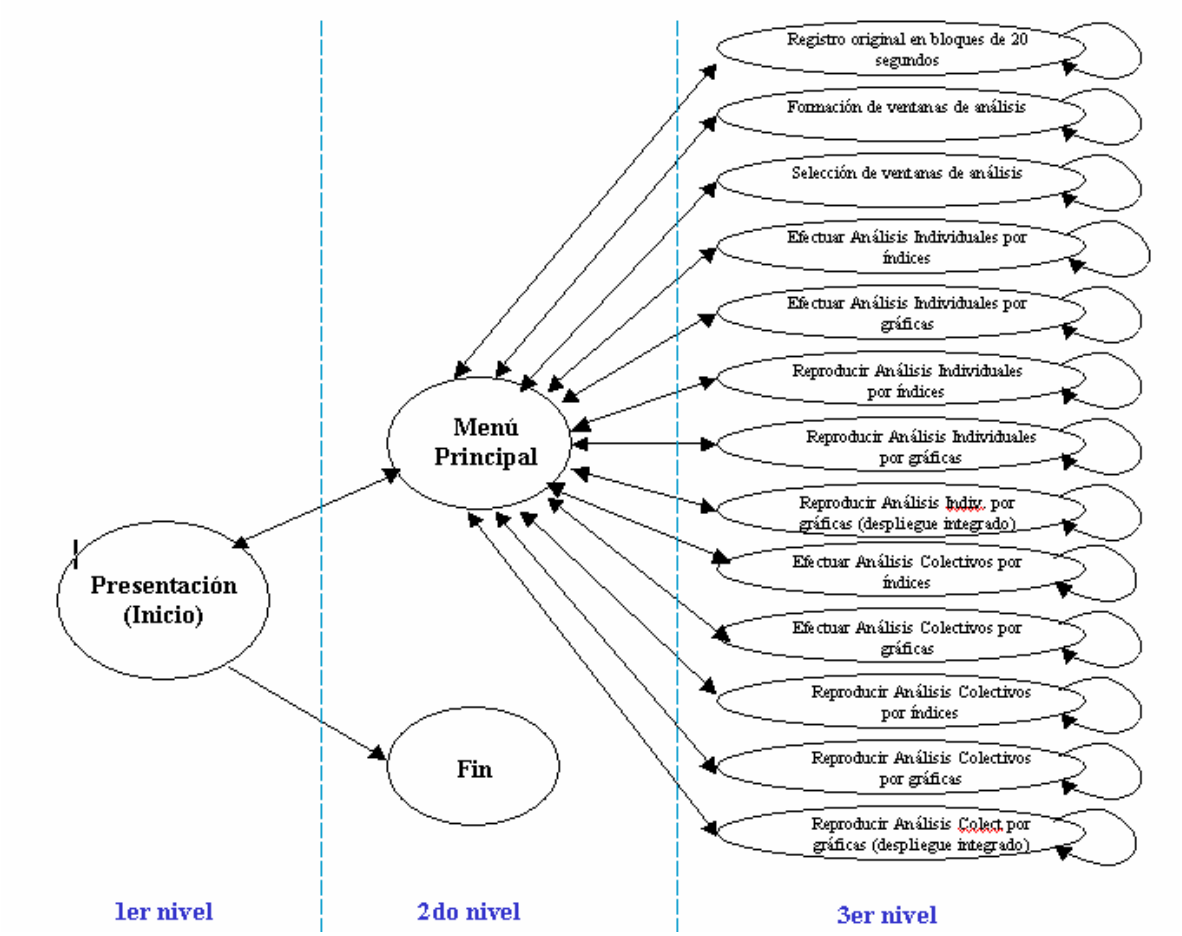


Fig. 5.8.-
Diagrama de flujo de las interfaces de *SiCPASPsi*

El primer nivel es el de la *Presentación* de la aplicación, donde se indica el nombre de la misma y los involucrados en su creación. Este es el inicio de ejecución del software y a través de él se puede culminar la ejecución del mismo, utilizando el botón de *SALIR*.

El segundo nivel es el *Menú Principal*, donde se seleccionan las opciones para trabajar con los registros de algún participante. El orden cronológico normal para el trabajo con registros y obtención de resultados aparece en orden descendente en esta interfaz; es decir la primer etapa hasta arriba y los análisis finales en la parte inferior de esta ventana.

El tercer nivel son las opciones de trabajo para los registros y resultados, mismas que pueden combinar elementos de entrada y de salida de información. En aquellas

interfaces en que se deba proporcionar el valor de ciertos parámetros, estos espacios aparecerán en la parte superior de la pantalla; están habilitados por default aquellos valores utilizados para el paradigma de la investigación actual, descritos en el capítulos 3. Por otro lado los elementos de despliegue de resultados aparecerán en estas interfaces en la parte inferior de la ventana. Para estos casos, en la parte media de la pantalla se ha aprovisionado un espacio en el cual se despliega un aviso de cuando se esté ejecutando la petición, a fin de que el usuario espere la finalización del proceso.

5.b.4.- Escritura y lectura de archivos

Como se describió en el capítulo 4, existen varios tipos de archivos con los que *SiCPASPsi* maneja la información de los registros, cada uno de los cuales tiene una extensión particular. Es deseable que el personal del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicología identifique estos tipos de archivos y el contenido que tiene cada uno de ellos, especialmente por si en algún momento desean generar información fuera del ambiente de la aplicación.

Sin embargo para facilidad de uso de la aplicación, todas aquellos cuadros de diálogo que aparezcan para leer o escribir información sobre un archivo, la extensión requerida del mismo aparecerá automáticamente. Así mismo, se desplegarán solo aquellos archivos en el directoria actual que contengan dicha extensión a fin de que el usuario pueda seleccionarlos o bien le sirvan de referencia para generar el nombre de un nuevo archivo. Con esta configuración para los usuarios es transparente el uso de los tipos de archivo con los que trabaja el sistema.

5.b.5.- Seguridad en sobreescritura de archivos

Siempre que se vaya a ejecutar una escritura de información sobre un archivo existente, se genera un aviso al usuario notificándole al respecto. De esta forma el usuario decidirá si utiliza un nombre diferente para almacenar la información, o bien pierde los datos del archivo actual para almacenar la nueva información. Esto le da seguridad al usuario de evitar perder información previamente almacenada.

5.b.6.- Gráficas

Las gráficas que el usuario dispone para revisar las señales de los registros o de los resultados generados en los análisis, han sido configuradas con los elementos necesarios para optimizar la extracción de información de las señales. Por ejemplo, para cualquier gráfica el usuario puede ajustar los rengos en uno o ambos ejes y aplicar con ello el zoom

que requiera. Por default en el eje abscisas (eje del tiempo) el rango se ajusta al segmento en cuestión mientras que para el eje de las ordenadas se tienen los valores máximo y mínimo establecidos en el capítulo 3.

Por otro lado las gráficas cuentan con un cursor que permite al usuario posicionarse sobre la gráfica, desplazarse sobre la señal y conocer el valor exacto de la posición actual para el eje de las abscisas y de las ordenadas. Esta última herramienta ha sido recibida con entusiasmo debido a las posibilidades que ofrece para obtener resultados de interés.

Aquellas gráficas que contienen sobre ellas más de una señal, cuentan con 2 cursores, lo cual será muy útil para contabilizar la diferencia entre dos puntos cualquiera de las gráficas. Además cada señal tendrá un color diferente, especificándose en la esquina superior derecha de cada gráfica la relación entre el color de la línea y la señal a la que corresponde. En las interfaces en las cuales se muestran en una misma gráfica las señales resultantes de todos los estímulos, el color utilizado para el estímulo 1 será utilizado en todas las gráficas (corrugador, cigomático, AED, actividad cardiaca); lo mismo aplica para el color utilizado para el estímulo 2, y así para todos los estímulos.

5.b.7.- Seguridad en los resultados para una población

Como se describió previamente, no se permitirán ejecutar análisis sobre un conjunto de registros resultantes generados de aplicar procesamientos diferentes sobre ellos. Con esto se evitará que el usuario obtenga resultados erróneos. Así mismo, se le proporciona en estas interfaces una herramienta al usuario para que identifique cuál de sus archivos que está considerando para el análisis es incongruente con el resto. Así *SiCPASPsi* brinda seguridad en la generación de resultados y facilidad en la detección de errores en su uso.

5.c) CASO DE ESTUDIO DE UN REGISTRO

5.c.1.- Adquisición del registro

A continuación se presentarán las interfaces y los resultados generados a través de la aplicación *SiCPASPsi* para un registro adquirido de una voluntaria. Para tal registro se utilizó una secuencia de 210 estímulos, clasificados en tres tipos: agradables, desagradables y neutros. Las respuestas fisiológicas que se presentan para este tipo de estímulos son conocidas, lo cual permite validar el funcionamiento de mejor forma el sistema en conjunto, aún cuando en el presente apartado se dará mayor importancia a la revisión de las interfaces de *SiCPASPsi* utilizadas para el análisis del registro y a los resultados obtenidos.

Antes de iniciar la revisión de *SiCPASPsi* se ilustra en las figuras 5.9 y 5.10 a la participante con los electrodos para la EMG, AED y el pletismógrafo conectados en los sitios de rostro y mano sugeridos en el capítulos 2. De manera complementaria, en las figuras 5.11 y 5.12 se pueden apreciar las conexiones desde el participante hacia HW-FERSAL, así como la perspectiva que el participante tiene para observar los estímulos que se le presentan.

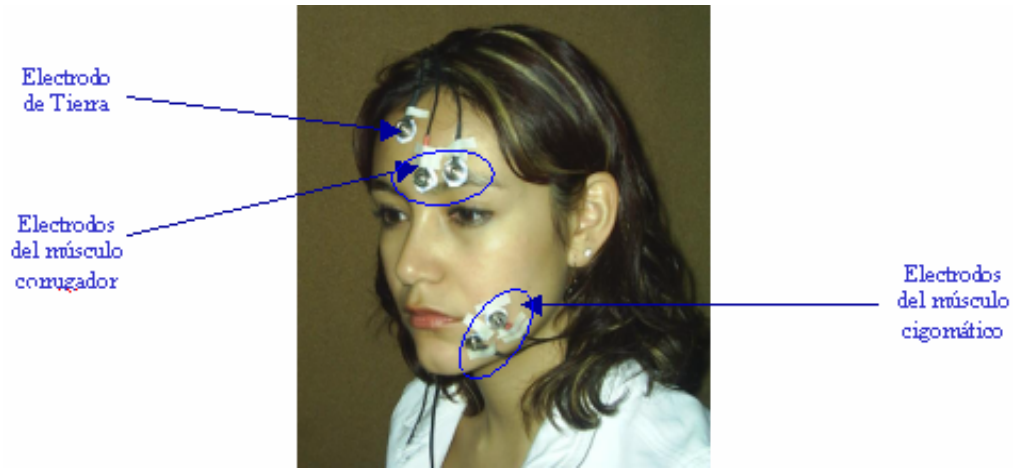


Fig. 5.9.-
Electrodos para sensado de EMG (corrugador, cigomático)
y Tierra en el participante

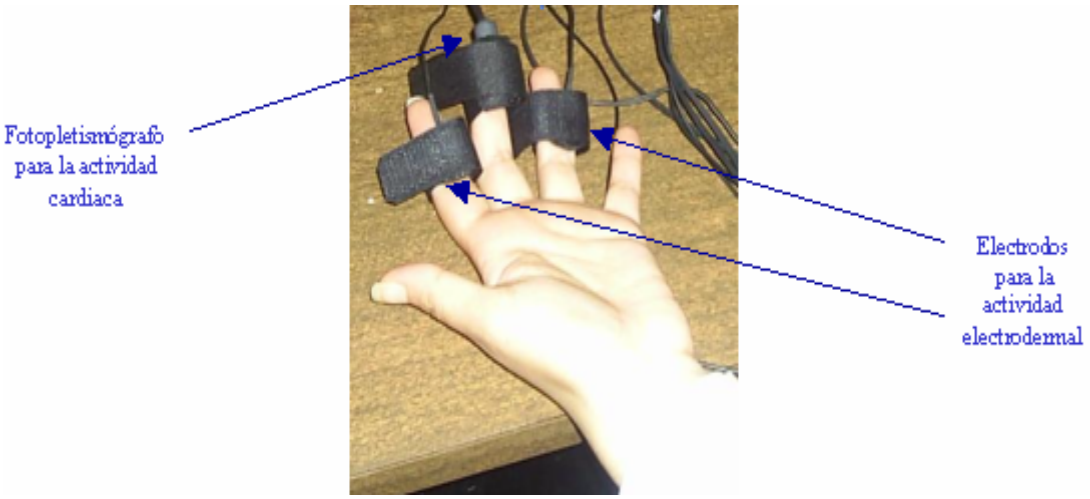


Fig. 5.10.-
Electrodos para sensado de AED y el fotopletismógrafo en el participante



Fig. 5.11.-
Conexión desde los electrodos hacia HW-FERSAL



Fig. 5.12.-
Perspectiva del participante para observar los estímulos

5.c.2.- Interfaces y procesamiento del registro adquirido

Tal y como se explicó en el apartado anterior, para que el usuario comience a utilizar el programa, tan solo debe dar doble clic sobre el icono de acceso directo del archivo principal del software *SiCPASPsi 1.1.vi*. Automáticamente se cargará el entorno de LabVIEW y se pondrá en ejecución la aplicación. Lo primero que aparece al iniciar su ejecución es la ventana de *Presentación*, y a partir de la cual se puede ir al *Menú Principal* o bien finalizar la aplicación.



Fig. 5.13.-
Ventana de *Presentación* de *SiCPASPsi 1.1*

A continuación se presenta al usuario el *Menú Principal*, mismo que contiene las alternativas de trabajo disponibles. Mediante los LED's de la izquierda para cada alternativa de trabajo, el usuario puede identificar la opción con la que va a trabajar; el LED encendido señalará la opción seleccionada. Para cambiar de selección se debe dar clic sobre los botones señalados en la figura 5.14.

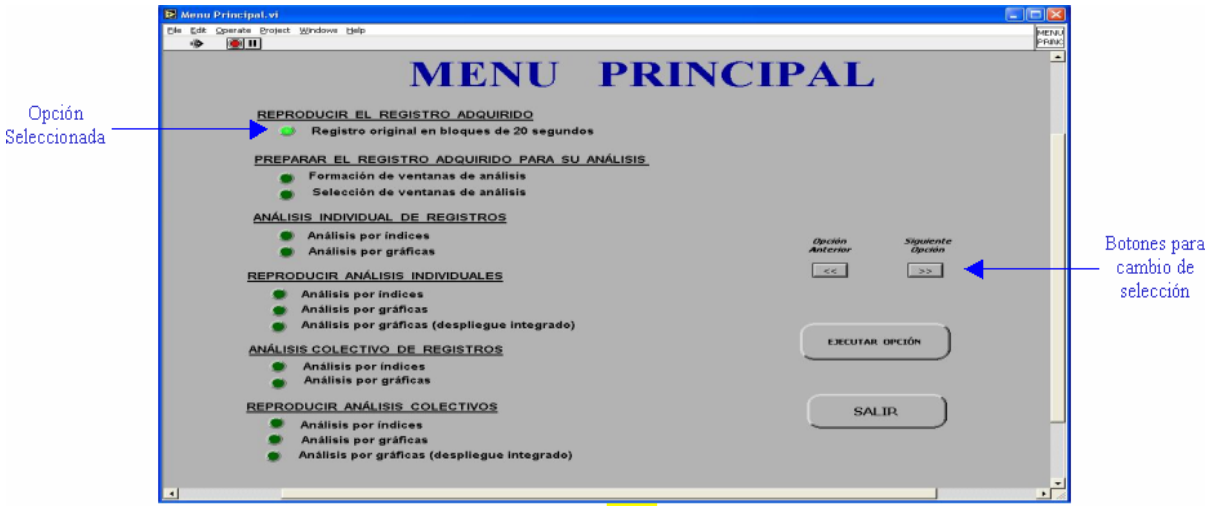


Fig. 5.14.-
Ventana de *Menú Principal* de *SiCPASPsi 1.1*

Seleccionando la opción de *Reproducir Registro original en bloques de 20 segundos* y especificando a continuación el archivo *PaolaB.csv*, se observan secciones del registro grabado por el sistema de adquisición. En la figura 5.15 se muestra el registro de la participante desde el minuto 24:40 hasta el minuto 25:00 de su adquisición. La línea blanca punteada representa el instante de aparición de un estímulo, especificándose del lado

izquierdo de la gráfica el tipo de estímulo al que pertenece. Cada señal cuenta con un cursor con el cual se puede desplazar sobre la gráfica y mostrar el valor que presenta la señal en un instante deseado.

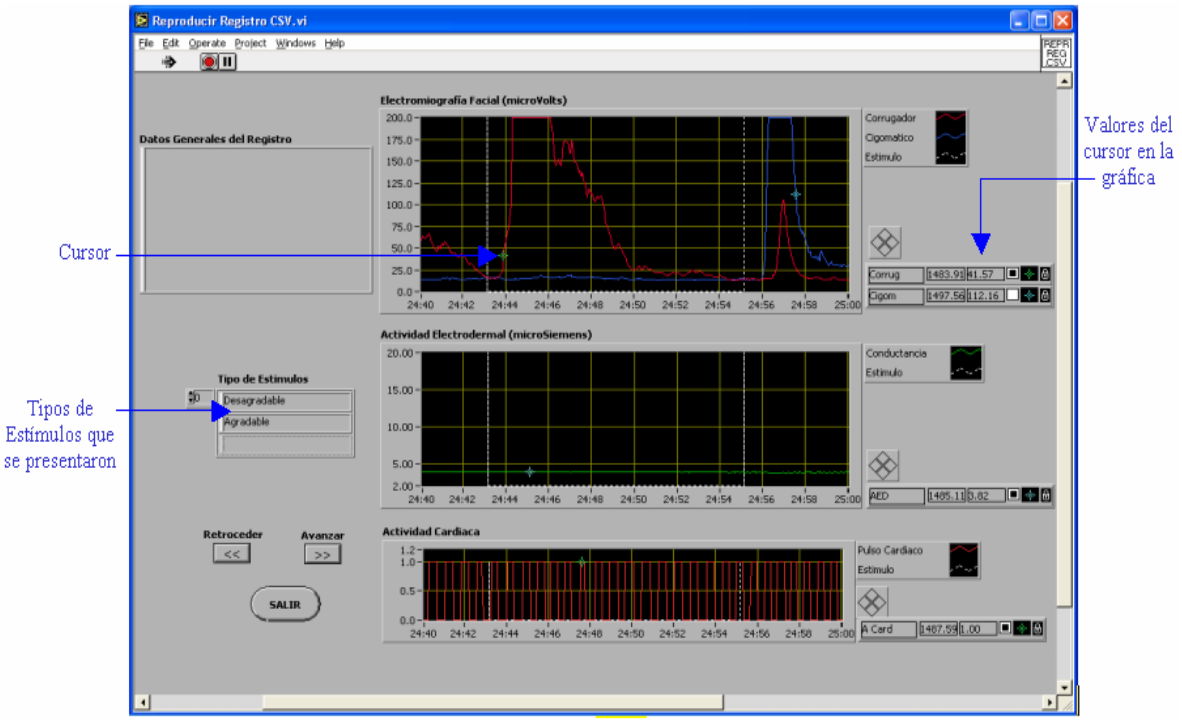


Fig. 5.15.-
Ventana de *Reproducir Registro Original en bloques de 20 segundos* del *Menú Principal*
Gráficas del registro *PaolaB.csv*

Con esta herramienta se puede observar el registro crudo, tal y como fue adquirido. Así mismo servirá como interfaz en la que los nuevos usuarios vayan familiarizándose con la aplicación y especialmente con la gama de herramientas que poseen las gráficas de la interfaz.

Para poder procesar y analizar el registro adquirido, es necesario primero formar las ventanas de análisis. Para ello se trabaja con la opción *Formación de ventanas de análisis* del *Menú Principal*. En ella el usuario debe especificar los valores del tiempo Pre Estímulo y del tiempo Post Estímulo. Por default aparecen 2 y 6 segundos respectivamente, ya que son los valores que corresponden al paradigma de la presente investigación.

Este es el proceso que más tiempo consume (hasta 10 minutos para un registro de 1 hora), razón por la cual se adicionó un texto en le centro que le indica al usuario que la tarea se encuentra en proceso. A partir de esta herramienta se genera el archivo .VNT que contiene las ventanas de análisis y que para el caso de estudio lleva por nombre *PaolaB.vnt*.

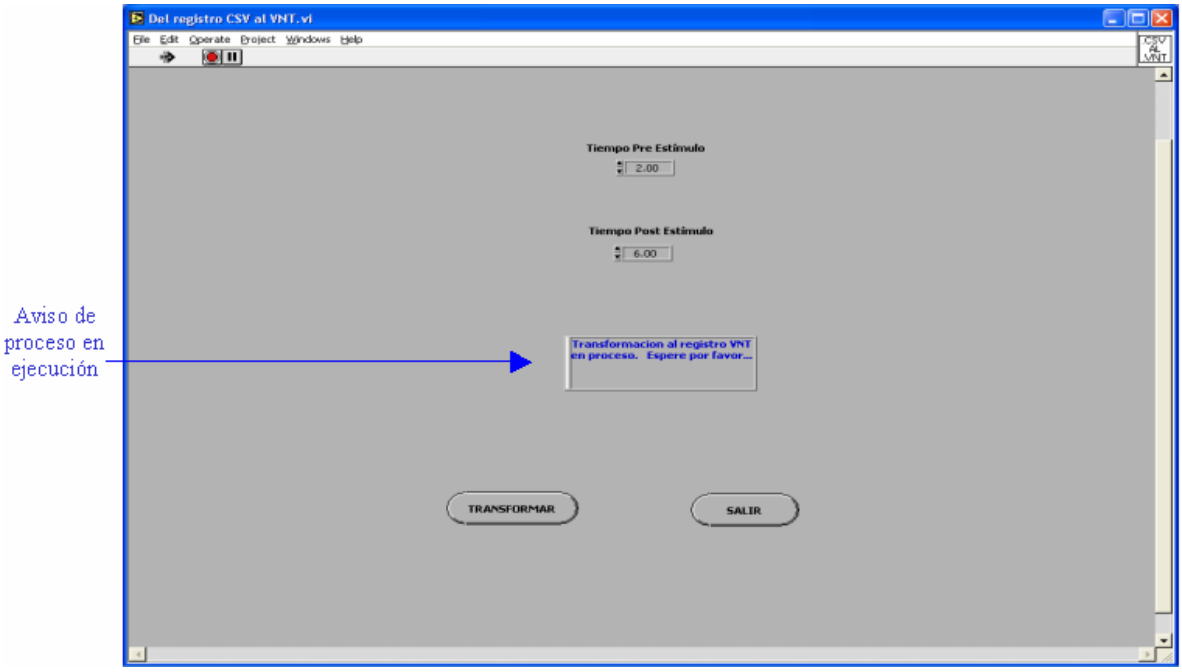


Fig. 5.16.-
Ventana de *Formación de ventanas de análisis* del *Menú Principal*
Generación de ventanas para el registro *PaolaB.csv*

En el proceso anterior, además dela formación de ventanas, el software también selecciona algunas de ellas para no ser incluidas en la ejecución de los análisis; esta selección se basa en las condiciones descritas en el capítulo 3. Utilizando la opción *Selección de ventanas de análisis* del *Menú Principal* se puede revisar cada una de las ventanas formadas y verificar cuáles de ellas fueron rechazadas para el análisis.

Por ejemplo, en la figura 5.17 se muestra una de estas ventanas, la cual ha sido rechazada por el software considerando que el músculo corrugador ha sobrepasado su valor máximo de medición (200 μV); ello nos impediría determinar la verdadera magnitud en la señal real. Este rechazo se puede apreciar al no estar seleccionada la casilla de verificación superior. Así mismo se puede observar la morfología y características de las gráficas no varía con respecto a lo presentado con la opción de *Reproducir Registro Original en bloques de 20 segundos* del *Menú Principal*.

Por otro lado, utilizando esta misma herramienta se puede efectuar una segunda depuración basada en le criterio del usuario. Por ejemplo en la figura 5.18 se muestra una ventana rechazada por los mismos motivos de rechazo de la ventana antes descrita. Sin embargo, el usuario podría considerar como válida dicha ventana, ya que la señal del músculo cigomático alcanzó el valor máximo solo por un muy breve instante, quizá 80 milisegundos (equivalente a 2 muestras de señal). En este caso se intuye que a pesar de la saturación del canal, ésta fue mínima. El usuario puede seleccionar la casilla de verificación inferior para indicar al sistema que desea incluir esta ventana para el análisis.

En contra parte, en la figura 5.19 se tiene una ventana que el sistema ha decidido incluirla para el análisis, y que el usuario podría considerarla como no válida. Se puede

apreciar que se presenta una aparente respuesta de los músculos corrugador y cigomático casi medio segundo antes la aparición del estímulo. Esto pareciera ser una respuesta que no es provocada por el estímulo; un movimiento repentino del participante podría ser la causa real de la misma. Considerar esta ventana para el análisis podría afectar los resultados del efecto real que provocan los estímulos. El usuario puede quitar la selección de la casilla de verificación inferior para indicar al sistema que no desea incluir la ventana para el análisis.

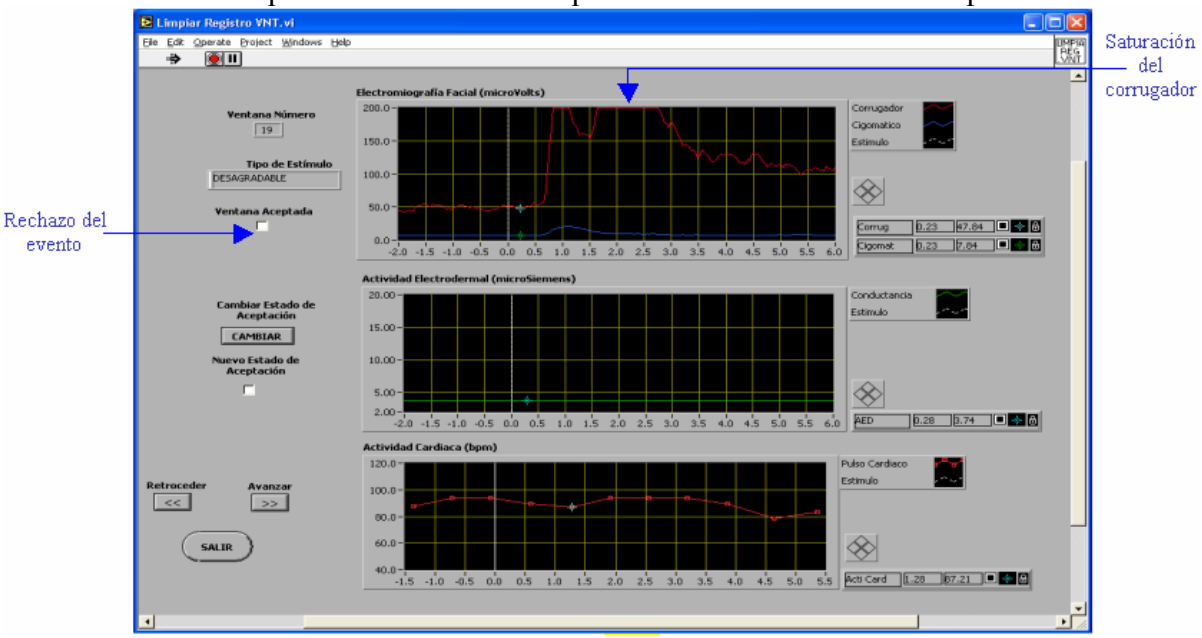


Fig. 5.17.-
Ventana de *Selección de ventanas de análisis* del *Menú Principal*
Rechazo automático de ventana

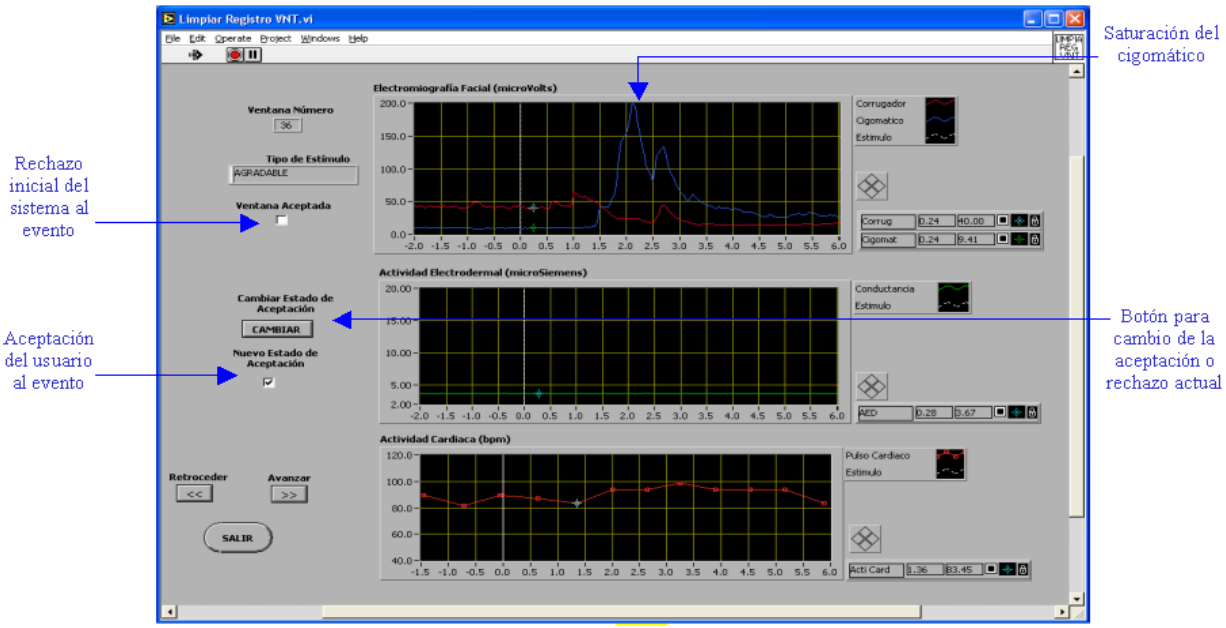


Fig. 5.18.-
Ventana de *Selección de ventanas de análisis* del *Menú Principal*
Aceptación de una ventana inicialmente rechazada

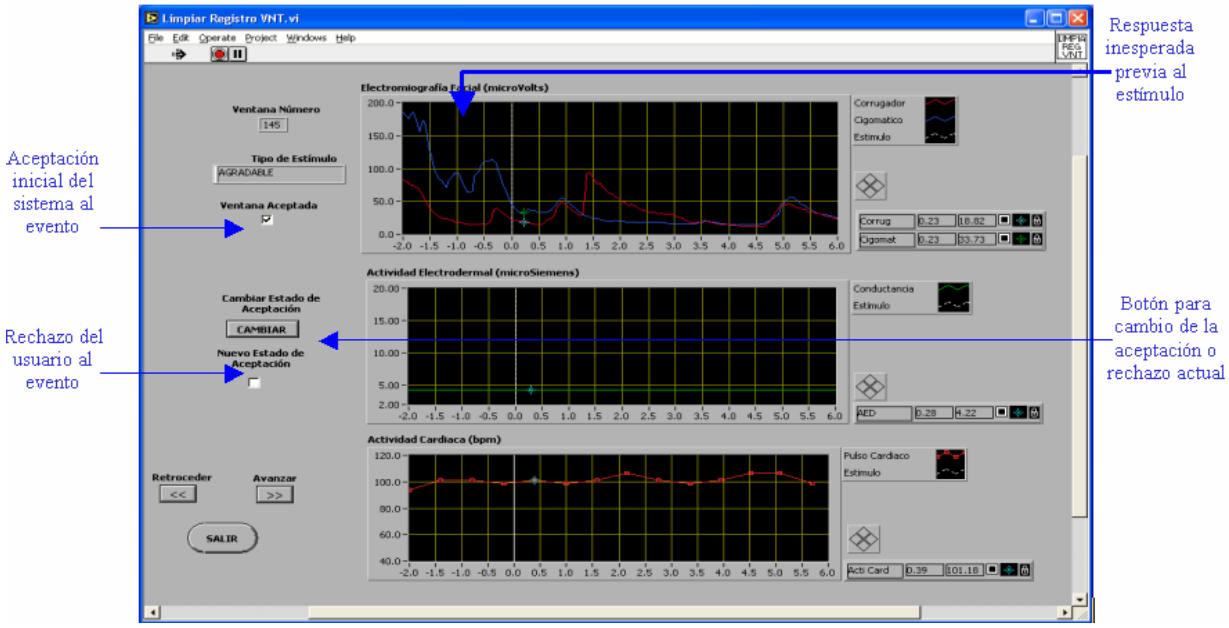


Fig. 5.19.-
Ventana de *Selección de ventanas de análisis* del *Menú Principal*
Rechazo de una ventana inicialmente aceptada

Las modificaciones efectuadas serán almacenadas ya sea en el mismo .VNT, sobrescribiendo el mismo, o bien pueden almacenarse en un archivo diferente; esta última alternativa es la más recomendable. En este caso de estudio, la depuración efectuada se almacenará en el archivo *PaolaBEd.vnt*. Para efectos de la presente revisión en lo subsiguiente se describirán las interfaces utilizando el archivo *PaolaB.vnt*, sin embargo el análisis se efectuará sobre ambos archivos y posteriormente se presentará una tabla comparativa con los resultados de ambos análisis.

Las figuras 5.20 y 5.21 muestran las interfaces de las opciones *Análisis individual por índices* y *Análisis individual por gráficas* del *Menú Principal*, para el análisis de registros por índices y mediante gráficas respectivamente. En ellas aparecen las alternativas descritas en el capítulo 4 para el procesamiento y análisis de las señales. El usuario selecciona cuál de ellos será aplicado y posteriormente seleccionará el archivo .VNT de su elección. Al final de la ejecución del análisis se debe indicar el nombre del archivo en el cual se desea almacenar los resultados generados.

Si el análisis fue mediante índices se usa la extensión .AIN en los archivos; si fue mediante gráficas, la extensión será .AGR. Cabe recordar que para fines de manejo estadístico por ventana en Excel, se crea también el archivo .XCV con los índices estadísticos obtenidos en todas las ventanas e indicando cuáles son rechazadas para análisis.

Como se aprecia en las figuras, la única diferencia entre ambas interfaces consiste en que en la de *Análisis individual por gráficas* no se desplegarán los resultados obtenidos una vez concluido el análisis. En breve se explicarán las 2 alternativas para revisar con gran detalle dichos resultados. Para la revisión de este caso de estudio, se ejecutarán los

análisis por índices utilizando todas los procesamientos disponibles para aplicar a las señales. Las tablas 5.1 y 5.2, mismas que se abordarán más adelante, contienen el nombre de los archivos y los resultados generados en cada caso ejecutado.

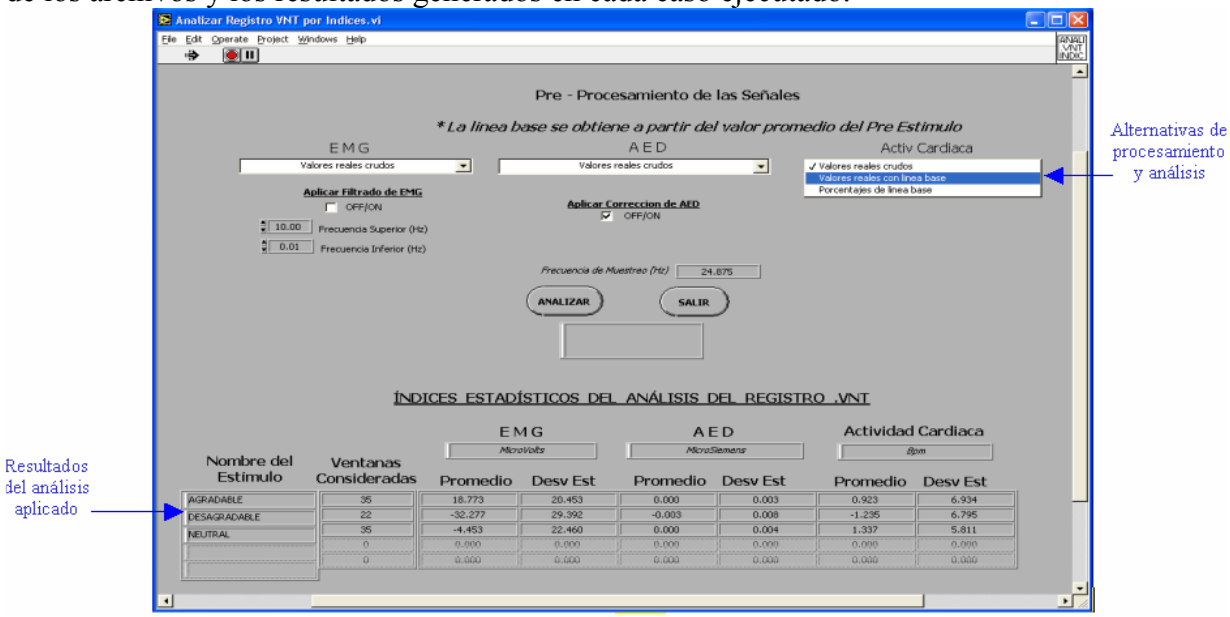


Fig. 5.20.-
Ventana de *Análisis individual por índices* del *Menú Principal*
Interfaz para el análisis por índices de registros

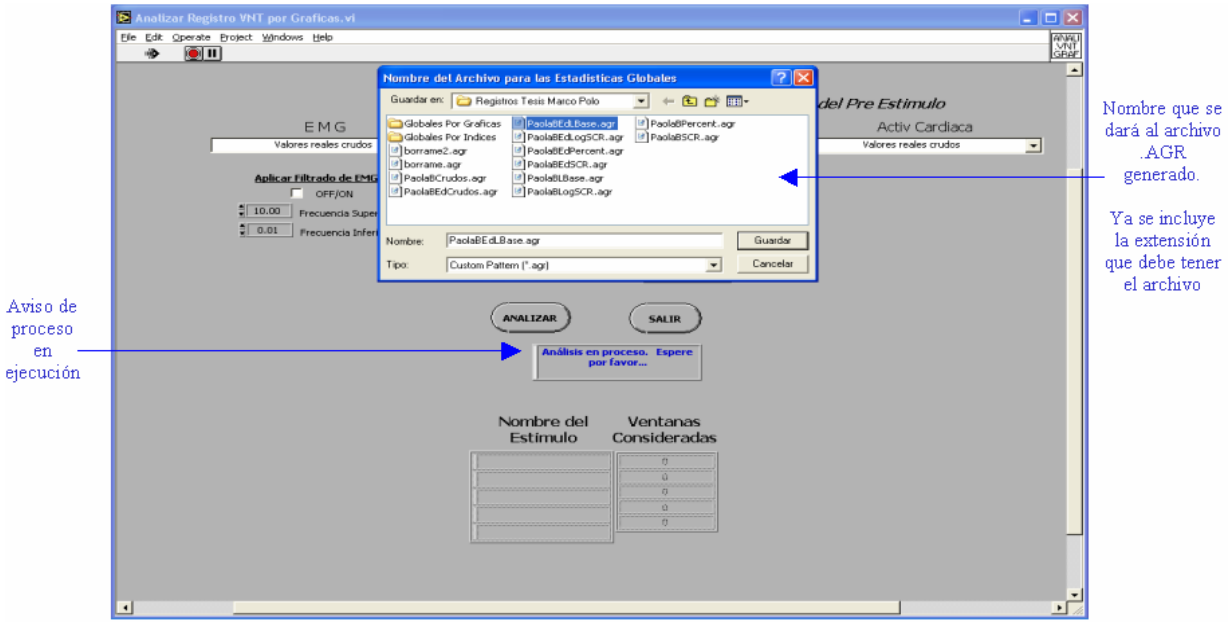


Fig. 5.21.-
Ventana de *Análisis individual por gráficas* del *Menú Principal*
Interfaz para el análisis por gráficas de registros

Además de poder ver los resultados de los análisis por índices una vez que finaliza la ejecución de su análisis, éstos se pueden revisar cuantas veces sea necesario con la

opción *Reproducir análisis individuales por índices* del *Menú Principal*. En la figura 5.22 se muestran los resultados almacenados en el archivo *PaolaBEdCrudos.ain*. Las unidades que aparecen en la parte superior para cada índice nos señalan el tipo de procesamiento que fue efectuado para llegar a los resultados que se muestran; en este caso se utilizó el procesamiento de *Valores reales crudos* para todas las señales.

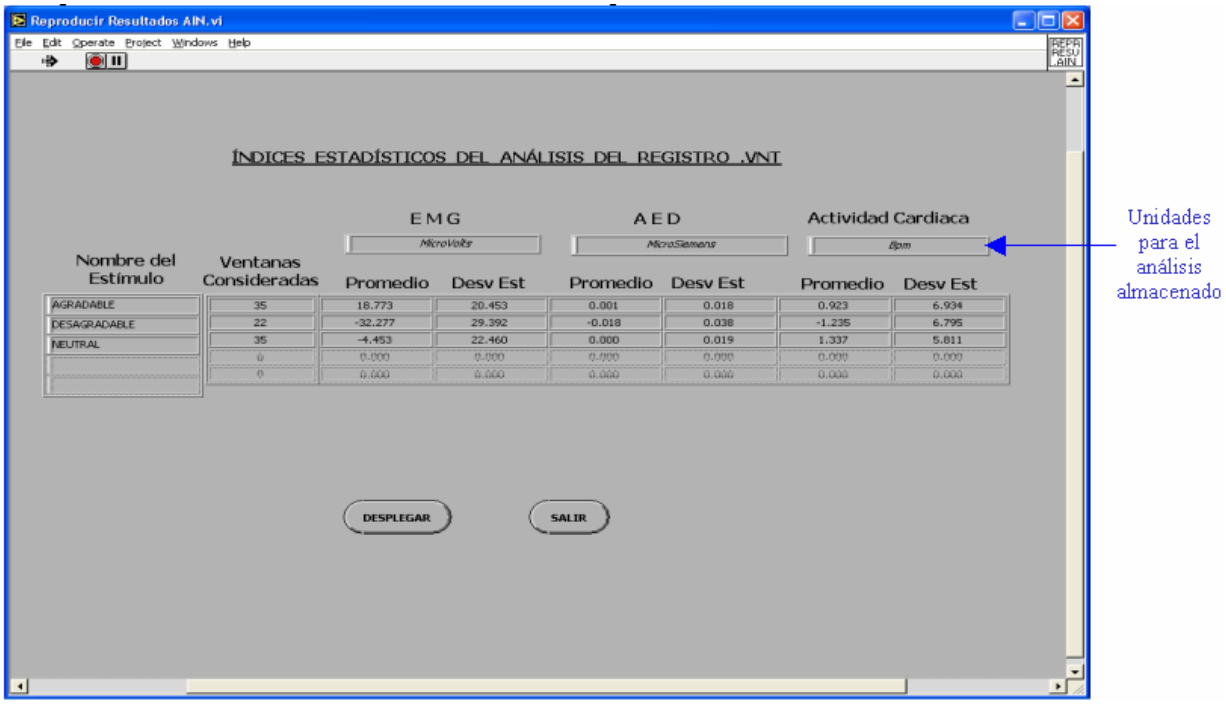


Fig. 5.22.-
Ventana de *Reproducir análisis individuales por índices* del *Menú Principal*
Resultados almacenados en *PaolaBCrudos.ain*

Como se indicó previamente, existen 2 formas de desplegar los resultados de los análisis almacenados en los archivos .AGR. Si utilizamos la opción *Reproducir análisis individuales por gráficas* del *Menú Principal* se presentarán las señales resultantes para cada tipo de estímulo, de uno en uno. En la figura 5.23 se muestran las señales resultantes para el estímulo *Desagradable* almacenadas en el archivo *PaolaBEdCrudos.agr*. Nótese que la interfaz es muy semejante a la de la opción *Selección de ventanas de análisis* del *Menú Principal*. Al igual que en la opción de *Reproducir análisis individuales por índices*, se despliegan las unidades para cada señal, mismas que son indicadoras del tipo de procesamiento utilizado para llegar a dichos resultados; en este caso se aplicó el procesamiento de *Valores reales crudos* para todas las señales.

La segunda forma para desplegar los resultados es presentando en una misma gráfica las señales resultantes de todos los tipos de estímulos. Para ello se utiliza la opción *Reproducir análisis individuales por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Principal*. En las figuras 5.24 y 5.25 se muestra dicha interfaz con los resultados del archivo *PaolaBLBase.agr*; en la primer figura están las señales de EMG y en la segunda las de AED y Activ Cardiaca. Al igual que con la interfaz anterior se despliegan las unidades de

las señales que sugieren el tipo de procesamiento aplicado; en este caso se aplicó el procesamiento de *Valores reales con línea base* para todas las señales.

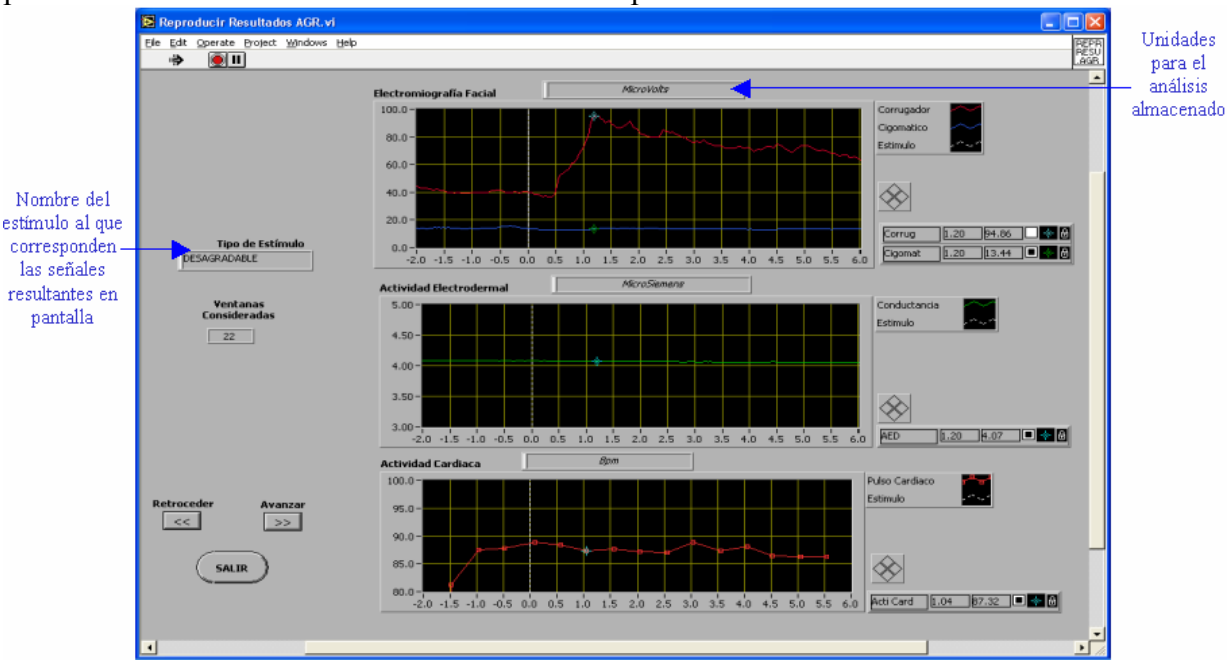


Fig. 5.23.-
Ventana de *Reproducir análisis individuales por gráficas* del *Menú Principal*
Señales resultantes para el estímulo *Desagradable*
almacenados en *PaolaBEdCrudos.agr*

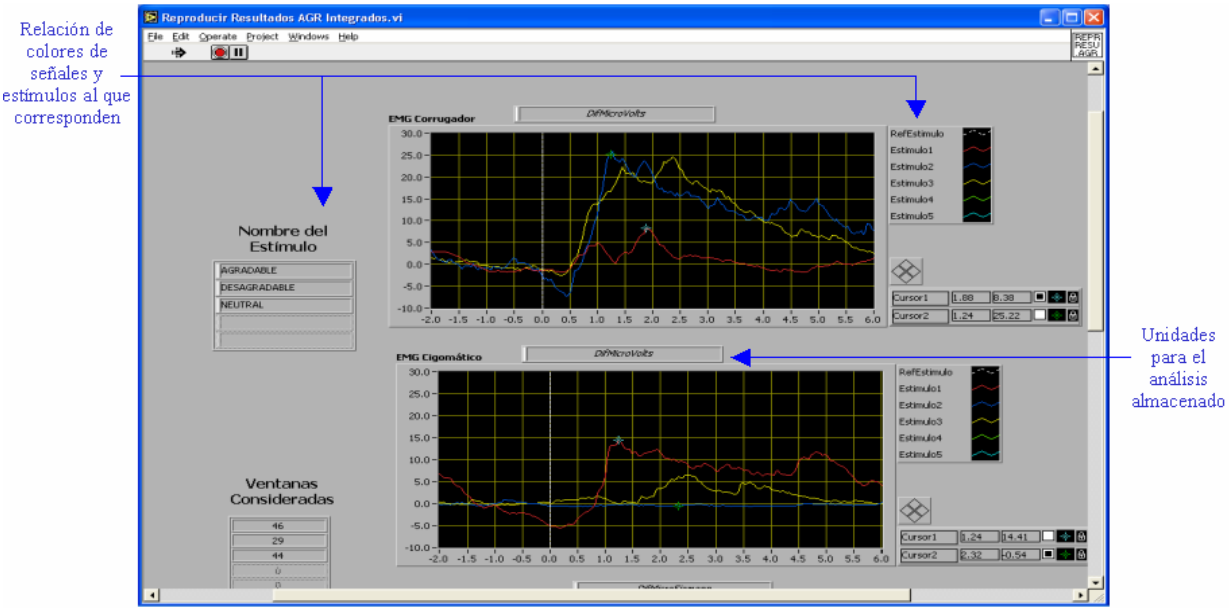


Fig. 5.24.-
Ventana de *Reproducir análisis individuales por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Principal*
Señales resultantes de EMG
para todos los estímulos almacenados en *PaolaBLBase.agr*

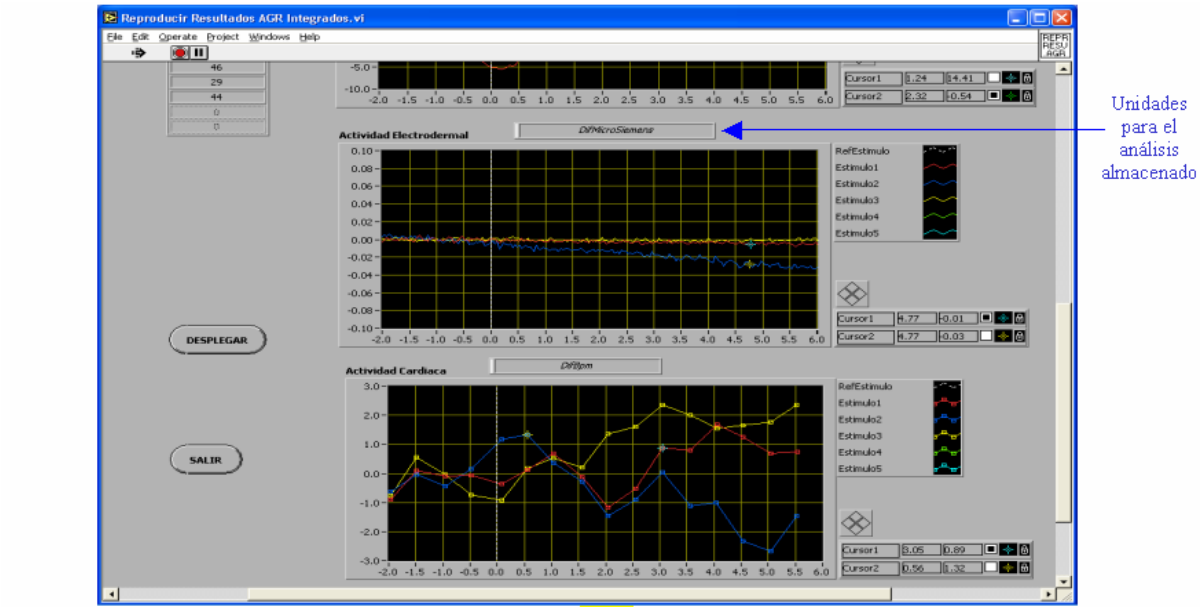


Fig. 5.25.-
Ventana de *Reproducir análisis individuales por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Principal*
Señales resultantes de AED y Activ Card
para todos los estímulos almacenados en *PaolaBLBase.agr*

Nótese que para estas últimas interfaces ha sido aprovechada la flexibilidad en las gráficas para adecuar la escala de las mismas y poder visualizar de mejor las señales resultantes desplegadas.

La opción de *Análisis colectivo por índices* del *Menú Principal* permite ejecutar el análisis estadístico sobre un conjunto de registros para obtener resultados de una población de participantes. Para llevarlo a cabo, el usuario selecciona el directorio donde están almacenados el conjunto de archivos .AIN sobre los que trabajará la aplicación. En la figura 5.26 se ilustra dicha interfaz y donde puede apreciarse que existe gran similitud con la interfaz *Análisis individual por índices* en la parte de despliegue de resultados.

Una condición fundamental para que se tengan resultados congruentes sobre un conjunto de registros es que todos los archivos .AIN dentro del directorio hayan sido obtenidos:

1) Aplicando el mismo tipo de procesamiento en todas las señales

2) Con la misma tasa de muestreo

3) Con el mismo tiempo para el Pre Estímulo y para el Post Estímulo

La aplicación no efectuará el análisis si no se cumplen las 3 condiciones. Por este motivo esta interfaz fue creada con una tabla en la cual se despliegan los valores de dichos

parámetros para cada archivo .AIN. Esta herramienta le permitirá al usuario identificar cuál de los archivos impide generar el análisis.

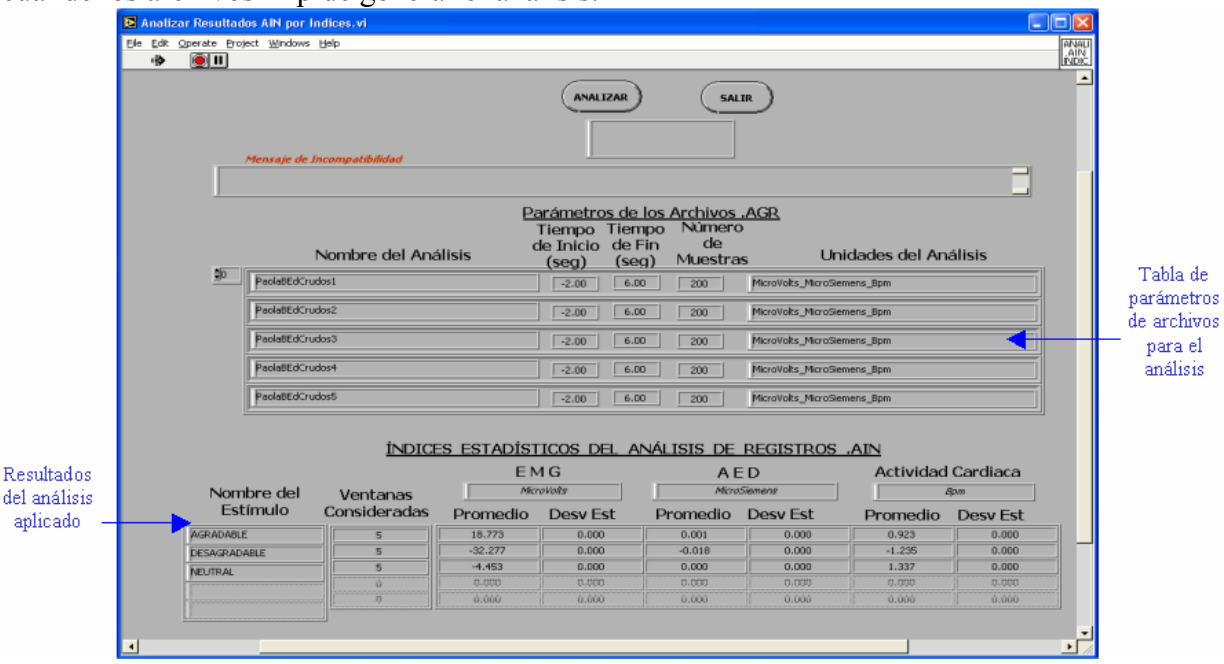


Fig. 5.26.-
Ventana de *Análisis colectivo por índices* del *Menú Principal*
Interfaz para el análisis por índices de un conjunto de registros

De manera análoga, la opción de *Análisis colectivo por gráficas* del *Menú Principal* es muy semejante a la opción de *Análisis colectivo por índices*. Con esta interfaz se obtiene el análisis mediante gráficas de un conjunto de registros.

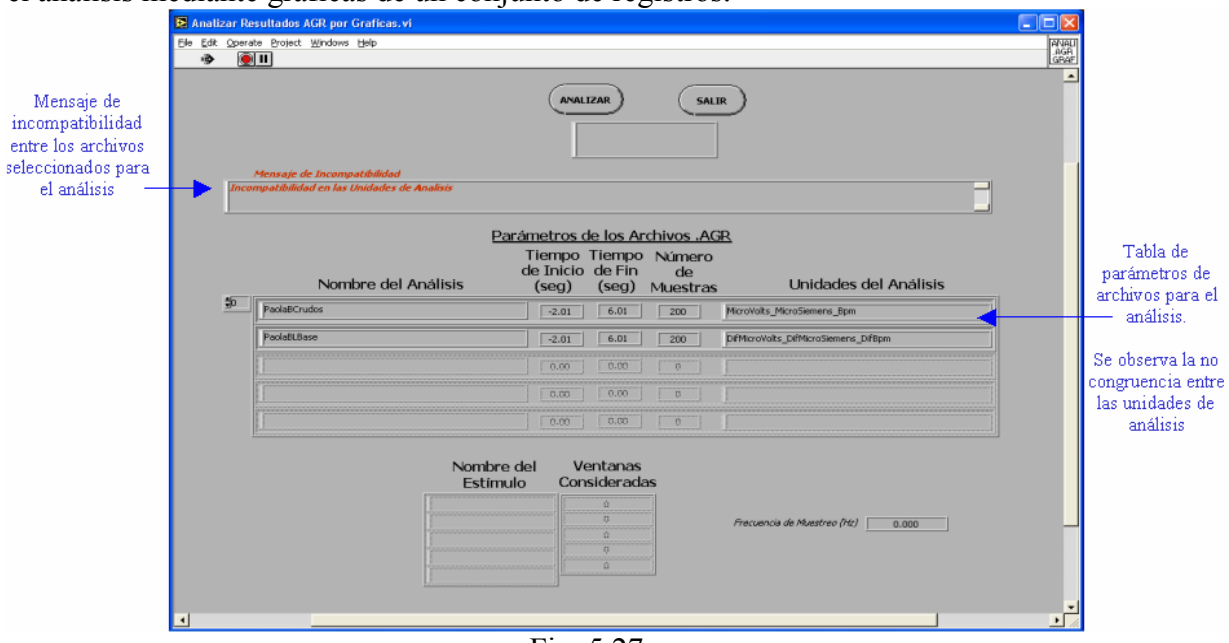


Fig. 5.27.-
Ventana de *Análisis colectivo por gráficas* del *Menú Principal*
Interfaz para el análisis por gráficas de un conjunto de registros

En la figura 5.27 se muestra esta interfaz después de haber rechazado una solicitud de análisis. Como se puede apreciar, esta interfaz también cuenta con la tabla para detección de registros incompatibles; en ella se observa que los 2 archivos .AIN son incompatibles en las unidades de las señales (*PaolaBCrudos.agr* fue obtenido con el procesamiento de *Valores reales crudos*, mientras que *PaolaBLBase.agr* se obtuvo con *Valores reales con línea base*).

Finalmente las opciones de *Reproducir análisis colectivos por índices, Reproducir análisis individuales por gráficas* y *Reproducir análisis individuales por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Principal* permiten reproducir los resultados generados durante el análisis de un conjunto de registros, y que fueron almacenados en archivos con extensión .AIG (análisis por índices) y .AGG (por gráficas). Existe una gran similitud entre estas interfaces y las utilizadas para reproducir los resultados de un solo registro.

Los resultados que se muestran en las figuras 5.28, 5.29, 5.30 y 5.31 son ficticios, ya que al igual que para la parte de pruebas, lo que se hizo fue utilizar un mismo archivo .AIN o .AGR, copiarlo y cambiarle el nombre. Sin embargo es suficiente para cubrir los fines de revisión del presente caso de estudio; la validación de la certeza de su confiabilidad fue comprobada con las pruebas descritas previamente.

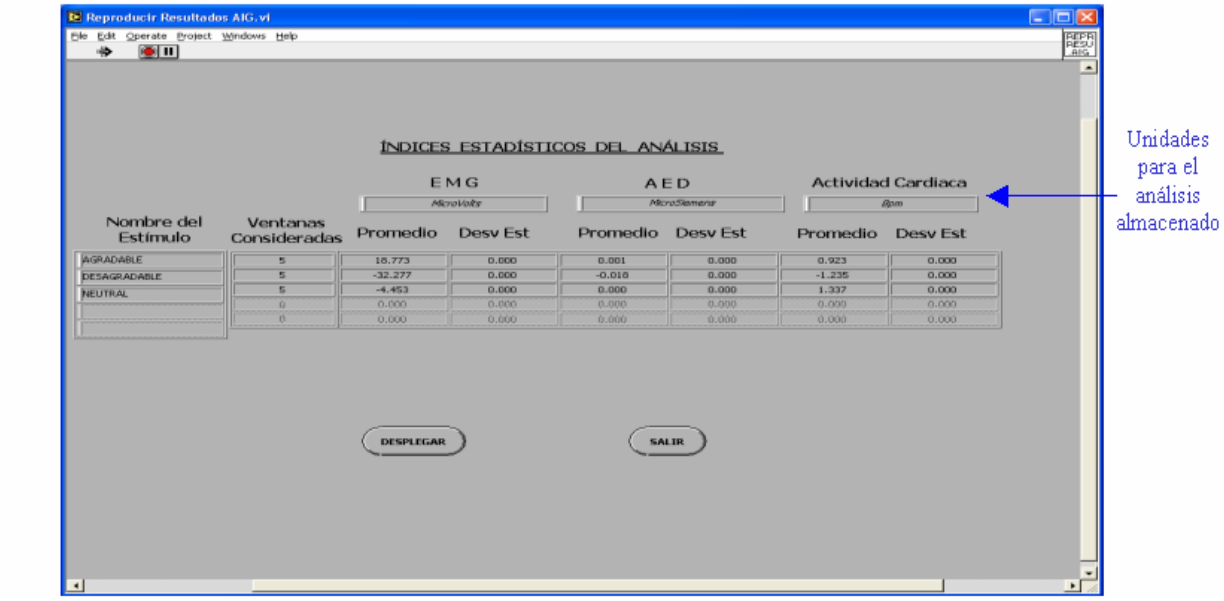


Fig. 5.28.-
Ventana de *Reproducir análisis colectivos por índices* del *Menú Principal*
Resultados almacenados en *PaolaBEdGLOBAL.aig*

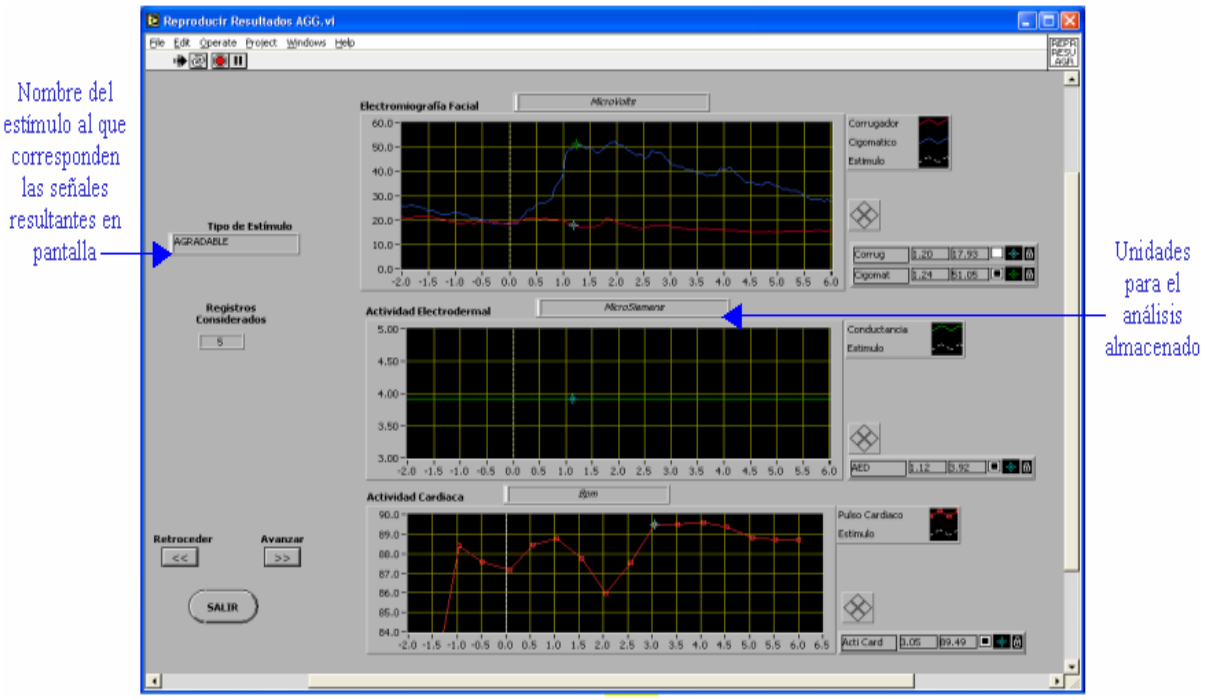


Fig. 5.29.-
Ventana de *Reproducir análisis colectivos por gráficas* del *Menú Principal*
Señales resultantes para el estímulo agradable almacenados en *PaolaBEdGLOBAL.agg*

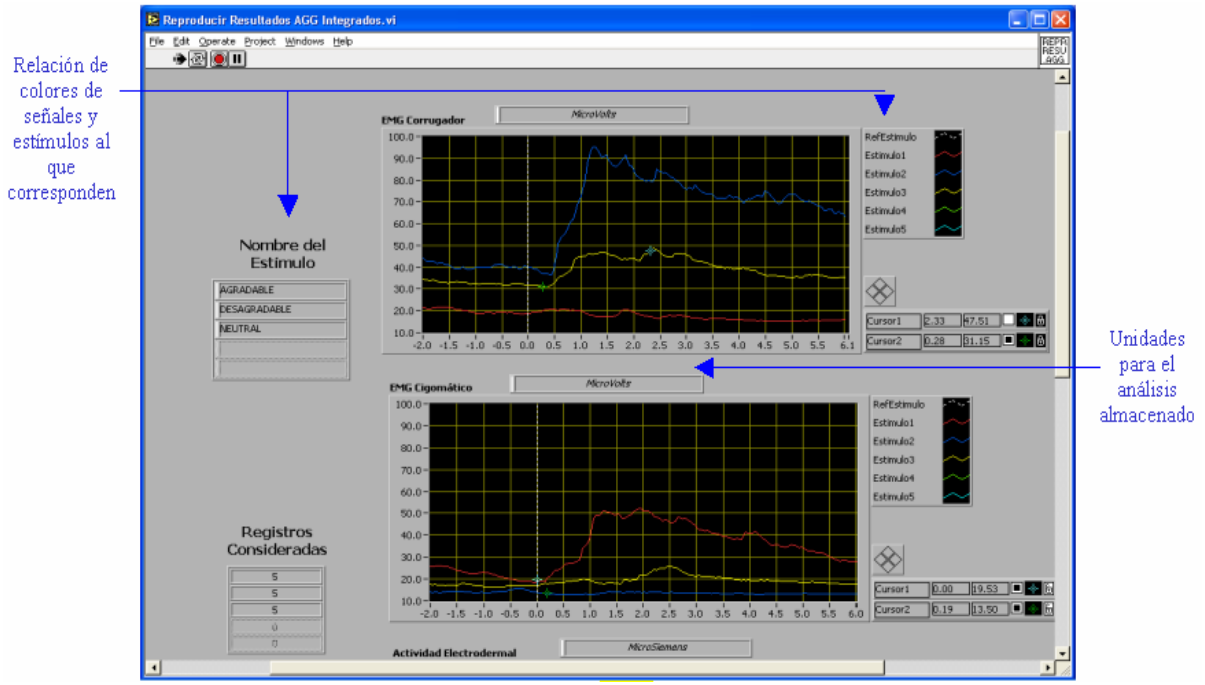


Fig. 5.30.-
Ventana de *Reproducir análisis colectivos por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Pincipal*

Señales de EMG resultantes para todos los estímulos almacenados en *PaolaBEdGLOBAL.agg*

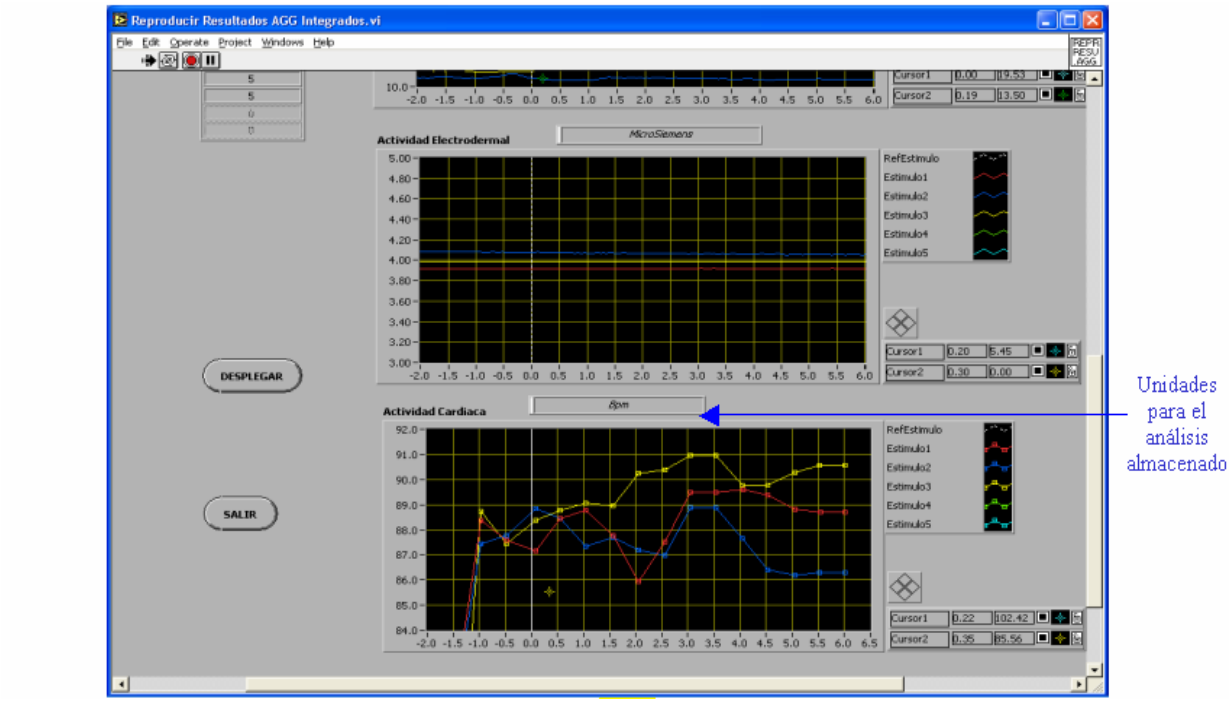


Fig. 5.31.-
Ventana de *Reproducir análisis colectivos por gráficas (despliegue integrado)* del *Menú Principal*
Señales de AED y Activ Cardiaca resultantes para todos los estímulos almacenados en *PaolaBEdGLOBAL.agg*

5.c.3.- Resultados de los análisis para el caso de estudio

Con el objetivo de revisar los resultados obtenidos de aplicar los diferentes tipos de análisis al registro aquí presentado, se muestra la tabla 5.1. En ella se tomó como base para los análisis al archivo *PaolaB.vnt*, en el cual se generan las ventanas de análisis mediante la selección y rechazo automática de *SiCPASPsi* de estas ventanas.

De manera complementaria, la tabla 5.2 fue construida también de aplicar todos los análisis de que dispone *SiCPASPsi*, sin embargo ahora se hizo a partir del archivo *PaolaBEd.vnt*. Dicho archivo fue resultado de hacer una segunda selección de ventanas, en la que el usuario utilizó su criterio para incluir en el análisis ventanas que inicialmente habían sido rechazadas, de rechazar ventanas inicialmente aceptadas, o de mantener la determinación de *SiCPASPsi* para rechazarla o incluirla.

Nombre del Estímulo	**Número de ventanas**	**Promedio Índice EMG**	**Promedio Índice AED**	**Promedio Índice Activ Card**
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBCrudos.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Valores Reales Crudos***				
Agradable	46	5.908	-0.003	0.801
Neutral	44	-9.377	-0.001	1.838
Desagradable	29	-12.256	-0.019	-1.070
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBLBase.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Valores Reales con Línea Base***				
Agradable	46	5.908	-0.003	0.801
Neutral	44	-9.377	-0.001	1.838
Desagradable	29	-12.256	-0.019	-1.070
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBPercent.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Porcentajes de Línea Base***				
Agradable	46	45.995	-0.078	1.363
Neutral	44	-45.533	-0.013	2.697
Desagradable	29	-51.202	-0.382	-0.837
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBSCR.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Utilizar la SCR***				
Agradable	46	N / A	0.017	N / A
Neutral	44	N / A	0.013	N / A
Desagradable	29	N / A	0.019	N / A
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBLogSCR.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Utilizar el Log (SCR+1)***				
Agradable	46	N / A	0.007	N / A
Neutral	44	N / A	0.008	N / A
Desagradable	29	N / A	0.005	N / A

Tabla 5.1.-
Resultados para diferentes procesamientos de las señales fisiológicas
a partir del archivo *PaolaB.vnt*

Nombre del Estímulo	**Número de ventanas**	**Promedio Índice EMG**	**Promedio Índice AED**	**Promedio Índice Activ Card**
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBEdCrudos.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Valores Reales Crudos***				
Agradable	35	18.733	0.001	0.923
Neutral	35	-4.453	0.000	1.337
Desagradable	22	-32.277	-0.018	-1.235
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBEdLBase.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Valores Reales con Línea Base***				
Agradable	35	18.773	0.001	0.923
Neutral	35	-4.453	0.000	1.337
Desagradable	22	-32.277	-0.018	-1.235
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBEdPercent.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Porcentajes de Línea Base***				
Agradable	35	105.988	0.031	1.466
Neutral	35	-30.993	-0.005	1.861
Desagradable	22	-130.451	-0.347	-0.927
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBEdSCR.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Utilizar la SCR***				
Agradable	35	N / A	0.024	N / A
Neutral	35	N / A	0.020	N / A
Desagradable	22	N / A	0.012	N / A
Nombre del archivo .AIN generado: ***PaolaBEdLogSCR.ain*** Tipo de Procesamiento: ***Utilizar el Log (SCR+1)***				
Agradable	35	N / A	0.010	N / A
Neutral	35	N / A	0.009	N / A
Desagradable	22	N / A	0.005	N / A

Tabla 5.2.-
Resultados para diferentes procesamientos de las señales fisiológicas
a partir del archivo *PaolaBEd.vnt*

Del contenido de la tabla se tienen las siguientes observaciones:

1) Para el análisis por índices, se obtendrá el mismo resultado al aplicar el procesamiento de *Valores reales crudos* o el de *Valores reales con línea base*

2) Para el índice de las señales de EMG, el procesamiento que mejor parece discriminar entre los estímulos es el de *Valores reales crudos*

3) Para el índice de la señal de AED, el procesamiento que mejor parece discrimina entre los estímulos es el de *Porcentajes de línea base*

4) Para el índice de la señal de Actividad Cardiaca, el procesamiento que mejor discrimina entre los estímulos es el de *Valores reales crudos*

5) Los análisis efectuados sobre el archivo *PaolaBEd.vnt* reflejan una mayor diferencia entre los 3 tipos de estímulos para los índices de EMG y Activ Cardiaca; dichos resultados concuerdan con los reportados por la literatura.

6) Los análisis efectuados sobre el archivo *PaolaB.vnt* parecen presentar mayor diferencia y resultados acorde con los esperados para la AED. Esto podría deberse a que aquellos estímulos de fuerte impacto (agradable o desagradables) y que saturaron los canales de EMG fueron eliminados del análisis; en contraparte el canal de AED no presentaba saturación y estos eventos quizá brindaron mejor información al ser incluidos un mayor número de estímulos.

Para terminar el caso de estudio se presentan las señales resultantes aplicando los 2 tipos de procesamiento sugeridos para el análisis mediante gráficas: *Valores reales crudos* y *Valores reales con línea base*. De la figura 5.32 a la 5.35 se muestran las señales resultantes del análisis aplicado sobre el archivo *PaolaB.vnt*; por otro lado, de la figura 5.36 a la 5.39 son las señales resultantes del aplicado sobre *PaolaBEd.vnt*. Para todas estas figuras mostradas, aplica la convención de colores / estímulos señalada en la figura 5.32. A partir de las señales que se presentan en dichas figuras se tienen los siguientes comentarios:

1) La forma de las señales resultantes es la misma cuando se aplican los procesamientos de *Valores reales crudos* y *Valores reales con línea base*. La diferencia consiste en que utilizando este último, se crea un offset muy semejante para todas las señales en cualquiera de los estímulos. La gran ventaja de esto es que permite reflejar con mayor precisión la diferencia en las respuestas fisiológicas provocada.

2) Los análisis efectuados sobre el archivo *PaolaBEd.vnt* generan señales resultantes que reflejan una mayor diferencia entre los 3 tipos de estímulos para las señales de EMG. Para este caso se nota una mayor concordancia con los resultados que señala la literatura.

3) Respecto a las señales de AED pareciera que se obtienen resultados muy similares tomando como base cualquiera de los 2 archivos .VNT.

4) Por su parte para la Activ Cardiaca se observa que los resultados obtenidos tomando como base *PaolaB.vnt* presentan mayor continuidad en la respuesta; esto pareciera estar más acorde con la respuesta cardiaca real en el ser humano. De cualquier manera se aprecia una mayor respuesta ante estímulos con mayor activación (agradables y desagradables).

Cabe resaltar que lo expuesto en este apartado corresponde a un único caso de estudio. Para poder llegar a afirmaciones más certeras respecto a la respuesta fisiológica ante estímulos emocionales se requerirá analizar un mayor número de registros. Esto último no se contempla efectuarlo y exponerlo en el presente trabajo debido a que la naturaleza del mismo así lo sugiere. El proyecto se trata del desarrollo de una herramienta computacional y no de un reporte de investigación respecto de este tema.

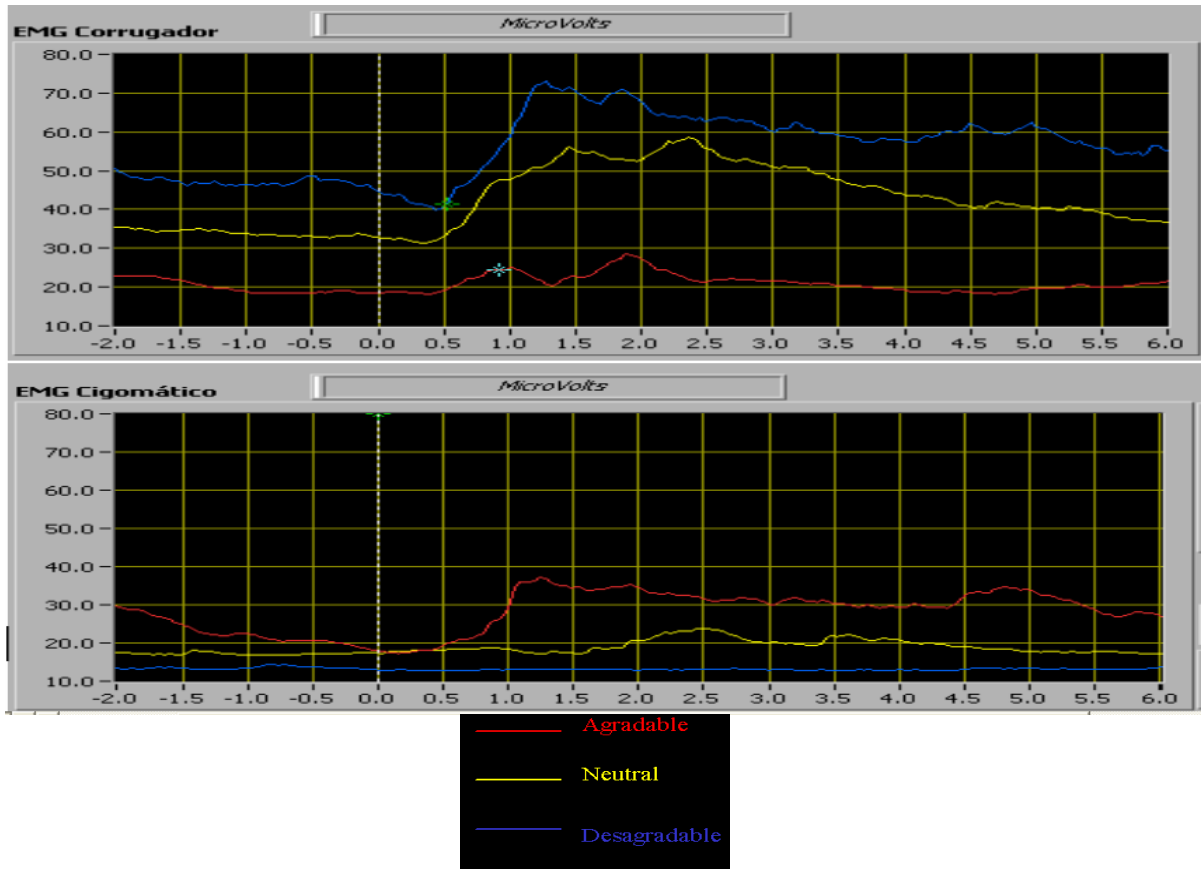


Fig. 5.32.-
Señales resultantes de EMG sobre el archivo *PaolaB.vnt*
Procesamiento de *Valores reales crudos*

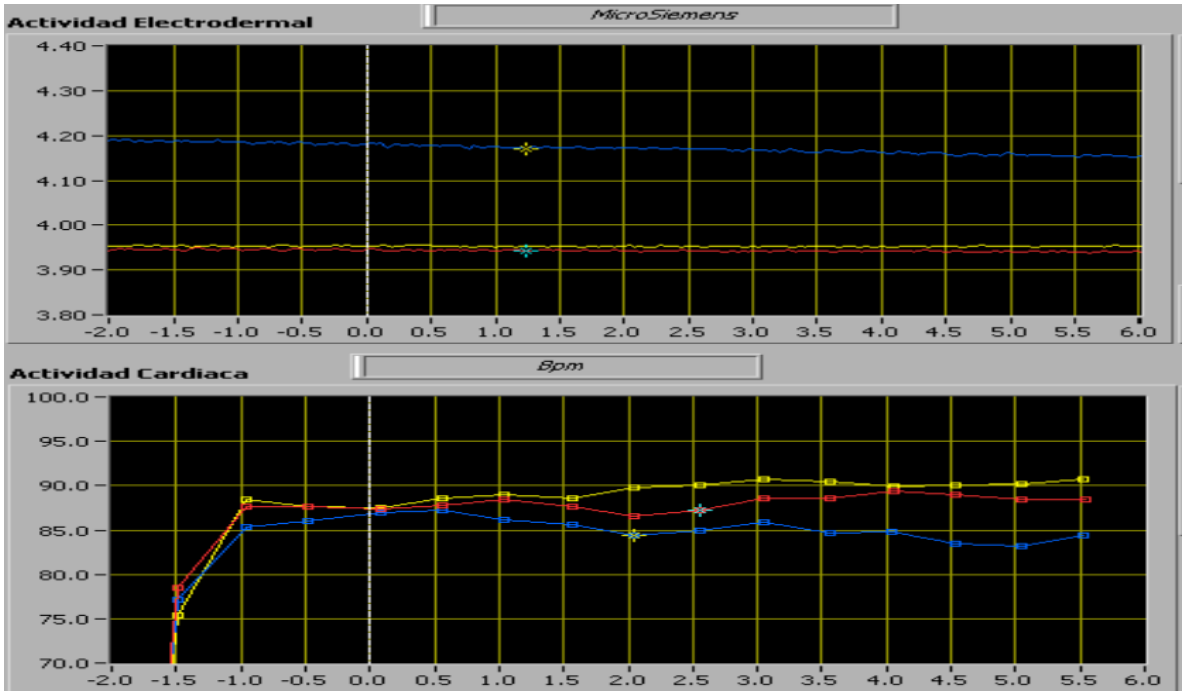


Fig. 5.33.-
Señales resultantes de AED y Activ Cardiaca sobre el archivo *PaolaB.vnt*
Procesamiento de *Valores reales crudos*

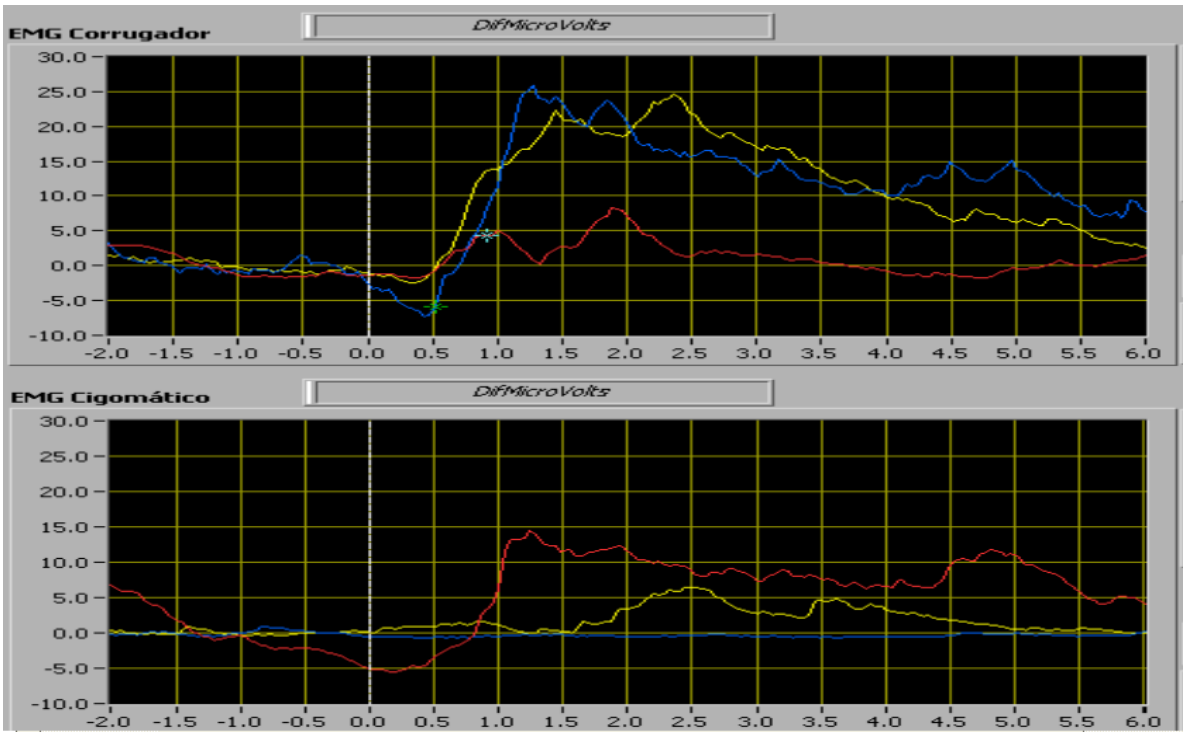


Fig. 5.34.-
Señales resultantes de EMG sobre el archivo *PaolaB.vnt*
Procesamiento de *Valores reales con línea base*

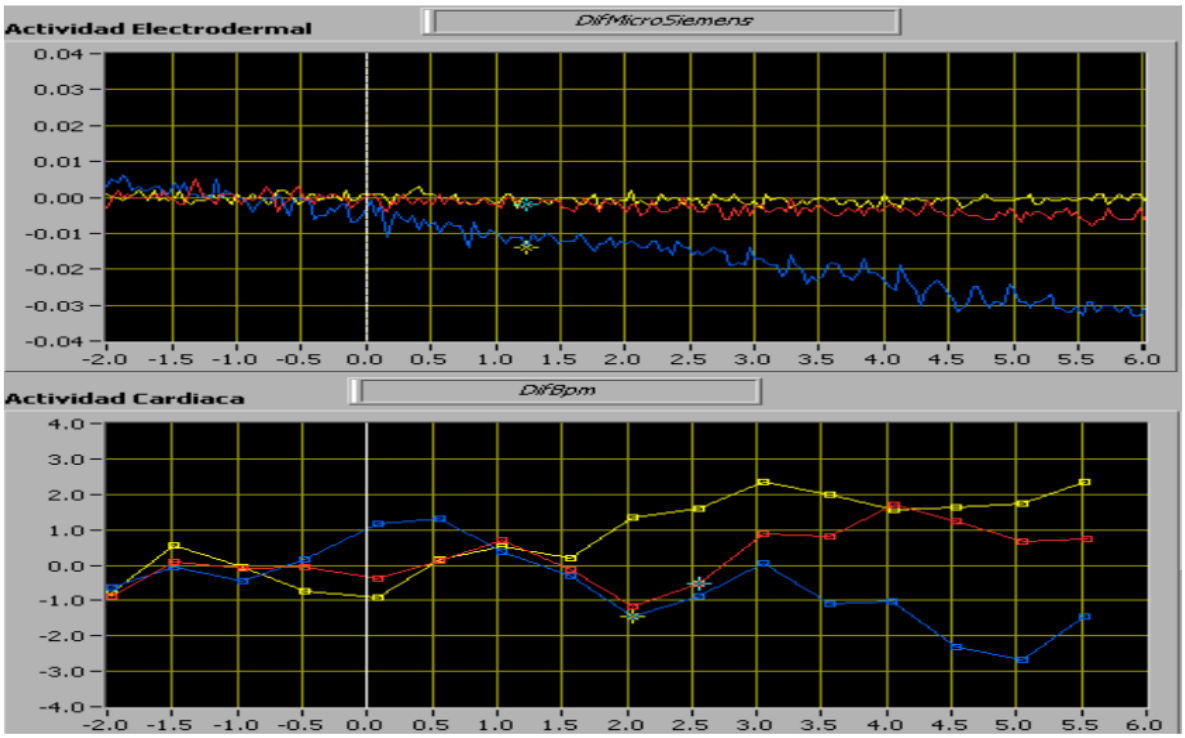


Fig. 5.35.-
Señales resultantes de AED y Activ Cardiaca sobre el archivo *PaolaB.vnt*
Procesamiento de *Valores reales con línea base*

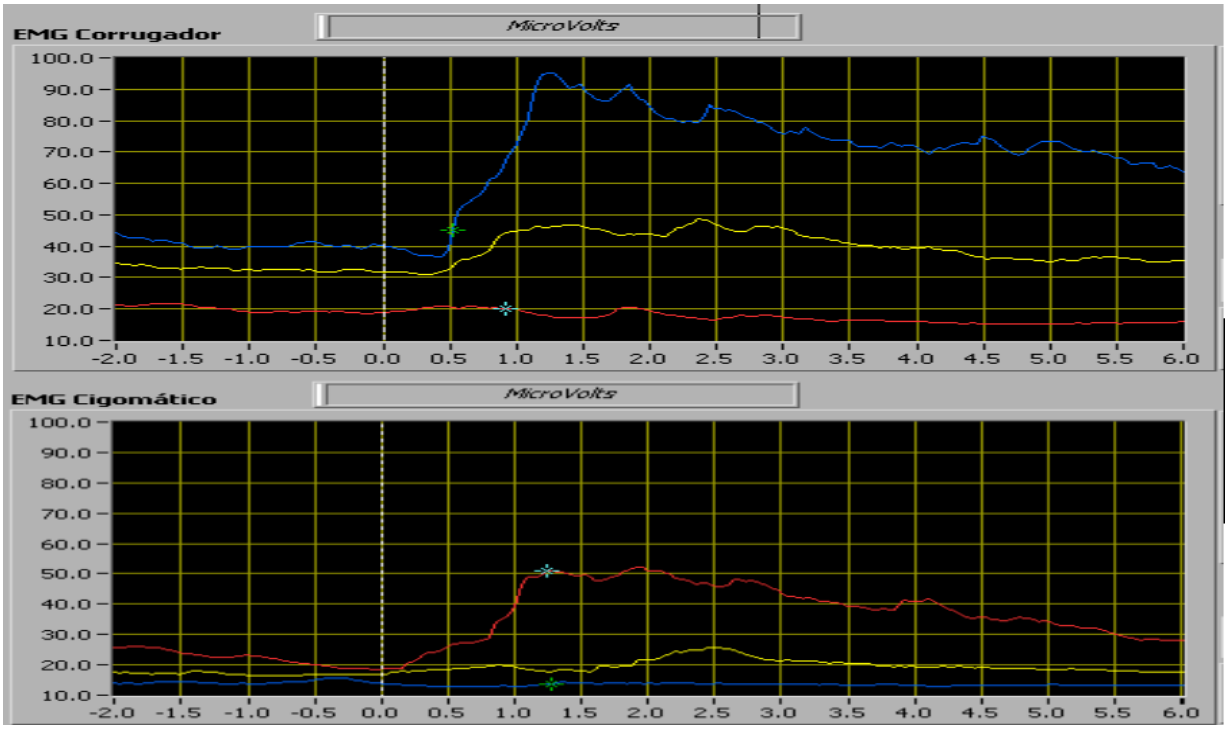


Fig. 5.36.-
Señales resultantes de EMG sobre el archivo *PaolaBEd.vnt*
Procesamiento de *Valores reales crudos*

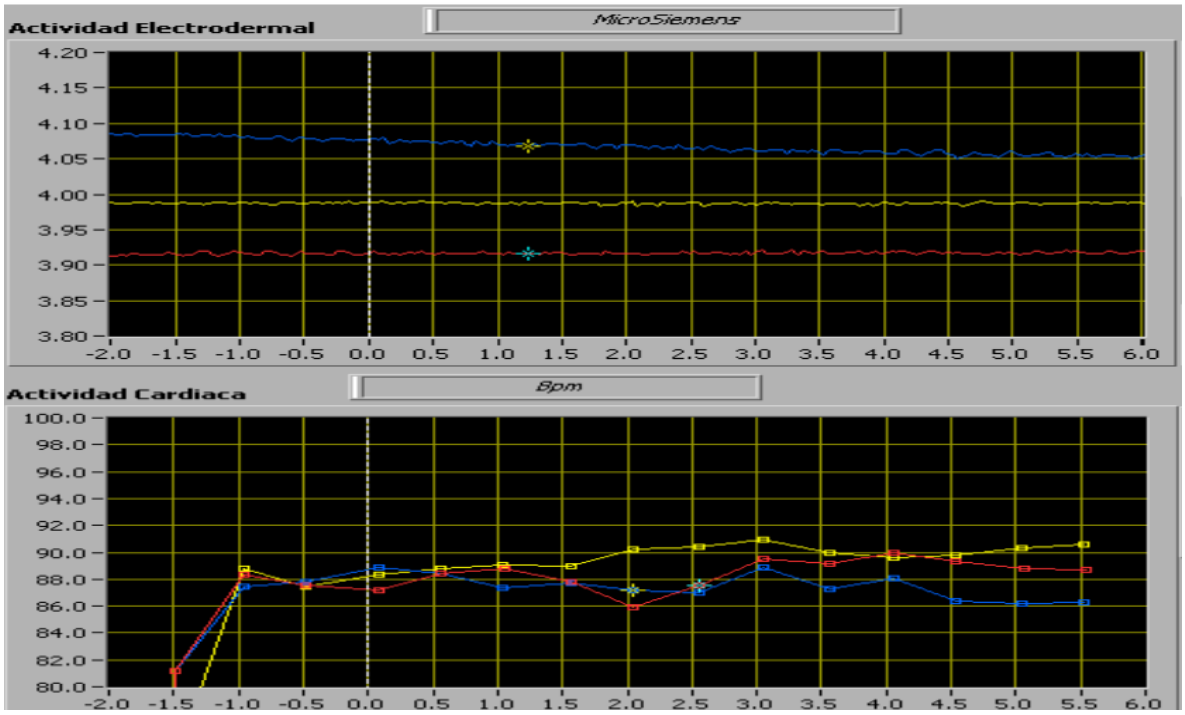


Fig. 5.37.-
Señales resultantes de AED y Activ Cardiaca sobre el archivo *PaolaBEd.vnt*
Procesamiento de *Valores reales crudos*

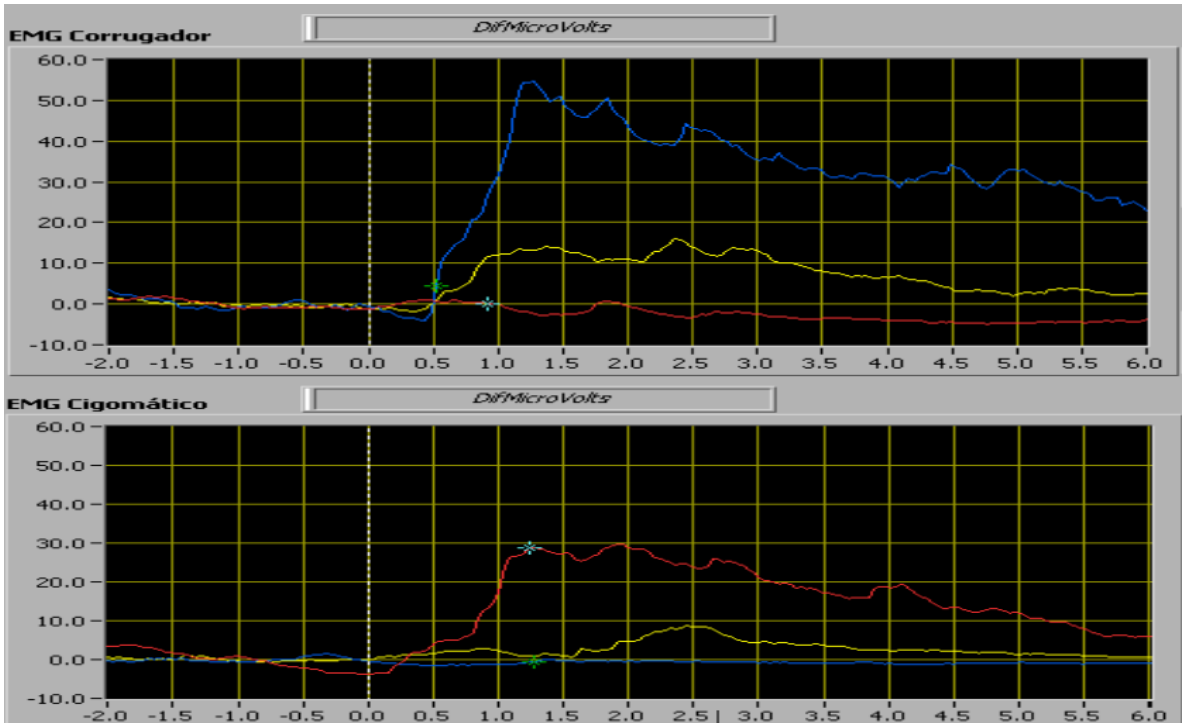


Fig. 5.38.-
Señales resultantes de EMG sobre el archivo *PaolaBEd.vnt*
Procesamiento de *Valores reales con línea base*

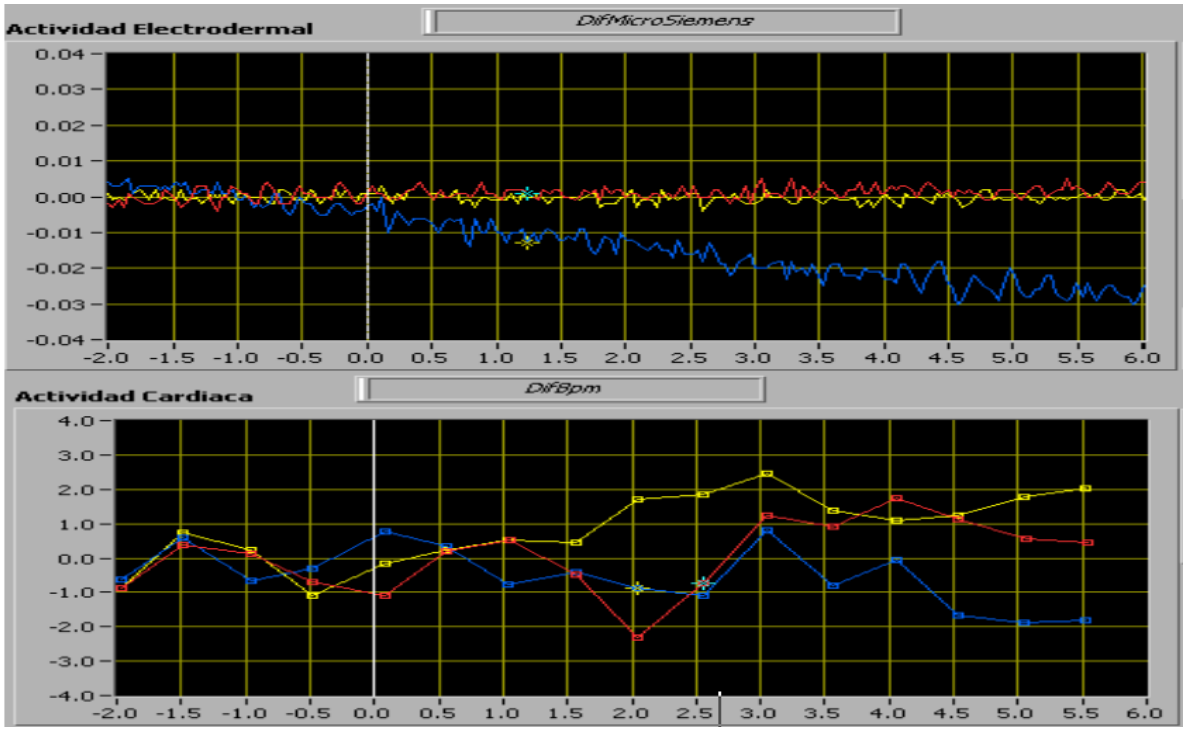


Fig. 5.39.-
Señales resultantes de AED y Activ Cardiaca sobre el archivo *PaolaBEd.vnt*
Procesamiento de *Valores reales con línea base*

5.d) LIMITACIONES DEL SISTEMA

En la creación de cualquier sistema es importante identificar las limitaciones que presenta el mismo. A continuación se describirán las limitaciones y oportunidades de mejora que presenta *SiCPASPsi 1.1*.

1.- Tiempo de ejecución para la formación de ventanas de análisis

Como se ha mencionado, para ejecutar cualquier análisis de un registro, es necesario primero crear las ventanas de análisis respectivas a partir de los tiempos de Pre Estímulo y Post Estímulo especificados. Para llevar a cabo esta tarea, el software se lleva en promedio 15 minutos, considerando registros cuya duración es de alrededor de una hora. En este proceso se deben revisar una serie de consideraciones importantes, motivo por el cual demora esta cantidad considerable de tiempo. Aún cuando se manda un en la interfaz respecto a que el proceso está en ejecución, para el usuario pudiese llegar a ser un poco inquietante tener que esperar ese tiempo.

Lo anterior se ve compensado, pues todos los datos recabados durante el registro de las señales quedan organizados y listos para efectuarles cualquier tipo de análisis de manera ágil y rápida. En efecto la compensación a esta limitante se ve reflejado durante la ejecución de análisis estadísticos o gráficos, mismos que efectúa en menos de un minuto aplicando cualquier de los procesamientos disponibles. Es decir, una vez que se cuenta con el archivo .VNT, se pueden ejecutar análisis de diversos tipos de forma casi instantánea.

2.- Complejidad para agregar botones de interacción con el usuario

La versión 5.1 de LabVIEW no cuenta con una herramienta que permita la programación orientada a eventos, herramienta que sin embargo sí se encuentra en la Edición Profesional de LabVIEW 7.1. LabVIEW 5.1 trabaja de una forma procedural en la cual las instrucciones que ejecuta y el valor de parámetros que requiere para la ejecución corresponden a los valores que tienen los elementos del panel frontal.

Es por ello que para las interfaces fue necesario implementar diagramas de bloque que simularan la programación orientada a eventos. En consecuencia el número de botones de comando de los cuales se puede disponer para cada interfaz es limitado. Cada nuevo botón implica agregar un *case* anidado dentro de otro y así sucesivamente, incrementando exponencialmente el número de *case* necesarios para la interfaz. Sin embargo para *SiCPASPsi*, se han implementado el número de botones suficientes para el correcto funcionamiento de las interfaces. Por otro lado, la limitación en el número de botones permite al sistema ser más simple e intuitivo para el usuario.

3.- Ejecución continua de ciclos while

Como consecuencia también de que la versión de LabVIEW con la que se desarrolló la aplicación no está enfocada a la programación orientada a eventos, la simulación arriba planteada provoca que se consuma gran cantidad de recursos del microprocesador de PC-PSICOFIS. Esto se debe a que cada función de interfaz trabaja con un ciclo while, el cual termina cuando el botón con la leyenda de *SALIR* es oprimido. Mientras esto no ocurre el ciclo está ejecutándose una y otra vez de manera indefinida, aún cuando aparentemente no esté haciendo procesamiento alguno.

Esto no tiene impactos en la velocidad de trabajo cuando se utilizan las herramientas dentro del software (ni siquiera con el manejo de las gráficas que se despliegan); sin embargo cualquier otro programa o proceso que deba ejecutar PC-PSICOFIS sufrirá retrasos considerables en su ejecución pues el sistema operativo le da toda la prioridad de ejecución a *SiCPASPsi 1.1*, que como ya se explicó, se encuentra en ejecución continua.

4.- Dificultad para agregar señales fisiológicas

Para *SiCPASPsi 1.1* se han desarrollado un conjunto de herramientas de trabajo que se aplican a las cuatro señales biológicas adquiridas. Si se desea agregar una señal de

interés más a esta aplicación o si se desea utilizar respuestas fisiológicas con características diferentes a las que actualmente se trabajan, serán necesarias modificaciones en un gran número de subrutinas. Así mismo se requerirán modificaciones al sistema de archivos de *SiCPASPsi* y quizá incluso desde *Psicofisiológicas*.

Sin duda este es su punto más frágil en que respecta a las cuestiones de mantenimiento y reingeniería de la aplicación. A pesar de la flexibilidad que presenta *SiCPASPsi* en varios aspectos, y que incluso fue aprovechada en el desarrollo del mismo, modificar las características de las señales o aumentar el número de respuestas fisiológicas tendría fuertes impactos para la adecuación del programa. De cualquier forma, aún cuando la literatura especializada reporta para este tipo de estudios el análisis de algunas otras señales fisiológicas (como la respuesta respiratoria y la temperatura corporal), la mayoría de las investigaciones se apoyan sobre las respuestas fisiológicas aquí establecidas.

CAPÍTULO 6 :

CONCLUSIONES

Los objetivos planteados para el sistema de adquisición, procesamiento y análisis de las señales fueron alcanzados satisfactoriamente; incluso en algunos aspectos éstos fueron excedidos. Se planteó *"**proporcionar una herramienta de cómputo confiable y flexible para llevar a cabo investigaciones sobre las respuestas psicofisiológicas de estados emocionales en el ser humano**"*. Así mismo el objetivo general y los objetivos específicos definidos para el sistema de cómputo desarrollado, descritos en el capítulo 3, quedan cubiertos en su totalidad a través de *SiCPASPsi*.

SiCPASPsi es una aplicación de cómputo capaz de obtener la información que requiere el personal del Laboratorio de Psicofisiología y Neuropsicolgía para las investigaciones relacionadas con la psicofisiología de las emociones. Contiene interfaces sencillas que facilitan su uso entre profesionales de la Psicología y la Psicofisiología. De manera particular, todos los elementos del sistema han sido integrados adecuadamente para poder llevar a cabo la investigación sobre a la psicofisiología de las emociones morales.

La flexibilidad alcanzada por el sistema permitirá también elaborar investigaciones posteriores, utilizando estímulos diferentes a los actuales e incluso teniendo la posibilidad de aumentar o disminuir el número de éstos. La variedad en el tipo de procesamiento y análisis que brinda *SiCPASPsi*, su funcionalidad para seleccionar las ventanas de análisis, y la facilidad para manipular las gráficas son muestras de la gran capacidad que ofrece esta herramienta computacional. Además de ello, las pruebas aplicadas y descritas en el capítulo 5, garantizan el correcto funcionamiento a nivel de interfaz, pero sobre todo brindan un alto grado de confiabilidad en la obtención de resultados correctos y congruentes a partir de los datos existentes.

Las herramientas para ejecutar y reproducir análisis mediante gráficas, mismas que no estaban incluidas en la solicitud al inicio del proyecto, abren la posibilidad de encontrar nuevos hallazgos en este tipo de investigaciones científicas. Hasta el momento, los estudios científicos y la literatura especializada reportan sus resultados solamente a través de índices estadísticos. Adicionalmente, los alcances que hoy en día tiene *SiCPASPsi*, pueden extenderse aún más de forma relativamente sencilla; la estructura que tiene la programación del mismo permite una ágil reingeniería del mismo.

Para el desarrollo y culminación del presente trabajo ha sido indispensable alcanzar una adecuada comunión entre un conjunto de elementos académicos, técnicos y humanos. La columna vertebral del trabajo estuvo centrada en *SiCPASPsi*, la herramienta para procesamiento y análisis de las señales fisiológicas de interés. Sin embargo, para implantar un sistema que satisficiera las necesidades del personal del Laboratorio de Neuropsicología y Psicofisiología fue necesario acoplar componentes y conocimientos relacionados con la adquisición y procesamiento de señales, fisiología humana y psicofisiología de las emociones. Fue primordial la participación interdisciplinaria y el trabajo en equipo entre quienes colaboramos en la realización del sistema completo en cuestión.

De las experiencias obtenidas, se concluye que en el desarrollo de este tipo de proyectos es deseable la participación de profesionales que tengan la función de mediador entre las áreas de tecnología y las de ciencias biológicas y de la salud. Los conocimientos, objetivos y expectativas del personal de ambas ramas no siempre son convergentes. Las condiciones para la realización del presente trabajo promovieron la búsqueda de dicha convergencia entre los profesionales de estas dos áreas.

Fue así que mi participación requirió de indagar y profundizar en los fundamentos psicobiológicos de las emociones y en las técnicas de adquisición y análisis de las señales de interés en estudios de psicofisiología. Esto último se ve reflejado especialmente en el capítulo 2 del presente trabajo. De manera complementaria, el personal del Laboratorio se involucró directa e indirectamente en aspectos técnicos, fundamentos de electricidad e instrumentación, y procesamiento de señales.

Así mismo, fue necesario que ambas áreas ampliáramos nuestros conocimientos respecto a la naturaleza biológica de las respuestas fisiológicas de EMG, AED y Actividad Cardiaca en el ser humano. Definitivamente el desarrollo y éxito de este tipo de proyectos es directamente proporcional del nivel de interacción e involucramiento de ambas áreas del conocimiento.

Precisamente, uno de los puntos más complicado en el presente proyecto fue la unificación de términos especializados y convenciones. Conforme comprendía el significado de términos como activación, valencia, dominancia, línea base, espacio afectivo, épocas, ventanas, limpieza de registros, etc., también se aclaraba el entorno y el objetivo de las investigaciones en este campo. A partir de entonces se hizo más eficiente la búsqueda de nuevas referencias bibliográficas que permitieran visualizar más ampliamente las características de la investigación y lo que de ella se esperaba obtener.

De manera complementaria, conforme se establecía comunicación con el personal del Laboratorio utilizando términos como voltaje, resistencia, siemens-Mohs, Ohms, etc., se obtuvieron mayores avances en la solución de los problemas que surgieron durante el proyecto.

Adicionalmente se requirió asimilar y aceptar convenciones que, si bien no son del todo ciertas ingenieril y matemáticamente hablando, pueden ser válidas para ciertos entornos de trabajo. Un ejemplo de ello es la aseveración que "*la amplitud de la señal es inversamente proporcional a la frecuencia de la misma*", lo cual es una característica distintiva en las señales fisiológicas del ser humano. Con todo lo anterior, se concluye que cuando existe una comunicación sobre un mismo canal, se tienen mejores resultados para alcanzar objetivos.

Durante el desarrollo del presente proyecto se presentaron algunas desviaciones en los alcances del mismo. Como se indicó, las funcionalidades que habrían de implantarse para el programa cambiaron respecto a lo planteado al comienzo del proyecto, debido a lo que podríamos llamar "factores comerciales". Sin embargo, para no cambiar los objetivos a cubrir, se procedió a establecer las medidas correctivas necesarias.

Estas nuevas condiciones de trabajo, por un lado simplificaron la implementación final del software a desarrollar, ya que éste no incluiría las funcionalidades de adquisición de las señales. Pero a cambio de ello se debieron incrementar los esfuerzos en dos actividades en particular: la coordinación y la integración. Se alcanzaron los acuerdos y adecuaciones necesarias para que las aplicaciones y dispositivos desarrollados por cada uno de los profesionales implicados, estuviesen encaminados de forma convergente. Es decir en este punto del desarrollo, el trabajo en equipo y la coordinación de esfuerzos fueron factores primordiales a cuidar para el cumplimiento de los objetivos deseados.

Fue así que la desviación presentada permitió enriquecer la experiencia del proyecto ya que se trabajó en actividades tales como: diseño, coordinación, implantación, desarrollo, integración y liberación.

En relación con el manejo de las señales, se pudo experimentar la dualidad en la sencillez-complejidad para la adquisición-procesamiento de las mismas. La señal fisiológica que fue más sencilla de implementar para su detección y registro fue la de la actividad cardiaca; sin embargo también fue la más compleja en la programación para su procesamiento y análisis. Durante el proyecto, esta señal presentó el menor número de fallas para su adquisición, mostrando una regularidad satisfactoria en los registros. Al manejarse como una señal binaria (reflexión - no reflexión; pulso alto - pulso bajo; 0 - 1), parecería que esta misma facilidad se tendría para su procesamiento y análisis.

Sin embargo estas características obligaron a establecer todo un conjunto de consideraciones importantes para su procesamiento, almacenamiento y análisis. La gran mayoría de estas consideraciones no fueron sencillas de determinar y muchas de ellas surgieron después de exhaustivas revisiones al detectar resultados extraños generados durante la elaboración de *SiCPASPsi*. Incluso, tal como se mencionó en el capítulo 4, algunas de ellas requirieron ser planteadas y discutidas con el personal del Laboratorio para establecer convenciones respecto a su manejo. De todo esto se puede extrapolar que a

mayor facilidad de adquisición de una señal, su procesamiento y análisis requerirá mayor esfuerzo.

Finalmente en cuanto a la elaboración de sistemas de cómputo que requieran tener interacción directa con los usuarios finales, se obtuvo una conclusión contundente. En este tipo de proyectos existe una doble labor para el desarrollador:

1) Es indispensable que la aplicación sea visualmente atractiva y de fácil uso. Disponer de una interfaz colorida y con gráficas flexibles en su manipulación, genera una emoción positiva hacia la aplicación. El usuario final desconoce la simplicidad o dificultad que implique elaborar dicha interfaz, sin embargo su estado de satisfacción y confianza será considerablemente mayor si las pantallas son atractivas.

2) Se tiene el compromiso personal y profesional de crear aplicaciones que generen información congruente y certera. En general es poco probable que los usuarios identifiquen errores pequeños y medianos en los datos que genera un programa. Y debido a la relevancia que para el usuario tiene la interfaz de trabajo, en la mayoría de las ocasiones el desarrollador obtiene escaso reconocimiento al cumplimiento de este particular. Sin embargo esta situación no debe mermar el compromiso por procurar que los nuevos sistemas desarrollados proporcionen información fidedigna y confiable.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1.- Introducción a la Psicología, de Charles G. Morris
Prentice-Hall Hispanoamericana, S.A.
7ª Edición, 1992
Pp. 10-13

2.- Alteraciones Neuropsicológicas y Emocionales en el Transtorno Depresivo Mayor: efectos del tratamiento farmacológico en la recuperación de la memoria, de las funciones ejecutivas y del proceso emocional positivo, Gabriela Castillo Parra
Tesis Doctoral, Facultad de Psicología, UNAM
Septiembre 2005

3.- Revista Mexicana de Psicología
Volumen 19, Número 2
Pp. 167-176
Valencia, Activación y Tiempos de Reacción ante Estímulos Visuales con Contenido Emocional:
Un estudio en Población Mexicana,
Gabriela Castillo-Parra, Alfonso Iglesias de Jesús y Feggy Ostrosky Solís.
Diciembre 2002

4.- Fundamentos de Psicología Fisiológica, de Neil R. Carlson
Prentice-Hall Hispanoamericana, S.A.
3ª Edición, 1996
Pag. 18

5.- Journal of Psychophysiology
Number 3
Pp. 51-64
Affective judgment and psychophysiological response: dimensional covariation in the evaluation of pictorial stimuli.
Mark K. Greenwald, Edwin W. Cook III and Peter J. Lang
1989

6.- Medical Instrumentation, Application and Design, de John G. Webster
Houghton Mifflin Company
2nd Edition, 1992
Chapter 4: The Origin of Biopotencials
Pp. 169-172

7.- Handbook of Psychophysiology, de John T. Cacioppo, Louis G. Tassinary, Gary G. Bernston
Cambridge University Press
2nd. Edition, 2000
Pp. 163-190
(Figuras adaptadas al Español)

8.- Medical Instrumentation, Application and Design, de John G. Webster
Houghton Mifflin Company
2nd Edition, 1992
Chapter 6: Biopotencial Amplifiers
Pp. 288-289, 320-322, 331-332

9.- Handbook of Psychophysiology, de John T. Cacioppo, Louis G. Tassinary, Gary G. Bernston
Cambridge University Press
2nd. Edition, 2000
Pp. 200-219
(Figuras adaptadas al Español)

10.- Principios de Anatomía y Fisiología, de Gerard. J. Tortora y Nicholas P. Anagnostakos
Editorial Harla, México
6ª . Edición, 1993
Pp. 706-745

11.- Biomedical Signal Analysis, A Case-Study Approach, de Rangaraj M. Rangayyan
Wiley – Interscience – IEEE Press
2002
Pp. 18-22
(Figuras adaptadas al Español)

12.- Medical Instrumentation, Application and Design, de John G. Webster
Houghton Mifflin Company
2nd Edition, 1992
Chapter 8: Measuremente of flow and volume of blood
Pp. 450-452, 172-175
(Figuras adaptadas al Español)

13.- Biomedical Signal Analysis, A Case-study Approach, de Rangaraj M. Rangayyan
Wiley – Interscience – IEEE Press
2002
Pp. 49 – 52
(Figuras adaptadas al Español)

14.- LabVIEW Analysis Concepts Manual
National Instruments Corporate Headquarters
Abril 2003
Pp. 1-1 – 1-8
www.ni/com/latam
(Figuras adaptadas al Español)

15.- LabVIEW Analysis Concepts Manual
National Instruments Corporate Headquarters
Abril 2003
Pp. 4-1 – 4-13
www.ni/com/latam
(Figuras adaptadas al Español)

16.- BORES Signal Processing 2004, United Kingdom
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_ave.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_auto.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_locate.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_ident.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_conv.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_smooth.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_concor.htm
http://www.bores.com/courses/intro/time/2_even.htm
(Figuras adaptadas al Español)

17.- LabVIEW Analysis Concepts Manual
National Instruments Corporate Headquarters
Abril 2003
Pp. 2-1 – 2-20
www.ni/com/latam
(Figuras adaptadas al Español)

18.- LabVIEW Analysis Concepts Manual
National Instruments Corporate Headquarters
Abril 2003
Pp. 5-1 – 5-5
www.ni/com/latam
(Figuras adaptadas al Español)

19.- Psicofisiología de las Emociones Morales, de Alicia Elvira Vélez García
Anteproyecto de Tesis Doctoral, Unidad de Posgrado, Facultad de Psicología, UNAM
Pp. 20-22
2004

20.- Revista Española de Neuropsicología
Volumen 6, Número 1
Pp. 15-27
Valencia, activación, dominancia y contenido moral, ante estímulos visuales con contenido emocional y moral: un estudio en población mexicana,
Raquel Chayo-Dichy, Alicia Elvira Velez García, Nalley Arias García, Gabriela Castillo-Parra, Feggy Ostrosky-Solis
2004

21.- Microsoft Visual C++ 6. Aplicaciones para Win32, de Francisco Javier Cevallos
Alfraomega ra-ma
2ª . Edición, 2000
Pp. 3-7

22.- Matlab, The Language of Technical Computing – Getting Started with Matlab, Versión 5.
The Math Works, Inc
1997
Pp. 10-15

23.- Tutorial de LabVIEW, de Henry Antonio Roncancio y Héctor Cifuentes
Laboratorio de Electrónica de la Universidad Distrital "Francisco José de Caldas"
2001
Pp. 1-3

24-. LabVIEW User Manual
National Instruments Corporate Headquarters
Abril 2003
Pp. 1-1 – 1-4
www.ni/com/latam