



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA

T E S I S

**SISTEMA POLISONOGRÁFICO PARA
DETECCIÓN DEL ESTADO DE VIGILIA ALERTA
EN LOS CONDUCTORES DE
AUTOTRANSPORTES.**

PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRA EN INGENIERÍA

CAMPO DE CONOCIMIENTO-MECATRÓNICA

PRESENTA:

ING. LIVIER BAEZ RIVAS

TUTOR:

**DR. JESÚS MANUEL
DORADOR GONZÁLEZ**

MÉXICO, D.F.

ENERO 2012

JURADO ASIGNADO

PRESIDENTE: Dr. Alejandro Cuauhtémoc Ramírez Reivich

SECRETARIO: M.I. Serafín Castañeda Cedeño

VOCAL: Dr. Jesús Manuel Dorador González

1ER. SUPLENTE: M.I. Octavio Díaz Hernández

2DO. SUPLENTE: M.I. Fernando Macedo Chagolla

**LUGAR O LUGARES DONDE SE REALIZÓ LA
TESIS: Facultad de Ingeniería**

**TUTOR DE TESIS:
NOMBRE**

Dr. Jesús Manuel Dorador González

FIRMA

INDICE

INDICE	3
RESUMEN	4
ABSTRACT	4
OBJETIVO	5
OBJETIVOS PARTICULARES	5
ALCANCES	5
INTRODUCCIÓN	6
1 ANTECEDENTES	6
1.1 SISTEMAS PARA DETECCIÓN DEL SUEÑO EN CONDUCTORES DE AUTOTRANSPORTES	6
1.1.1 PROCESAMIENTO DE IMÁGENES	6
1.1.2 PARÁMETROS FISIOLÓGICOS	7
1.1.3 TÉCNICAS DE CONDUCCIÓN	9
2 MARCO TEÓRICO	11
2.1 BIOSEÑALES	11
2.2 FUNCIONES INTEGRADORAS DEL CEREBRO	12
2.3 SUEÑO	13
2.4 PRINCIPALES CAUSAS DE ACCIDENTES VEHICULARES	16
2.4.1 FACTORES HUMANOS	16
2.4.2 FACTORES VEHICULARES	17
2.4.3 FACTORES DE CONTEXTO	17
2.4.4 POSTUROGRAFÍA DEL CONDUCTOR DE AUTOTRANSPORTES	18
2.5 ACTIVIDAD CARDIACA	21
2.6 ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA	28
2.6.1 SISTEMA DE SENSADO, ACONDICIONAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA	28
2.7 TEMPERATURA CORPORAL	39
2.8 BIOMECÁNICA DEL OJO	40
2.8.1 NISTAGMO	47
3 METODOLOGÍA DE DISEÑO	50
4 DISEÑO CONCEPTUAL	52
5 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN	57
6 DISEÑO DE DETALLE	59
6.1 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA	59
6.1.1 GRUPO MUSCULAR	59
6.1.2 AQUISICIÓN DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA	59
6.1.3 PREAMPLIFICACIÓN Y AMPLIFICACIÓN	60
6.1.4 FILTRADO	61
6.1.5 RECTIFICADO Y PROMEDIO DE LA SEÑAL	63
6.2 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL CARDIACA	64
6.2.1 ZONA CON MAYOR VOLUMEN SANGUÍNEO	64
6.2.2 AQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA	64
6.2.3 PREAMPLIFICADOR	65
6.2.4 FILTRADO	65
6.2.5 COMPARADOR	66
6.2.6 IDENTIFICADOR DE PULSOS Y PROMEDIO DE LA SEÑAL Y CONTADO	68
6.3 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL TÉRMICA	70
6.3.1 ZONA CON TEMPERATURA MEDIA Y AQUISICIÓN	70
6.3.2 IDENTIFICADOR DE PULSOS Y PROMEDIO DE LA SEÑAL Y CONTADO	72
6.4 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA	73
6.5 INTEGRACIÓN DEL SISTEMA	73
7 PRUEBAS	76
8 CONVALIDACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS	80
9 RESULTADOS	83
10 CONCLUSIONES	85
11 TRABAJO A FUTURO	87
12 BIBLIOGRAFÍA	88
13 GLOSARIO	90
14 ANEXOS	94

RESUMEN

De acuerdo a la Secretaría de Comunicaciones y Transportes [1], el principal medio de movilización de carga y pasajeros en México, es el *autotransporte*, con 474 millones de toneladas y 3141 millones de pasajeros respectivamente. Se sabe que cada año, al menos 100,000 accidentes de automovilísticos y 1,550 muertes por accidentes de tráfico provocados por quedarse dormido al volante.

El conductor es el responsable jurídico de la técnica de conducción y del mantenimiento del automóvil, además es el individuo capaz de tomar decisiones y ejecutarlas, por lo tanto es el elemento a caracterizar a través de los estados fisiológicos (vigilia alerta, somnolencia y sueño)

En las clínicas del sueño [2] han desarrollado ciertas técnicas para la detección de las etapas de los estados fisiológicos, una de estas técnicas es la descrita en el manual de Retschaffen y Kales, que recomienda el registro del al menos tres medidas fisiológicas (polisonografías), las cuales son:

- a) Electromiograma (EMG), registro de la actividad eléctrica en los músculos.
- b) Electrooculograma (EOG), registro de la biomecánica ocular.
- c) Electrocardiograma (ECG), registro de actividad eléctrica producida por el músculo cardiaco.

La solución que plantea éste proyecto para evitar el gran número de accidentes provocados por fatiga, es la identificación del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransporte, mediante el procesamiento de polisonográfico.

ABSTRACT

According to the Ministry of Communications and Transport [1], the main means of moving cargo and passengers in Mexico, is the carrier, with 474 million tons and 3141 million passengers respectively. We know that every year at least 100,000 automobile accidents and 1,550 traffic fatalities caused by falling asleep at the wheel.

The driver is legally responsible for the driving technique and car maintenance, and is the individual capable of making decisions and executing them, so the element is characterized by physiological states (waking alertness, drowsiness and sleep).

Sleep clinics [2] have developed some techniques for the detection of the stages of physiological states, such a technique is described in the Retschaffenand Kales manual, who recommended the registration of at least three physiological measures (polysomnographs), which are:

- a) Electromyogram (EMG), recording of electrical activity in muscles.
- b) Electrooculogram (EOG), registration of ocular biomechanics.
- c) Electrocardiogram (ECG), recording of electrical activity produced by the heart muscle.

The solution proposed in this project to avoid the large number of accidents caused by driver's fatigue, is the identification of the alert waking state using polysomnographs processing.

OBJETIVO

Desarrollar un dispositivo de monitoreo polisonográfico, para la identificación de los niveles del estado de vigilia alerta, para conductores de autotransportes

OBJETIVOS PARTICULARES

Diseño de los sistemas de adquisición de señales.

- Señal mioeléctrica.
- Señal electrocardíaca.
- Señal de la temperatura corporal y ambiental
- Señal de movimiento involuntario del ojo (nistagmo).

Análisis de señales

- Filtrado
- Transformación
- Modelado
- Extracción y selección de características de las señales.

Reconocimiento de señales

Diseño, implementación y evaluación del sistema polisonográfico.

ALCANCES

Diseño de los sistemas de adquisición de señales.

- Señal mioeléctrica.
- Señal electrocardíaca.
- Señal térmica

Análisis de señales

- Filtrado
- Transformación
- Extracción y selección de características de las señales.

Reconocimiento de señales

Diseño, implementación y evaluación del sistema polisonográfico para identificación del estado de vigilia alerta.

INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Secretaría de Comunicaciones y Transportes [1], el principal medio de movilización de carga y pasajeros en México, es el *autotransporte*, con 474 millones de toneladas y 3141 millones de pasajeros respectivamente. Se sabe que cada año, al menos 100,000 accidentes automovilísticos y 1,550 muertes por accidentes de tráfico son provocados por quedarse dormido al volante.

En las clínicas del sueño [2] han desarrollado ciertas técnicas para la detección de las etapas de la actividad cerebral en el sueño, una de estas técnicas es la descrita en el manual de Retschaffen y Kales, que recomienda el registro del al menos tres medidas fisiológicas (polisonografías), las cuales son:

- a) Electromiograma (EMG), registro de la actividad eléctrica en los músculos.
- b) Electrooculograma (EOG), registro de la biomecánica ocular.
- c) Electrocardiograma (ECG), registro de actividad eléctrica producida por el músculo cardiaco.

La solución que plantea éste proyecto para evitar el gran número de accidentes provocados por fatiga, es la identificación del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransporte, mediante el procesamiento polisonográfico.

1 ANTECEDENTES

1.1 SISTEMAS PARA DETECCIÓN DEL SUEÑO EN CONDUCTORES DE AUTOTRANSPORTES.

Existen tres categorías principalmente en la metodología para la detección de la pérdida del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransporte: procesamiento de imágenes, basados en parámetros fisiológicos y pérdida de la técnica de conducción.

1.1.1 PROCESAMIENTO DE IMÁGENES.

Las metodologías basadas en las técnicas de procesamiento de imágenes, como promedio de la velocidad del cierre del párpado ocular, porcentaje de la apertura del ojo, aceleración en los movimientos de la cabeza del conductor, entre otros. Basados en el procesamiento de imágenes usan cámaras o sensores ópticos como transductores. Son sistemas que se encuentran intrínsecos en el automóvil y dependen totalmente de las características de éste, el procesamiento es básicamente digital y requieren de un procesador particular, tienen un tiempo de reacción ineficiente para la detección del fenómeno a sensar, dado que el tiempo de procesamiento se encuentra acotado a la cantidad de memoria del sistema, por ejemplo:

Un sistema en desarrollo desde el 2006, es la detección de fatiga basado en el procesamiento de la imagen de la apertura y cierre de los ojos, en el Centro de Desarrollo Tecnológico Sindelfingen de la empresa automovilística Mercedes-Benz en Alemania. Hasta el momento cuenta con 150 pruebas. El sistema se muestra en la figura 1.



Figura 1 Pruebas del Sistema de identificación de fatiga en los conductores desarrollado por la empresa Mercedes-Benz, basado en la apertura y cierre de los ojos [3].

El sistema que ocupa el procesamiento de imágenes para la detección de la pérdida del estado de vigilia en el conductor, es el desarrollado por la Universidad de California [4] enfocado en la integración de la detección de las expresiones faciales y el movimiento de la cabeza, con los movimientos de circulación del automóvil, tiene dos cámaras, una para la detección en el interior del automóvil y otra para el exterior. Este sistema no es adaptativo para el usuario, pero cuenta con una retroalimentación para el usuario por medio de la conexión a su teléfono celular. La principal problemática de este sistema es la clasificación de los datos, así como el reconocimiento de los patrones, dada la tendencia a ser un sistema robusto, la velocidad de procesamiento es lenta.

Otro sistema es el empleado por la Universidad Tecnológica de Delft en colaboración con la Universidad Tecnológica de Praga [5]. Los cuales recomiendan como primera técnica el monitoreo de los párpados integrado con un técnica secundaria de detección del electroencefalograma para sondear la actividad cerebral. El sistema clasifica la apertura de los párpados en tres rubros concatenándolos con la actividad cerebral arrojada por el electroencefalograma, definiendo un patrón de expresión del conductor. La Universidad de Delft no ha realizado pruebas en condiciones reales, ya que crearon una cabina de simulación con ambiente controlado para inducir a los sujetos de prueba al sueño.

1.1.2 PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

La segunda categoría para la detección de la pérdida del estado de vigilia, se refiere a la cuantificación de los cambios fisiológicos del conductor, como la variabilidad del ritmo cardiaco, tono muscular, frecuencia respiratoria, respuesta galvánica de la piel, periféricas de la temperatura y el electroencefalograma. En esta metodología la detección se basa en las características fisiológicas del conductor y requiere de un procesamiento adaptativo para cada individuo, sin embargo, ya calibrado, aumenta la precisión y no requiere de grandes cantidades de memoria. Tiene como ventaja el estudiar el comportamiento y reacciones del conductor en condiciones reales y poder controlar las variables internas para generar una mejor conducción desde el individuo y no dependa del automóvil que esté conduciendo.

SEÑAL MIOELÉCTRICA PARA LA DETECCIÓN DEL SUEÑO.

Okura y Kato en el 2005 analizaron los cambios cuantitativamente de la actividad de los músculos del cráneo y de las extremidades durante el estado de vigilia alerta, el sueño no REM (NREM) (no rapid eye movement: sin movimientos oculares rápidos) y el sueño REM (*rapid eye movement*: movimientos oculares rápidos), las evaluaciones cuantitativas se llevaron a cabo con el valor raíz cuadrática medio y el análisis espectral de la frecuencia; obteniendo una reducción significativa del 71.2% en la actividad muscular del cráneo y un 43% en los músculos de las extremidades durante el sueño REM, en el sueño NREM existe una disfunción

poco significativa con respecto a la del sueño REM, sin embargo continúa la proporción en mayor grado en los músculos craneales que las extremidades, esto sugiere que el mantenimiento de la actividad muscular en las extremidades debe de ser mínimo para preservar las funciones fisiológicas[6].

SEÑAL CARDIACA PARA LA DETECCIÓN DEL SUEÑO.

Dentro de los métodos para identificar la pérdida de conciencia o estado de vigilia se encuentra la cuantificación del ritmo cardiaco por medio del electrocardiograma.

Uno de los estudios que se utiliza para identificar la pérdida del estado de vigilia en general es el presentado por Yachua Pu y Robert Patterson del Biomedical Engineering Institute de la Universidad de Minnesota [7], los cuales han estudiado la pérdida del sueño pediátrica. Uno de los indicadores de la pérdida del sueño es la constante de la frecuencia cardiaca y el nivel de oxigenación relacionada con él.

Toshiyuki Matsuda y Masaaki Makikawa en el 2008 [8] afirman que una de las técnicas para poder detectar la pérdida de conciencia en los conductores de autotransportes es por medio de la disminución de la frecuencia cardiaca por medio de la obtención del electrocardiograma, ellos proponen que el lugar para colocar el electrodo debe de ser en el asiento y no en el volante del conductor debido a que en ésta zona se mantiene la señal constante y sólo se requiere de ropa que favorezca la conducción de la bioseñal. El sistema se muestra en la figura 2 y el arreglo del sensor en la figura 3.



Figura 2 Electrodo posicionado en el asiento del conductor. [8]

PLATAFORMAS INSTRUMENTADAS PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PARÁMETROS FISIOLÓGICOS EN LOS CONDUCTORES.

El sistema generado por el Politécnico de Milán [9], consiste en una simulación de la actividad de conducción vehicular, donde el sujeto de prueba es instrumentado para obtener los parámetros fisiológicos de electroencefalografía, electrocardiograma, la respuesta galvánica de la piel, la variabilidad del ritmo cardiaco y la frecuencia respiratoria. Obteniendo con ello una tasa de variación considerable en los parámetros fisiológicos de un conductor de los conductores, que pueden llevar a la detección de la pérdida del estado de vigilia.

Por otra parte se encuentra la plataforma para evaluar los estados emocionales los conductores de autotransportes, creada por el Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas y la Universidad de Lyon, Francia [10]; basada en la correlación de cinco señales bioeléctricas: electromiografía, ritmo cardiaco, actividad electrotérmica y electrocardiograma, como se muestra en la figura 4. La figura 5 muestra la interfaz de usuario para este sistema.

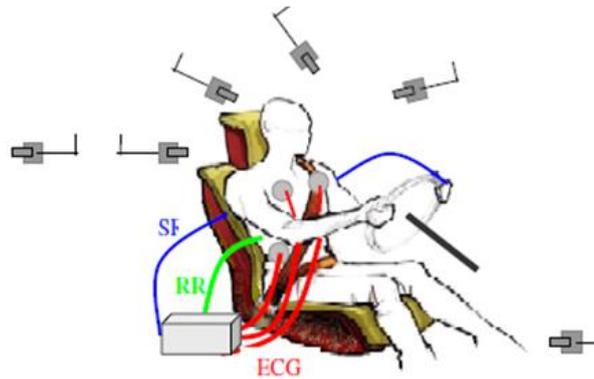


Figura 3 Plataforma instrumentada en la Universidad de Lyon Francia.

En el mismo tenor se encuentra la plataforma desarrollada por Yamakoshi y Tanaka en el 2004 [11] para obtener las variables fisiológicas en ambientes controlados y poder simular mediante una plataforma diversos estados psicológicos y fisiológicos en los conductores. El diagrama se muestra en la figura 6.

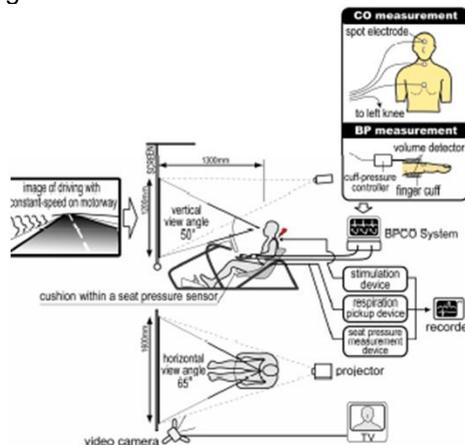


Figura 4 Plataforma de ambiente controlado para la detección de parámetros fisiológicos en los conductores por la Universidades de Hukui y Kanazawa de Japón.

Yamakoshi y Tanaka [12] en el 2008 incluyeron el estudio de la relación entre diferencial de temperatura corporal y las técnicas de conducción de los autotransportes. Encontraron que la simulación de la conducción monótona genera un descenso gradual de la temperatura en las extremidades, debido a la disminución de la frecuencia cardiaca, lo cual causa un estado de somnolencia en el conductor.

1.1.3 TÉCNICAS DE CONDUCCIÓN.

Otro de los métodos para la identificación del estado de vigilia es por medio de la técnica de conducción, que se basa en la identificación, por medio de algoritmos, de la pérdida de patrones de conducción. Por ejemplo si el conductor deja de acelerar sería un indicativo de la pérdida de vigilia, otro ejemplo es si se pierde la trayectoria en la forma de conducción. La desventaja de la técnica es que son sistemas empleados en modelos específicos de automóviles y dependen de sus características e instrumentación particular. En la figura 7 se muestra un ejemplo.

Uno de los centro de investigación de desarrollan sistemas para compensar los errores de juicio humano, es el de la empresa Honda [13], el cual desarrolló un sistema para identificar la trayectoria de conducción con respecto a elementos característicos como la línea de carril o peatones, como se muestra en la figura 8, 9 y 10. Se basa en la obtención de imágenes periféricas procesadas e identificadas, por medio de algoritmos adaptativos.

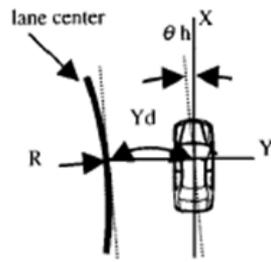


Figura 5 Fenómeno a sensor, cambio de carril arrebatando la línea de división.

2 MARCO TEÓRICO

2.1 BIOSEÑALES

Algunos sistemas del cuerpo tienen su propio sistema de control, estos sistemas transportan información útil acerca de las funciones que representan. Estas señales son los potenciales bio-eléctricos asociados con la conducción nerviosa, actividad cerebral, pulsaciones cardíacas y actividad muscular, entre otras. Los potenciales bioeléctricos son voltajes iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertos tipos de células [14].

POTENCIALES DE REPOSO Y DE ACCIÓN

Las células musculares o nerviosas, entre otras, tienen la capacidad de generar biopotenciales. Debido a que se encuentran recubiertas por una membrana semipermeable que le permite que algunas sustancias penetren a través de ella, mientras otras son mantenidas fuera de ella.

Alrededor de las células se encuentran los fluidos del cuerpo. Estos fluidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados, conocidos como iones. Los principales son sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloro (Cl^-). La membrana semipermeable permite fácilmente la entrada de los iones de cloro y potasio, pero bloquea a los iones de sodio. Puesto que los diversos iones buscan un balance entre el interior y el exterior de la célula, ambos de acuerdo a su concentración y carga eléctrica, la posibilidad del que tiene el sodio de penetrar en la membrana produce dos condiciones. Primera, la concentración de iones de sodio en el interior de la célula es mucho menor que el flujo intercelular del exterior. Como los iones de sodio son positivos, esto hace que el lado externo de la célula sea más positivo que el interno. Segunda, en un intento de balancear la carga eléctrica, iones adicionales de potasio, que también son positivos, entran en la célula, causando una mayor concentración de potasio en el interior con respecto al exterior. Este balance de cargas no puede alcanzarse, sin embargo, debido al desbalance en la concentración de iones de potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial de la membrana, negativa en el interior y positiva en el exterior.

Este potencial de la membrana es llamado potencial de reposo de la célula y es mantenido hasta algún disturbio que rompe el equilibrio. Como la medición del potencial de la membrana se realiza generalmente en el interior de la célula con respecto a los fluidos del cuerpo, el potencial de reposo es negativo, y tiene un valor entre -60mV y -100mV .

Cuando una sección de la membrana celular es excitada por el flujo de corriente iónica o por alguna forma de energía aplicada externamente, cambia sus características y permite la entrada de algunos iones de sodio, lo cual contribuye al flujo de corriente iónica que fomenta la reducción de la barrera de la membrana hacia el interior de la célula para intentar alcanzar el balance de los iones externos. Al mismo tiempo los iones de potasio, los cuales estaban en mayor concentración dentro de la célula durante el estado de reposo, intentan abandonarla pero no pueden moverse tan rápido de cómo los iones de sodio. Como resultado de ello, las células tienen potencial ligeramente positivo en el interior debido al balance de los iones de potasio. Este potencial es conocido como el potencial de acción y es aproximadamente de $+20\text{mV}$. Una célula que ha sido excitada (por ejemplo por el movimiento de una articulación en el músculo) despliega un potencial de acción se dice que esta despolarizada; el proceso de cambio de estado de reposo al potencial de acción se le llama despolarización.

Una vez que la carrera de los iones de sodio a través de la membrana celular ha cesado (se alcanza un nuevo estado de equilibrio), las corrientes iónicas que redujeron la barrera a los iones de sodio no existen más y la membrana regresa a su condición original de semipermeable.

PROPAGACIÓN DE LOS POTENCIALES DE ACCIÓN.

Cuando una célula es excitada y genera un potencial de acción, las corrientes iónicas empiezan a fluir. Este proceso puede excitar a las células vecinas o áreas adyacentes. En el caso de una célula nerviosa con una fibra larga, el potencial de acción se genera sobre un segmento muy pequeño de la fibra, pero es propagado en ambas direcciones desde el punto de excitación original.

POTENCIALES BIO-ELÉCTRICOS.

Para medir los potenciales bio-eléctricos se requiere un transductor capaz de convertir los potenciales y corrientes iónicas en potenciales y corrientes eléctricas. Tal transductor consiste de dos electrodos, los cuales miden la diferencia de potencial iónico entre sus respectivos puntos de aplicación.

Aunque la medición de potenciales de acción individuales pueden hacerse en algunos tipos de células. Tales mediciones son problemáticas porque requieren la colocación exacta de un electrodo en el interior de la célula. La forma más común de medir biopotenciales es el efecto combinado de un gran número de potenciales de acción conforme estos aparecen en la superficie del cuerpo, o en uno o más electrodos insertados en un músculo, nervio o alguna parte del cerebro.

El proceso exacto por el cual estos potenciales alcanzan la superficie del cuerpo es desconocido, sin embargo, es posible medirlos como patrones específicos de señales bioeléctricas que han sido estudiadas extensamente y pueden ser bien definidas.

2.2 FUNCIONES INTEGRADORAS DEL CEREBRO

Las funciones integradoras abarcan actividades cerebrales como el sueño y la vigilia, el aprendizaje y la memoria, así como las respuestas emocionales se ubican en el sistema límbico.

SUEÑO Y VIGILIA

Los seres humanos se duermen y se despiertan siguiendo un ciclo de 24 horas, llamado ritmo circadiano (circa-. De circa, alrededor y día de día), que es establecido por el núcleo supraquiasmático del hipotálamo. Una persona despierta se encuentra preparada para reaccionar conscientemente a diversos estímulos. Dichos estímulos pueden ser detectados por medio del electroencefalograma.

Las representaciones gráficas de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se llaman electroencefalograma, que se abrevia EEG.

Frecuencia: 0.1 a 100Hz

Tensión: 2 a 200µV

Las fases de la actividad cerebral están descritas como vigilia (alerta, media y pasiva), sueño y coma; dichas fases están descritas por ondas procedentes del córtex cerebral (reflejo de la actividad neuroquímica). Las ondas se clasifican de acuerdo a las frecuencias que se pueden registrar mediante un electroencefalograma, como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1 Clasificación de la actividad cerebral de acuerdo a su frecuencia reflejada en el electroencefalograma

RITMO	CLASIFICACION	FRECUENCIA	VOLTAJE	ESTADO MENTAL
GAMMA		35Hz	Por encima de los 200 µV	Estado de vigilia, equilibrio entre los hemisferios izquierdo y derecho, plenitud, armonía. Está muy localizado. Se asocian a respuestas cerebrales ante ejecuciones

				simultáneas, excitación emocional y ejecución imprevista.
BETA Recibe señales de los sentidos normales Vista($\pm 80\% < 9$, tacto, oído, olfato y gusto; predomina el hemisferio izquierdo)	BETA ALTA	18-35 Hz	De 180 μ V-200 μ V	Representa una actividad relativamente desincronizada o desordenada, eficacia pobre, carente de control.
	BETA MEDIA	15-18 Hz	De 165 μ V-185 μ V	Estado de alerta máxima, vigilante, miedo, es la situación normal cuando estamos despiertos, conduciendo, reacciones rápidas, organizadas para respuestas en serie.
	SMR BETA	12-15 Hz	De 150 μ V-170 μ V	Ritmos sensorio- motores (SMR), alerta controlada, control emocional.
ALFA. La mente subconsciente Intuitivo, no-verbal, sentimientos, predomina el hemisferio derecho	ALFA	8-12 Hz	20 μ V-200 μ V	Predomina en las regiones occipital y frontal. Atención pasiva, muy relajada. Pensamiento creativo. Ausencia de estrés, relajación, creatividad, percepción y meditación
THERA	THETA	4-7 Hz	50 μ V-100 μ V	Usualmente tiene una distribución regional aunque se puede dar en distintos lóbulos, en el occipital y el temporal. Relajación profunda. Estados de ensueño. Carente de tiempos secuenciales.
DELTA	DELTA	0.2-3 Hz	Por debajo de 50 μ V	No tiene un origen exacto y aparece en estados de inconsciencia. Sueño. Eficacia ejecutiva ausente

2.3 SUEÑO

Mediante la estimulación de la corteza cerebral se realiza lo denominado como Sistema Activador Reticular Ascendente (SARA) o Sistema Activador Reticular (SAR). Cuando esta área de encuentra activada, debido a múltiples impulsos sensoriales transmiten a las diferentes áreas corticales, directamente y a través del hipotálamo, como se muestra en la figura 11. El efecto final es el aumento generalizado de actividad cortical.

El **despertar** del sueño también incluye un aumento en la actividad del SARA, generado por la recepción de estímulos dolorosos, el tacto, la presión en la piel, el movimiento de los miembros, un haz de luz brillante, o incluso la alarma del despertado. Una vez ocurrido el despertar se presenta el estado siguiente, denominado vigilia o conciencia.

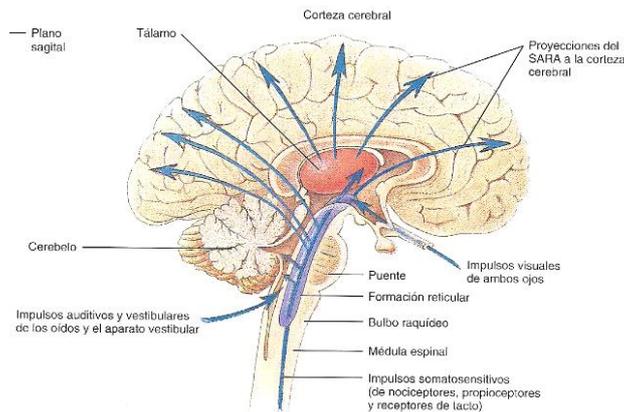


Figura 6 Propagación de los estímulos en el cerebro [14]

La somnolencia es un estado que precede del sueño, el individuo presenta características de fatiga, sin embargo aún no cierra los párpados.

El **sueño** es un estado reversible de alteración de la conciencia o de la pérdida de ésta, de la cual el propio individuo tiene la facultad de despertarse. A pesar de que es fundamental, las funciones exactas del sueño aún son desconocidas. El sueño normal presenta dos componente: sueño no REM (NREM) (no rapid eye movement: sin movimientos oculares rápidos) y el sueño REM (*rapid eye movement*: movimientos oculares rápidos). El sueño NREM se divide a su vez en cuatro estadios progresivos:

1. El estadio 1 es la transición entre la vigilia y el sueño, que dura habitualmente de 1 a 7 minutos. La persona está relajada con los ojos cerrados y tiene pensamientos evanescentes. Quienes son despertados durante esta fase, niegan haber estado durmiendo.
2. El estadio 2 ó sueño liviano es la primera etapa de sueño verdadero. En ella es un poco más difícil despertarse. Pueden experimentarse sueños fragmentados y producirse movimientos oculares lentos de rotación lateral.
3. El estadio 3 es un periodo de sueño moderadamente profundo. La temperatura corporal y la presión arterial disminuyen y es difícil despertar a la persona. Ocurre aproximadamente 20 minutos después de quedarse dormido.
4. El estadio 4 es el de sueño más profundo. A pesar de que el metabolismo cerebral disminuye significativamente y la temperatura corporal cae, la mayoría de los reflejos se mantienen y el tono muscular disminuye. En esta etapa puede ocurrir el sonambulismo.

Típicamente una persona pasa del estadio 1 al 4 del sueño NREM en menos de una hora. Durante un periodo de sueño de 7 u 8 horas, se presentan entre 3 y 5 episodios de sueño REM, durante los cuales los ojos se mueven rápidamente debajo de los párpados cerrados. La persona puede pasar en forma brusca por el estadio 2 y 3 antes de entrar en el sueño REM. El primer episodio de sueño REM se extiende durante unos 10 a 20 minutos. Luego, le sigue otro intervalo de sueño NREM.

Los episodios de sueño REM y NREM se alternan durante toda la noche. Los periodos RE, que aparecen aproximadamente cada 90 minutos, se prolongan de manera gradual hasta que el último dura unos 50 minutos. En los adultos, el sueño REM suma un total de 90 a 120 minutos durante un periodo típico de sueño. A medida que la persona envejece, la duración total promedio del sueño disminuye, así como la proporción del sueño REM. Casi el 50% del tiempo que un lactante duerme correspondiente al sueño REM, en contraste con el 35% de un niño de 2 años y el 25% en los adultos. Se cree que el porcentaje alto del sueño REM en los lactantes y los niños es importante para el desarrollo cerebral. La actividad neuronal es muy intensa durante el sueño REM, ya que el flujo sanguíneo cerebral y el consumo de oxígeno son mayores durante esta fase del sueño que en el curso de la actividad física o mental intensa al estar despierto.

El sueño REM y NREM son mediados por diferentes partes del encéfalo. Las neuronas del área preóptica del hipotálamo, el prosencéfalo basal y el bulbo raquídeo gobiernan el sueño NREM, mientras que las neuronas del puente y el mesencéfalo son las encargadas de comenzar y terminar el sueño REM [15].

La privación del sueño deteriora la capacidad de atención, el aprendizaje y el grado de desempeño [16]. La compleja naturaleza de la privación del sueño se muestra en la siguiente figura, que ofrece datos procedentes de estudios en laboratorio sobre los efectos de tres días de privación de sueño (Fröberg 1985).

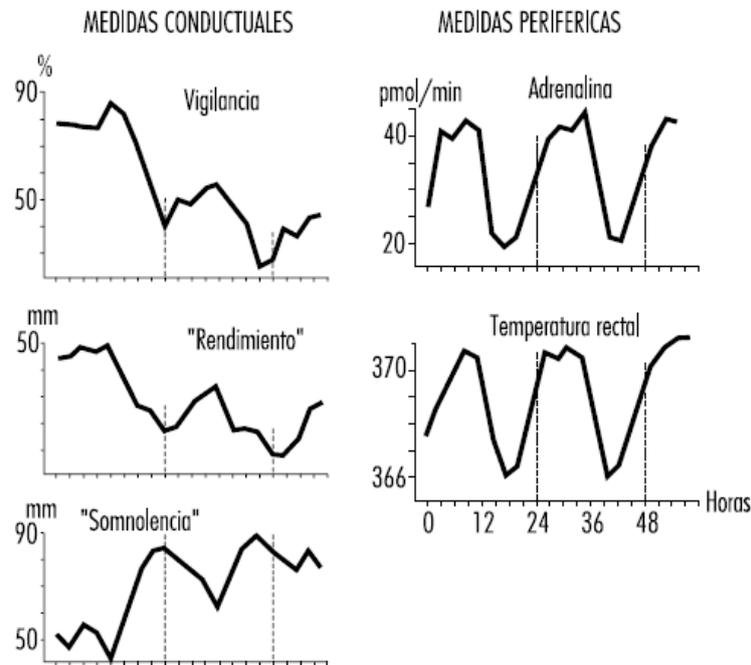


Figura 7 Rendimiento, valoración del sueño y variables fisiológicas en un grupo de personas sometidas durante dos noches a la privación del sueño. Fröberg 1985

Los datos muestran tres cambios básicos, resultantes de la privación prolongada de sueño:

1. Hay una tendencia general a una disminución del rendimiento objetivo y de la valoración subjetiva de la eficacia del rendimiento.
2. Este declive cíclico está relacionado con la hora del día y se corresponde con las variables fisiológicas que tienen un ciclo circadiano. El rendimiento es mayor en la fase normal de actividad en la que, por ejemplo, la secreción de adrenalina y la temperatura del cuerpo son más altas, frente a los períodos destinados normalmente al sueño nocturno, que es cuando los valores fisiológicos son más bajos.
3. La autovaloración de la falta de sueño aumenta con el tiempo de privación continuada de sueño, con un claro componente cíclico asociado con el momento del día.

El hecho de que los efectos de la privación del sueño estén relacionados con los ritmos fisiológicos circadianos nos ayuda a comprender lo complejo de su naturaleza (Folkard y Akerstedt 1992). Estos efectos deberían considerarse como el resultado de un desfase del ciclo sueño-vigilia en la vida cotidiana. Los efectos del trabajo continuado o de la privación de sueño no sólo reducen la capacidad para mantenerse alerta, sino que también disminuyen el rendimiento, aumentan la probabilidad de quedarse dormido, reducen el bienestar y la moral y merman la seguridad [16, 17 y 18].

2.4 PRINCIPALES CAUSAS DE ACCIDENTES VEHICULARES

De acuerdo al Automotive Engineering Department of Tsinghua University, en China, en su trabajo "The análisis on the Human-Vehicle-Road Caharacteristics of Vehicle Rear – and Impact Accident" publicado por IEEE en Intelligent Vehicles Symposium en el 2005 [22], los principales factores que causan accidentes automovilísticos son: el medio ambiente o contexto, vehiculares como fallas mecánicas y errores de los conductores. Dentro de los factores de los errores humanos están la conducción imprudente como cambiar de ruta, freno rezagado, conducir en estado de ebriedad o el uso de celular, y el cansancio que va desde la falta de atención hasta la presencia de microsueños.

En México de acuerdo al Centro Nacional para la Prevención de Accidentes (CENAPRA-2007)-INEGI, la primera causa de colisiones de un total de accidentes automovilísticos, son acciones atribuidas al conductor, en 1997, se representaron el 95% de un total de accidentes viales, en el 2003 disminuyó a un 66% y en el 2007 aumenta al 79%, como se muestra en la siguiente gráfica [20].

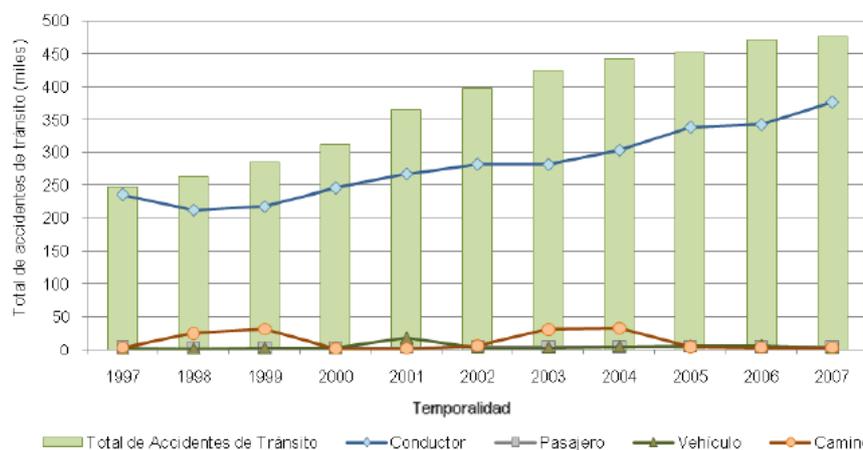


Figura 8 Principales causas de accidentes de tránsito en México, 1997- 2007, INEGI-2009

2.4.1 FACTORES HUMANOS

Los factores humanos son la causa del 56% de los accidentes vehiculares, por ende es el factor de mayor interés para prevenir.

Dentro del factor humano, el 85% de los accidentes suceden cuando el conductor se encuentra sin compañía. Los Hombres son el sexo con el 96% de los accidentes.

La distribución de la edad del conductor se muestra en la siguiente figura

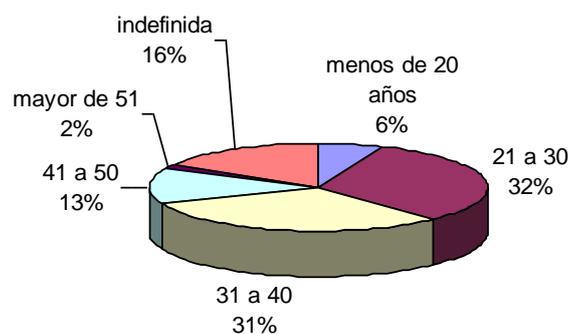


Figura 9 Distribución de accidentes por edad de los conductores. Universidad de Tsinghua, 2005

Destacando que el intervalo con mayor probabilidad de existentes es de los 20 a 40 años, especialmente de 21 a 30 años [20].

El impacto en los automóviles se registra preponderantemente en la zona frontal con un 42%, en la parte frontal derecha con 32% y en la frontal izquierda con 25%, principal indicativo de la pérdida de conciencia o vigilia en los conductores[21].

La hora en que sucede la mayor cantidad de accidentes es de 1am a 6am, específicamente de 4am a 6 am. El horario con menos accidentes vehiculares son de las 10am a las 8 pm.

2.4.2 FACTORES VEHICULARES

Los factores vehiculares contribuyen con el 22% de los accidentes de tránsito, sin embargo también son generados indirectamente por el humano, debido a la falta de mantenimiento periódico [19]. Las principales limitantes vehiculares son:

Tipo de vehículo.

En la figura 10 se presenta la tabla comparativa del tipo de automóvil con el número de accidentes y porcentaje:

TIPO DE VEHICULO	NÚMERO DE ACCIDENTES	PORCENTAJE
Vehículo- Furgoneta	2	1.70%
Minibús- camión pesado	2	1.70%
Minibús- otros	2	1.70%
Vehículo- Otros	3	2.50%
Furgoneta ligera-furgoneta ligera	3	2.50%
Furgoneta ligera- vehículo	3	2.50%
Minibús- furgoneta ligera	3	2.50%
Minibús-furgoneta ligera	4	3%
Autobús-otros	4	3%
Camión pesado- Vehículo	5	4%
Camión pesado- otros	6	5%
otros	6	5%
Vehículo- vehículo	7	6%
Furgoneta ligera-camión pesado	11	9%
Camión pesado- camión pesado	26	22%
Vehículo- camión pesado	33	28%
Total	120	100%

Figura 10 Distribución de vehículos por número de accidentes mensual.

Destacando que los camiones pesados tanto en vehículo como en carga son los más propensos a tener accidentes por la reincidencia.

La incidencia de accidentes a altas velocidades indica que el 43% de éstos se generan a velocidades mayores a 70 km/h en autopistas, en el caso avenidas o carreteras representa el 32% y la velocidad se encuentra entre los 40 y 80 km/h [20].

2.4.3 FACTORES DE CONTEXTO

Son los provocados por el ambiente. Se tienen pocas posibilidades de controlarlos, ya que son poco predecibles y cuantificables. Entre estos factores se encuentran tormentas, nevadas, tornados y la poca luminosidad de la carretera o en sitios de estacionamiento.

Un elemento causante de accidentes, que ocupa el 11% de ellos, son las vías de transporte, se tiene un mayor número de accidentes en autopistas y carreteras que en avenidas, vías o caminos.

Los recorridos también son un factor contextual que influye en un accidente, recorridos cortos con menos de 3 horas de trayectoria ocupa el 15% (no implica el tráfico), recorridos de 3 a 6 horas indican el 23% de los casos de accidentes, trayectorias extenuantes mayores a 12 horas indican el 56%. Se ha comprobado que la mayoría de los accidentes ocurren cuando el conductor tiene más de 10 horas continuas de ejecutar su tarea.

De acuerdo al INEGI-2009 los diez estados con mayor frecuencia de accidentes automovilísticos son Nuevo León, Chihuahua, Jalisco, Tamaulipas, Guanajuato, Baja California Sur, Estado de México, Coahuila, Sonora y Distrito Federal, los meses en que se presentan mayor incidencia de colisiones son Diciembre, Septiembre y Marzo, como se muestra en las siguientes gráficas [20]:

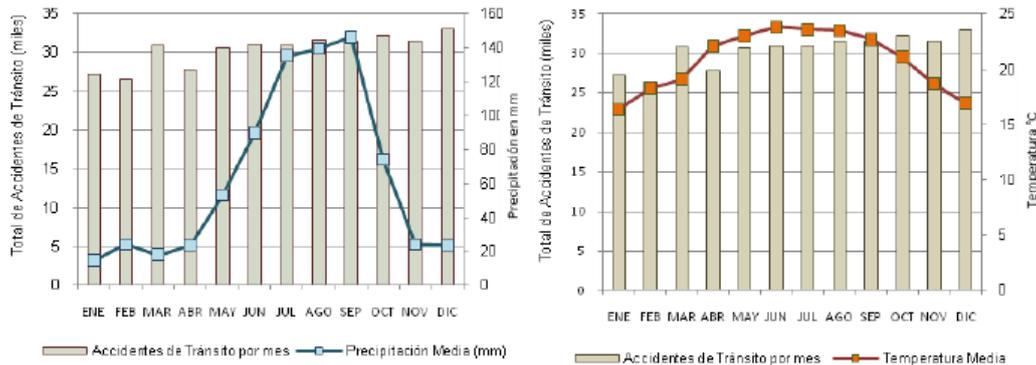


Figura 11 Evolución de los accidentes de tránsito por mes, en comparación de la precipitación media y la temperatura media en México INEGI-2009.

2.4.4 POSTUROGRAFÍA DEL CONDUCTOR DE AUTOTRANSPORTES

De acuerdo a la Reglamento de Tránsito del Distrito Federal , un *conductor es la persona que lleva a cabo la conducción de un vehículo* y que por la Ley de Transporte y Vialidad debe de portar el permiso o licencia de conducir, característica que lo hace el responsable jurídico tanto el vehículo como de la técnica, y está en su voluntad el ajustar o no su comportamiento a la mejor ejecución de estos.

La conducción *es la acción de dirigir un vehículo automotor a través de una vía*, labor que se clasifica como alta precisión, ya que requiere de la rápida toma de decisiones, en función del contexto, basados en normas, reglamentos y leyes; para la ejecución de movimientos coordinados con el objetivo de transmitir las indicaciones a un sistema automotor independiente.

Debe tomarse en consideración que en la conducción intervienen los procesos de:

- Percepción: vista, oído, tacto y olfato.
- Intelección: procesamiento de lo percibido con los conocimientos, experiencias y aprendizaje.
- Volición: como resultado del proceso de intelección, debe tomarse una acción, que corresponde a la voluntad del individuo o conductor.

Es por ello que para la conducción de vehículos, se requieren condiciones óptimas físicas y mentales en los operarios.

La conducción se realiza dentro de una cabina o espacio físico determinado, donde interactúan el conductor principalmente con: el volante para gobernar la dirección, los pedales para comandar la velocidad, un panel para la visualización estéreo espacial (parabrisas, tablero de indicadores, espejos retrovisores, etc.), asiento para la comodidad, facilidad de manipulación (espacio y alcance) y visibilidad; en algunos casos, también interactúa con una o varias

palancas de velocidades y con el cinturón de seguridad, como se muestra en la siguiente figura.



En el departamento de ergonomía y diseño de La Universidad de Lund en el artículo “Preferred car driving posture using 3-D information”, publicado en el International Journal Vehicle Design, Vol 42,2006 [22]. Presenta en función de la recomendación J1100-2002 de la Society of Automotive Engineers (SAE) la posturografía (medida de la posición) usada por los conductores de automóviles basada en la antropometría (17 hombre y 21 mujeres) y de la posición relativa del asiento, dando como resultado los intervalos mínimos y máximos de posición de los arcos forman las articulaciones de: muñeca [0.4°, 24°], codo[-65°,--39°], hombro[51°,69°], cuello[7.8°,17.3°],torso[3.5°,8.9°], cadera[75.3°,87.9°], rodilla [51°,61.2°] y tobillo[2.6°,9.6°]. Como se muestran en la siguiente figura.

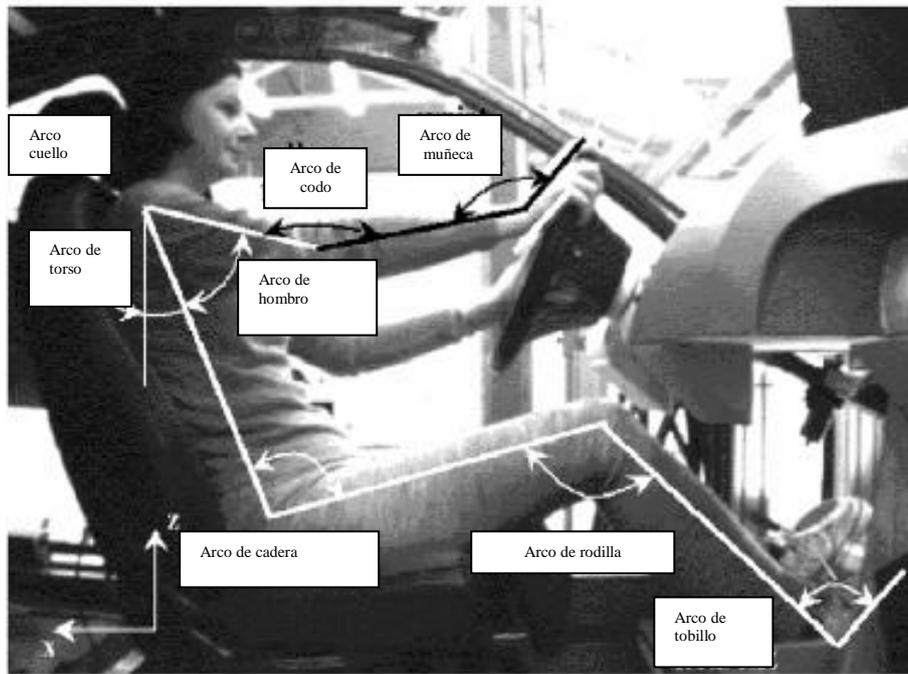


Figura 12 Posturografía del conductor de vehículos, en la antropometría y posición relativa del asiento, dan como resultado siete arcos articulares, propuesta por la Universidad de Lund, 2006

Las articulaciones que tienen un intervalo de movimiento mayor a 15° son: el hombro derecho e izquierdo, clavícula simétrica, codo derecho e izquierdo y muñeca derecha, indicando que las extremidades superiores (específicamente la derecha), son las que tienen el mayor movimiento en la conducción de automóviles. Como se muestra en la tabla:

Tabla 2 Postura observada en la conducción de vehículos, en un modelo de 3D, Universidad de Lund, 2006.

Articulación	αx				αy				αz			
	Min	Media	Máximo	Movimiento	Min	Media	Máximo	Movimiento	Min	Media	Máximo	Movimiento
Conjunto	25	50	75	50	25	50	75	50	25	50	75	50
Cabeza	0	0	0	0	0	0	0	0	-11.3	-5.9	-0.4	10.9
Cervical	0	0	0	0	0	0	0	0	-7.2	-0.6	4.9	12.1
Cérvico-torácica	0	0	0	0	0	0	0	0	7.8	12	17.3	9.5
Tórax	0	0	0	0	0	0	0	0	5.2	9	15.4	10.2
Tórax-lumbar	0	0	0	0	0	0	0	0	3.5	6.2	8.9	5.4
Lumbar	0	0	0	0	0	0	0	0	-1.5	2.6	5.8	7.3
Lumbar-sacro	-	-	-	-	0	0	0	0	-4.3	-0.7	2.6	6.9
Del ángulo del respaldc	-	-	-	-	-	-	-	-	24.3	27.8	30.2	5.9
Cadera, simétrica	4.3	9.2	12.1	7.8	-	-	-	0	-	-	-	0
Cadera, a la izquierda	-	-	-	-	6.8	9.7	13.3	6.5	75.3	81.2	87.9	12.6
La cadera, la derecha	-	-	-	-	1.9	3.9	7	5.1	73	77.5	86.3	13.3
Rodilla, simétrica	4.6	9.5	12.1	7.5	51.5	55	61.2	9.7	-	-	-	-
Tobillo, simétrica	0	0	0	0	-	-	-	-	2.6	6.4	9.3	6.7
hombro, simétrico	37.2	48.2	57	19.8	15.2	21.5	34.3	19.1	-	-	-	0
Hombro, a la izquierda	-	-	-	-	-	-	-	-	41.6	51	64.5	22.9
Hombro, a la derecha	-	-	-	-	-	-	-	-	51	61	69.8	18.8
clavícula, simétrica	0.1	3.5	9.7	9.6	3.2	5	76	72.8	12.6	19.5	22.8	10.2
Codo, simétrica	0	2.8	13.4	13.4	-	-	-	-	-	-	-	-
Codo, a la izquierda	-	-	-	-	-65	-51.1	-39.5	25.5	-	-	-	-
Codo, a la derecha	-	-	-	-	-53.6	-41.7	-34.3	19.3	-	-	-	-
Muñeca, simétrica	-	-	-	-	-	-	-	0	5	9	12.5	7.5
La muñeca, a la izquier	-	-	-	-	0.1	4.5	11.5	11.4	-	-	-	-
La muñeca, a la derech	-	-	-	-	0.4	14.3	24	23.6	-	-	-	-

Debido que la conducción se realiza en un asiento y como se aprecia en la Tabla 2, las extremidades inferiores, el tórax, abdomen y cuello tienen poca movilidad, generando una fuerza normal debido al peso del conductor sobre los glúteos y a su vez en los isquiones, provocando con ello una fuerte presión en el nervio ciático y en las venas (figura16). Acción que provoca que aproximadamente cada 20 minutos el conductor esté cambiando de posición, para redistribuir la presión [23].

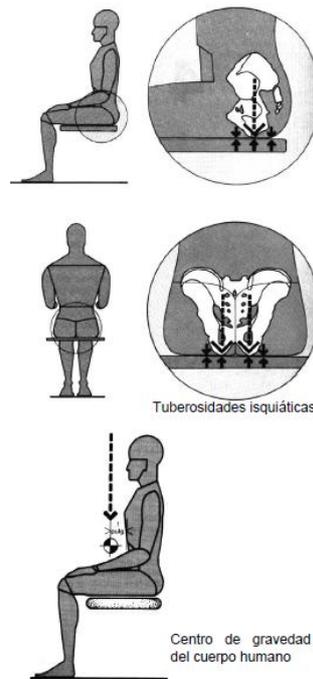


Figura 13 Efecto de la fuerza normal del peso de un individuo sentado sobre los glúteos e isquiones.

2.5 ACTIVIDAD CARDIACA

EL CORAZÓN

El aparato circulatorio está compuesto por la sangre, el corazón y los vasos sanguíneos; la sangre debe de ser constantemente bombeada a través de los vasos sanguíneos de manera tal que pueda alcanzar las células del organismo e intercambiar sustancias con ellas. Para lograr esto, el corazón late aproximadamente 100000 veces cada día, lo que suma un total de 35 millones de latidos anuales, incluso cuando dormimos nuestro corazón bombea 30 veces su propio peso por minuto (5 L).

El corazón es un órgano relativamente pequeño mide alrededor de 12 cm de largo, 9 cm de ancho y 6 cm de espesor con un peso promedio de 6 cm de 250 g en mujeres adultas y 300g en hombres adultos. El corazón descansa sobre el diafragma y entre los pulmones, posición que le facilita la oxigenación de la sangre.

El corazón tiene cuatro cámaras que le permiten efectuar el bombeo y la extracción de la sangre. Las dos cámaras superiores denominadas aurículas (derecha e izquierda) y dos inferiores los ventrículos (derecha e izquierda).

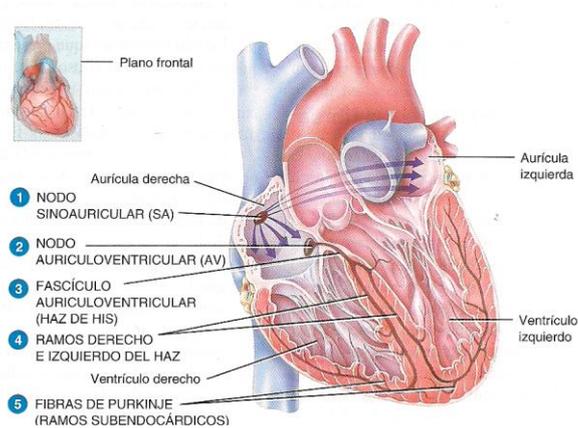


Figura 14 Vista frontal del corazón con sus dos aurículas y ventrículos

CICLO CARDIACO.

El ciclo cardiaco incluye todos los fenómenos asociados con un latido cardiaco. En cada ciclo cardiaco, las aurículas y ventrículos se contraen y se relajan alternativamente, trasladando la sangre desde un área de menor presión hacia la parte de mayor presión. A medida que una cámara se contrae, la presión de la sangre que contiene aumenta. El ciclo cardiaco dura aproximadamente 0.8 s y se desarrolla en cuatro pasos: la sístole (contracción) auricular, sístole ventricular, diástole (relajación) auricular y diástole ventricular. En la figura 14 se muestran las etapas del ciclo relacionadas con lo que aparece en un electrocardiograma.

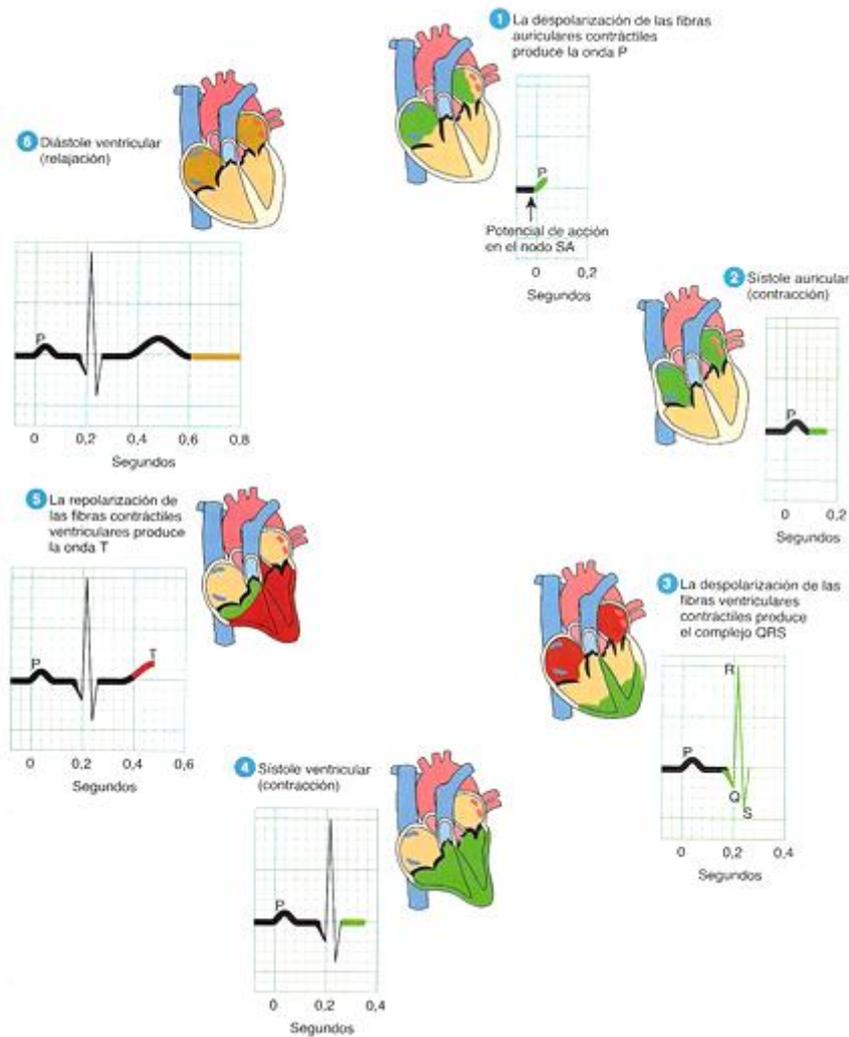


Figura 15 Ciclo cardíaco relacionado con el electrocardiograma.

GASTO CARDIACO.

A pesar de que el corazón tiene fibras automáticas que le permiten latir independientemente, su función está regulada por los fenómenos que se producen en todo el organismo. Todas las células del organismo deben de recibir sangre oxigenada para mantenerse vivas. Cuando las células están metabólicamente activas, como en la actividad física, captan mayores cantidades de oxígeno en la sangre. Durante los periodos de reposo, las demandas metabólicas se reducen y la carga de trabajo del corazón disminuye.

El gasto cardíaco (GC) o volumen minuto (VM) es el volumen de sangre inyectado por el ventrículo izquierdo (o derecho) y es igual al producto de volumen sistólico (VS), que es el volumen de sangre eyectado por el ventrículo durante cada contracción, y la frecuencia cardíaca (FC), el número de latidos por minuto.

$$GC(mL/min) = VS(mL/lat) \times FC(lpm)$$

Un hombre adulto promedio, en reposo, el volumen sistólico es aproximadamente 70 mL/lat y la frecuencia cardíaca es de 75 lpm. Por lo tanto, el volumen es

$$\begin{aligned}
 GC(mL/min) &= 70(mL/lat) \times 75(lpm) \\
 &= 5250mL/min \\
 &= 5.25L/min
 \end{aligned}$$

A diferencia del estado de reposo, que el volumen sistólico disminuye aproximadamente $\frac{1}{3}$ y la frecuencia cardiaca disminuye por la mitad 32.5 lpm. De tal forma que el gasto cardiaco es de:

$$\begin{aligned}
 GC(mL/min) &= \frac{70}{3}(mL/lat) \times \frac{75}{2}(lpm) \\
 &= 1526mL/min \\
 &= 1.526L/min
 \end{aligned}$$

Sin embargo dado que el gasto cae, los individuos promedios tienen una reserva de 4 o 5 veces su gasto cardiaco, que los mantiene vivos en los momentos de reposo como el sueño.

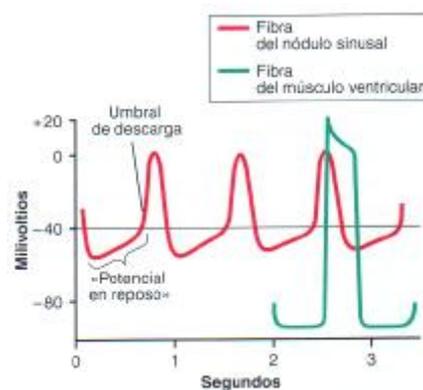


Figura 16 Descarga rítmica del nódulo sinusal en actividad de vigilia.

SISTEMA SANGUÍNEO

Una vez expulsada la sangre del corazón es transportada a través de los vasos sanguíneos por todo el cuerpo para la homeostasis de otros sistemas (intercambio de oxígeno, nutrientes y hormonas).

Los cinco tipos principales de vasos sanguíneos son las arterias que son las encargadas de llevar la sangre desde el corazón hasta las arteriolas que son la ramificación de las arterias en mediano calibre, a su vez se subdivide en capilares (con calibre similar a un cabello) son los encargados de interactuar directamente con el tejido ya que forman grupos capilares los cuales se convierten en vénulas y que tienen como función extraer la sangre con toxinas juntándola en vasos denominados venas que son las encargadas de regresar la sangre al corazón.

DISTRIBUCIÓN SANGUÍNEA

En reposo la mayor parte del volumen sanguíneo – aproximadamente el 64%- se encuentra en las venas y vénulas. Las arterias y arteriolas sistémicas contienen alrededor del 13% del volumen sanguíneo, los capilares el 7% y el corazón alrededor del 7%. Como las venas y vénulas contienen un gran porcentaje del volumen sanguíneo funcionan como reservorios de sangre, los principales reservorios de sangre se encuentran en los órganos abdominales y las venas de la piel. Por lo tanto en la técnica de reflexión sanguínea, es posible cuantificar la diferencia del reservorio que es constante con respecto a la sangre disipada cada 0.8 s.

DISTRIBUCIÓN SANGUÍNEA PARA LA MANO

La aorta es la arteria más grande del organismo con un diámetro de 2 a 3 cm, sus cuatro principales divisiones son aorta ascendente, cayado aórtico, aorta torácica y aorta abdominal.

La distribución sanguínea para la mano se muestra en la figura 15. Para llegar del corazón al brazo es por medio del cayado aórtico, la cual irriga a las arterias subclavia derecha (para el brazo derecho) y la arteria subclavia izquierda (para el brazo izquierdo).

La subclavia continua en la arteriolo denominada axilar (derecha o izquierda), a nivel de las arteriolas se ramifica a la braquial (derecha o izquierda) ubicada en el brazo; en este punto se convierte en una arteriolo bidireccional que puede ir por el radio o el cúbito. Se convierte en capilares denominados arco palmar superficial y profundo, formando los grupos capilares distal palmar común y por último el grupo capilar distal palmar propia de cada dedo. Teniendo en el capilar distal palmar propio del dedo una reserva considerable para cuantificarse por diversos métodos.

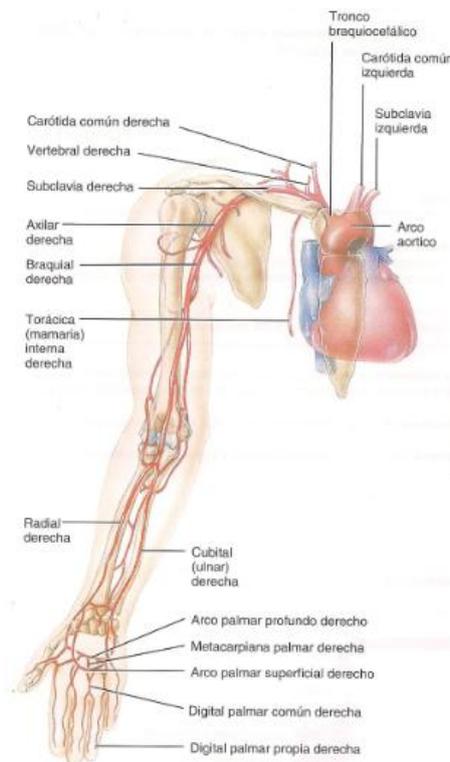


Figura 17 Distribución sanguínea desde el corazón hasta los dedos de la mano

FONOCADIOGRAMA

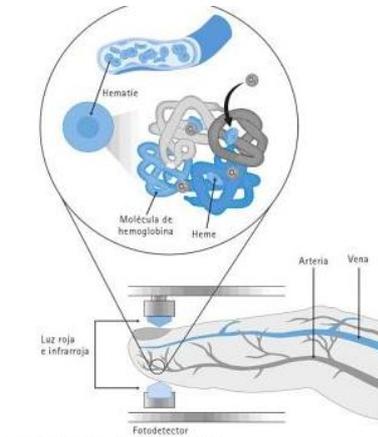
Técnica utilizada para detectar los sonidos producidos por el ciclo cardiaco, sirve para obtener la frecuencia cardiaca y la presión arterial. Se obtiene por la presencia de 4 sonidos característicos que indican la fase en la que se encuentra el ciclo y se presenta cada 25 a 50 ms a una frecuencia de 100 Hz. Se requiere solo de un micrófono para amplificar el sonido, el estetoscopio es el instrumento por excelencia para aplicar la técnica de fonocardiaca.

PIEZOELÉCTRICO.

Dado que los latidos del corazón generan micro movimientos en todo el cuerpo, pueden ser sensados mediante un material piezoeléctrico, el material piezoeléctrico tiene una alta impedancia, su sensibilidad permite discernir entre la diástole y la sístole del corazón sin embargo no puede estar en sitios mayores de a 80° C, además de requerir una superficie estable para el correcto funcionamiento.

FOTOMETRÍA Y COLORIMETRÍA

Una de las técnicas típicas de la detección del pulso cardiaco es la fotometría de la densidad sanguínea, que es la medición de la transmisión de la luz a través del tejido o la reflexión de la luz provocada por los capilares.



La técnica fue introducida por Nicolai (1932) donde detectó la reflexión de una luz en las palmas de la mano de las madres, Metthes y Gross (1939) miden la transmisión de un emisor de luz roja y un detector infrarrojo en el dedo humano. Squire (1940) mide la reflexión de la luz roja a través de la membrana ubicada entre el dedo pulgar y el índice, mediante el filtrado de señales proporcionadas de fototubos (fotorreceptores). En 1942 Millikan mezcla la técnica con una minicámara de despresurización en el lóbulo de la oreja, obteniendo una señal al 95% de precisión incluso tiene la posibilidad de percibir que existe una relación entre la reflexión de la luz y la cantidad del oxígeno en la sangre [16].

Fue hasta 1980 que Yoshiya desarrolla un método para identificar la saturación de oxígeno en cada pulso cardiaco, por medio de la instrumentación de la yema del dedo índice. Con esta técnica la absorción del rojo (650 nm) y el infrarrojo (805nm) en la medición de la yema del dedo, Como se muestra en la figura 18.

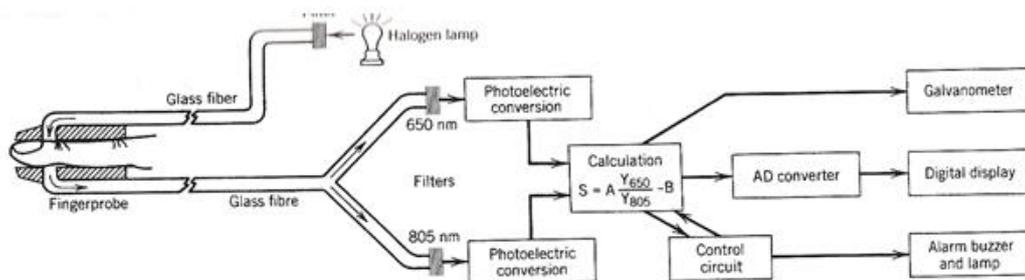


Figura 18 a) Propuesta desarrollada por Yoshiya en 1980 b) esquema de incidencia de luz

Pueden usarse diversos transductores, sin embargo difieren los voltajes de salida, por ejemplo puede usarse un tubo de gas o fototubos, elementos semiconductores como fotodiodos o fototransistores o celdas fotoconductoras, como se muestra en la figura 19.

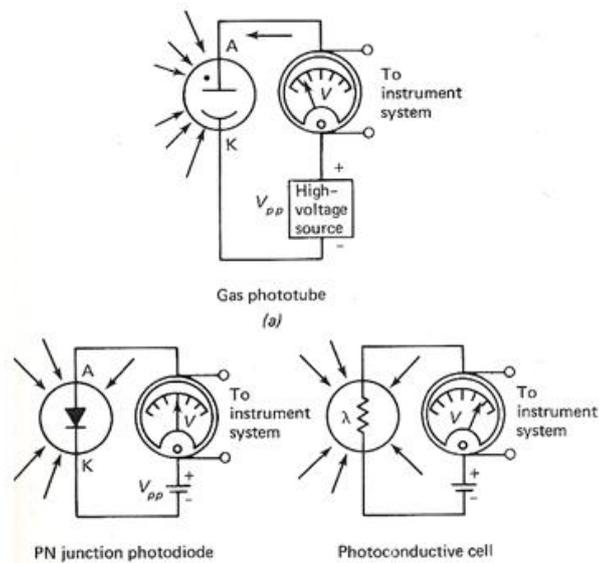


Figura 19 Sensores con su respuesta a la incidencia lumínica

El fototubo requiere de un alto voltaje de alimentación, el fotodiodo usa bajo voltaje de entrada, siendo este el generador de la señal más estable, la celda fotovoltaica debe de tener una tensión constante y requiere de un sitio estable para su montaje. Todos los circuitos ya mencionados requieren de la amplificación de la señal.

Existen dos configuraciones de instrumentación, la primera es el emisor y el receptor paralelos incidiendo directamente entre el dedo: figura 18 (a), la segunda configuración consiste en colocar en el mismo plano el emisor y receptor usando la capacidad de reflectancia de la sangre: figura 18 (b), cualquiera de las dos configuraciones tiene una desventaja que es la incidencia de la luz ambiente, requieren de un elemento aislante.

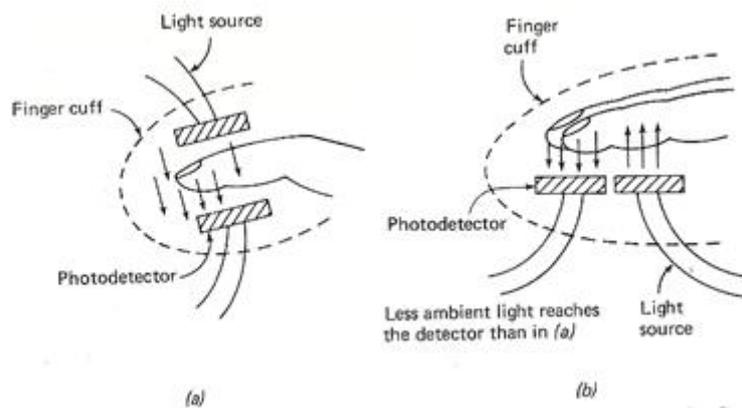


Figura 20 a) configuración de emisor receptor paralelos
b) configuración con emisor receptor en el mismo plano

Para evitar el contacto con la luz ambiente y mejorar la señal de entrada, es que se colocan diversos receptores a lo largo de una trayectoria haciendo incidir un transmisor constante, posteriormente se promedia la señal obtenida por los más de 3 receptores observar en figura 19.

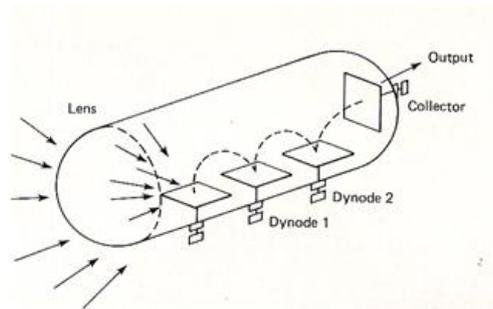


Figura 21 Configuración con tres receptores.

FOTODIODO

La unión PN permiten el rechazo de la luz, motivo por el cual la corriente varía linealmente, la primera ventaja es la dimensión, existen fotodiodos incluso de 0.02 pulgadas de largo. Como desventaja presenta la limpieza del encapsulado, dado que la técnica de fotometría requiere de un aislante a la luz ambiente, el dedo tiene a sudar y las partículas de sudor distorsionan el haz de reflexión. Sin embargo esto puede mejorarse dependiendo del material del diodo, si es silicio o germanio, éste último tiene mejor respuesta dado que tiene mayor sensibilidad, como se muestra en la figura 20.

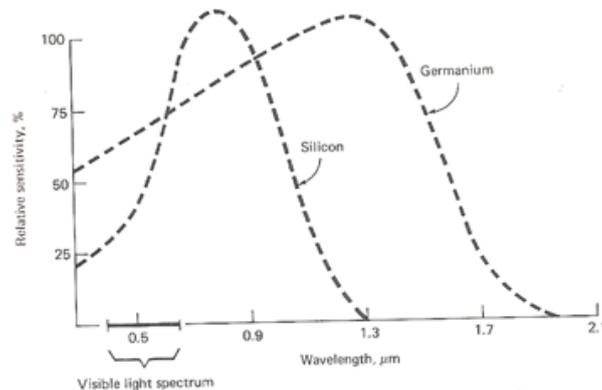


Figura 22 Respuesta con diodos de silicio o germanio, Verificándose la sensibilidad del diodo de germanio

2.6 ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA

2.6.1 SISTEMA DE SENSADO, ACONDICIONAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

La señal mioeléctrica está asociada a la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, el cual se propaga a través de los tejidos hasta llegar al lugar donde se registrarán. Así, esta señal se ve afectada por las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos, por el esquema de control del sistema nervioso y por las características de la instrumentación empleada para su detección.

La palabra electromiografía está compuesta por tres vocablos: electro que proviene del latín *electrum* que significa 'electricidad' o 'eléctrico', y, el griego *mios* y *grafía* que significan *descripción de los músculos*. Es así como el estudio de los potenciales (voltaje) producidos por el músculo se denomina electromiografía (EMG). Pero la electromiografía no solo es el registro de los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad de los músculos, sino que también involucra la detección, análisis y uso de dicha señal eléctrica²⁶.

La aplicación de la electromiografía es muy valiosa en los siguientes campos: neurofisiología, control del sistema motor, medicina de rehabilitación y en ingeniería biomédica, ya que permite:

1. Obtener y evaluar la cantidad de actividad de un músculo dado o grupo de músculos, a través de la determinación del tiempo de activación del músculo, esto es, cuando la excitación del músculo comienza y cuándo termina.
2. Estimar la fuerza producida por el músculo, la cual se sabe en la actualidad que tiene una relación lineal con la amplitud de la señal mioeléctrica en músculos pequeños; mientras que en músculos grandes la relación no es lineal, debido a que el reclutamiento de las unidades motoras continua aún en la parte alta del rango de fuerza y la frecuencia de disparo tiene un intervalo dinámico menor.
3. Obtener la proporción con la cual el músculo se fatiga, a través del análisis espectral de la señal.

CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

Dentro de las características a destacar de la señal mioeléctrica (SM) se tienen: la amplitud de la señal (es de naturaleza aleatoria) puede ser representada de una manera bastante razonable a través de la función de distribución gaussiana. Sus valores generalmente se encuentran ubicados entre 0 y 10 mV pico a pico o de 0 a 1.5 mVrms. La frecuencia de la señal se reporta limitada dentro del rango de 0 a 500Hz, con energía dominante entre 50 y 150Hz. Sin embargo, pueden encontrarse casos y músculos especiales, como los de esfínteres, donde se ha llegado a reportar un límite superior hasta de 2kHz [27].

DETECCIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS

AMPLIFICADOR

Idealmente debe cumplir lo siguiente:

- La señal a medir no debe ser influenciada de ninguna forma por el amplificador.
- La señal no debe distorsionarse.
- El amplificador debe proveer la mejor separación entre la señal de interés y el ruido.
- Un alto rechazo a los potenciales comunes que entran al amplificador.

Se considera que la señal de entrada está compuesta de cinco elementos:

- La señal mioeléctrica deseada.
- Señales bioeléctricas no deseadas.
- Interferencia debida a la línea eléctrica de 60Hz y sus armónicos.
- Señales de interferencia debidas a la interacción electrodo-piel.
- Ruido debido a factores diversos (aparatos eléctricos principalmente).

La principal razón de ser del preamplificador diferencial es la de rechazar las señales de la línea de alimentación, las cuales se encuentran acopladas magnéticamente o eléctricamente con el usuario.

El rechazo en modo común (CRMM) de un amplificador se define como la razón entre la ganancia en modo común y la ganancia en modo diferencial.

Un amplificador depende del CMRR y de las impedancias (Z_1 y Z_2) de la fuente que genera la señal mioeléctrica (V_{mio}). Para el amplificador diferencial ideal se debe cumplir que: $Z_1 = Z_2$ y que el CMRR sea infinito. La ganancia en modo diferencial G_D , se relaciona con la salida del amplificador por medio de la siguiente expresión: $V_{out} = G_D \cdot V_{mio}$. Aún en el caso del amplificador diferencial ideal con un CMRR infinito, la señal en modo común no desaparece sino hasta que las fuentes sean iguales. Las señales en modo común (V_c), provocan que

circule una corriente entre Z_1 y Z_2 . Los voltajes son desiguales si las impedancias son desiguales, formándose así una señal diferencial en la entrada del amplificador, la cual no es rechazada por el amplificador diferencial.

La presencia de señales de interferencia de gran tamaño deteriora la calidad de la señal mioeléctrica, además de restringir el diseño del amplificador. Por ejemplo, el potencial de media celda limita el factor de ganancia de la primera etapa de amplificación dado que dicho potencial podría ser de una amplitud mucho más grande que la correspondiente a la señal mioeléctrica. Para prevenir que el amplificador se sature, la componente de media celda debe eliminarse antes de ser amplificada, como se mostró en la figura 2.

Los electrodos proveen la transición entre el flujo iónico de corrientes en el tejido y el flujo electrónico en el amplificador [17], ya que en esta aplicación no se requiere medir frecuencias muy bajas o potenciales de DC, se podría emplear un capacitor conectado en las entradas del amplificador a modo de filtro pasa altas pasivo, esto elimina el offset de los electrodos, permite una ganancia mayor, provocando un aumento proporcional en el CMRR. Un capacitor entre los electrodos y el amplificador elimina ruido de DC, sin embargo resultan efectos de carga debidas a las corrientes de polarización de entrada. La diferencia existente entre los valores reales de los capacitores desestabiliza la relación de impedancias, provocando voltajes residuales que reducen el rechazo en modo común. Se puede evitar este problema empleando una resistencia de descarga entre las entradas del preamplificador y tierra como se muestra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, pero decrementa el CMRR dada la disminución de la impedancias de entradas y el desacoplo de las mismas. Un desacoplo del 1% para dos resistencias de $1M\Omega$ forman una pérdida de -60dB en el CMRR.

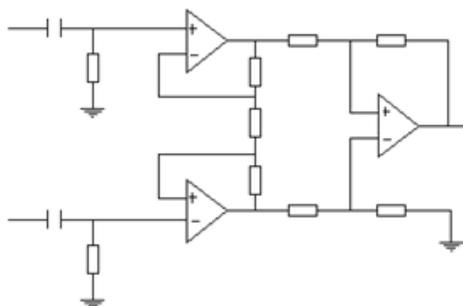


Figura 23 Amplificador con filtros pasivos

Otra alternativa consta en un acoplamiento directo con un “quasi-filtro pasa altas”, el cual mantiene un alto CMRR para señales de DC [18]. En este diseño la resistencia de ganancia es remplazada por un filtro pasa alta de primer orden el cual consiste en una resistencia en serie con un capacitor la ganancia del amplificador, como se muestra en la ecuación 1:

$$G = 1 + \frac{2R_2}{R_1 + \frac{1}{j\omega C}} \text{----- (1)}$$

El filtro se puede hacer empleando un circuito derivador, el cual funciona como filtro pasa altas, la señal obtenida es restada de la señal dada por el amplificador de instrumentación, al ser introducida esta última en la pata de referencia del integrado, como se muestra en la figura 4.

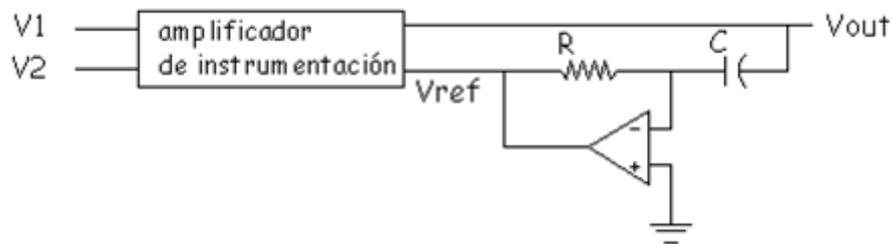


Figura 24 Filtro pasa bajas.

La frecuencia de corte a emplear es:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot R} \text{-----} (2)$$

CABLES

Además de los amplificadores es necesario tener especial cuidado en la selección de los cables con los que se conecta al sujeto mediante los electrodos hacia la entrada de los amplificadores. Se recomienda que sean lo más cortos posibles y tener el menor movimiento, porque esto incrementa el ruido en la adquisición de la señal.

FILTROS

Como la señal mioeléctrica es el resultado de muchos factores fisiológicos, anatómicos y técnicos es necesario manejar métodos de detección apropiados en la señal.

El objeto de filtrado es eliminar en lo posible la mayor parte de la contribución del ruido a la entrada sin distorsionar la amplitud o la morfología de la señal. Esto se realiza seleccionando las características del filtro que atenúan aquellas regiones de frecuencia que contienen el ruido.

Los filtros pueden ser clasificados en dos tipos básicos, pasa bajas que permiten el paso de frecuencias bajas y atenúan frecuencias altas, y pasa altas, que permiten el paso de frecuencias altas y atenúan frecuencias bajas. Mediante la combinación de estos dos tipos básicos es posible construir filtros pasa banda, los cuales pasan una región de frecuencias específica y atenúan tanto las frecuencias altas como las bajas, y filtros específicos o rechaza banda que atenúan frecuencias dentro de una banda restringida, mientras permiten el paso de las frecuencias altas y bajas, en la fig. 4 se puede apreciar el comportamiento de los filtros [28].

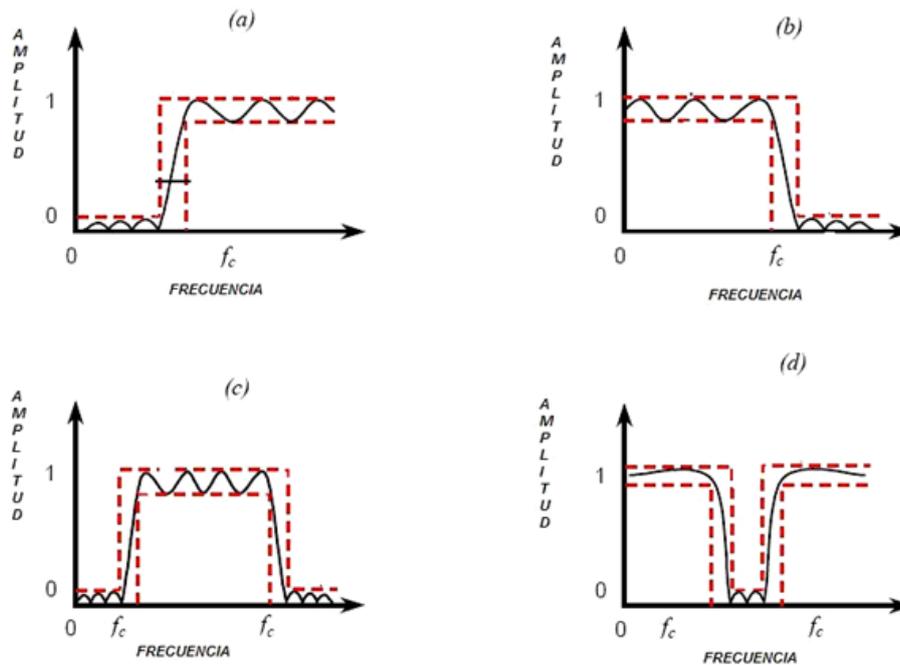


Figura 25 Principales tipos de filtros usados en la preparación de la entrada electrofisiológica a) pasa bajas, b) pasa altas, c) pasa banda y d) rechaza banda

ELECTRODOS

Los electrodos son una parte fundamental en el registro de señales musculares, pues son por medio de los cuales se adquiere la actividad eléctrica del músculo. Existen dos clases de electrodos: por inserción dentro del músculo o bien a través de la piel que lo recubre (electrodos percutáneos o de aguja y electrodos superficiales, respectivamente).

ELECTRODOS SUPERFICIALES

Estos electrodos pueden ser los utilizados en EEG (Electroencefalografía), de plata-cloruro de plata, de 5 mm de diámetro, o los de succión, que consiste en una pequeña goma con electrodo de plata/AgCl en su interior. Ambos electrodos, se aplican con una pasta intermedia entre el electrodo y la superficie de detección, con el fin de disminuir la resistencia.

ELECTRODOS PERCUTÁNEOS

Consisten en una aguja muy fina, inoxidable, recubierta por una envoltura de nylon excepto en los últimos 10 micrones de la punta. Este electrodo debe utilizarse en conjunto con uno similar o bien con uno de referencia pero superficial; la ventaja de este electrodo es que es capaz de detectar el potencial de una sola célula muscular, a diferencia del superficial. Dentro de esta categoría se tienen dos tipos de electrodos de aguja: monopolares y coaxiales.

ELECTRODO DE REFERENCIA

El electrodo de referencia (ocasionalmente llamado el electrodo de tierra) es necesario para proporcionar una referencia común a la entrada diferenciada del preamplificador con el electrodo. Para este propósito, el electrodo de referencia se debe colocar tan lejos como sea posible del área de detección y en el tejido eléctricamente neutral (sobre algún hueso de preferencia). Es imprescindible que el electrodo de referencia tenga un contacto eléctrico muy

bueno con la piel, por esta razón, el electrodo debe ser grande (2 x 2 cm aproximadamente). Si es pequeño, el material debe ser altamente conductor y debe tener características adhesivas fuertes que lo aseguren a la piel con estabilidad mecánica considerable. Existen sustancias conductoras (gel conductor) que son eléctricamente buenos para este propósito. A menudo, el ruido se puede reducir y eliminar por la colocación adecuada del electrodo de referencia.

LOCALIZACIÓN Y ORIENTACIÓN DE LOS ELECTRODOS

El punto motor es ese punto en el músculo donde la introducción de la mínima corriente eléctrica causa una contracción nerviosa perceptible de las fibras superficiales del músculo, es decir entre la zona de inervación e inserción tendinosa. Es recomendable que el electrodo de detección se coloque en el punto motor (figura 5).

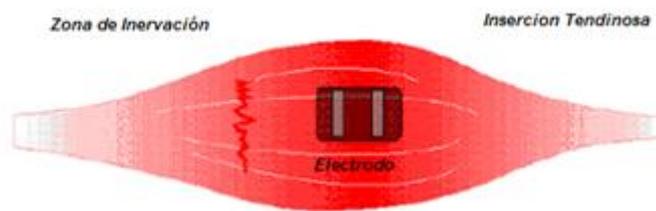


Figura 26 Colocación del electrodo en la región motora del músculo.

MÚSCULOS A SENSAR

De acuerdo a la posturografía del conductor los grupos musculares con mayor actividad dentro de la conducción son los de las extremidades superiores, debido a la instrumentación requerida se han seleccionado dos grupos musculares, el primero pertenece a los flexores del antebrazo, específicamente el bíceps braquial y el segundo pertenece a los abductores superficiales del brazo, el trapecio.

Músculos del brazo:

La mayoría de los músculos que mueven el radio y el cúbito (huesos del antebrazo) producen la flexión y la extensión del antebrazo sobre el codo, que forman la articulación troclear. Los músculos bíceps braquial, braquial y el braquiorradial son músculos flexores. Los músculos exteriores son el tríceps braquial y el ancóneo. El bíceps es un músculo grande, localizado en la superficie anterior del brazo. Como su nombre lo indica, tiene dos puntas con origen en la escápula una en la cavidad glenoidea y la otra en la apófisis coracoides, con inserción en la tuberosidad del radios, motivo por el cual atraviesa las articulaciones del codo y el hombro. Además de su función de flexor del antebrazo, también supina el antebrazo sobre la articulación radiocubital y flexiona el brazo en la articulación del hombro.

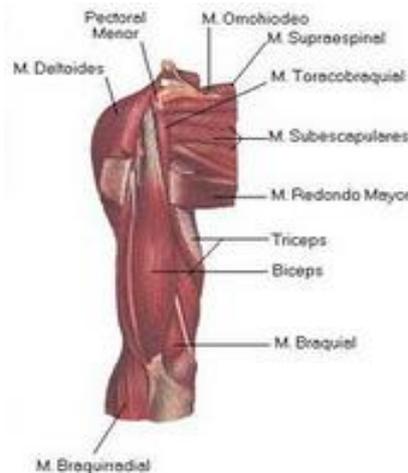


Figura 27 Músculos del brazo.

Músculos de la cintura escapular (hombro).

La principal función de los músculos que mueven la cintura escapular es estabilizar la escápula para que pueda funcionar como un punto fijo para la mayoría de los músculos que mueven en húmero. Se pueden clasificar en dos grupos de acuerdo a su ubicación en el tórax: músculos torácicos anteriores y posteriores. Los músculos torácicos anteriores son el subclavio, el pectoral menor y el serrato anterior. Los músculos torácicos posteriores son el trapecio, el elevador de la escápula, el romboides mayor y el romboides menor. El trapecio es una lámina muscular triangular grande y aplanada que se extiende desde el cráneo y la columna vertebral medialmente, hasta la cintura escapular lateralmente. Es el músculo más superficial de la espalda y cubre la región posterior del cuello y la porción superior del tronco. Las fibras superiores elevan la escápula y pueden ayudar a extender la cabeza; las fibras medias abducen la escápula; las fibras inferiores deprimen la escápula, así como el conjunto de las fibras superiores e inferiores juntas rotan hacia arriba la escápula y la estabilizan.

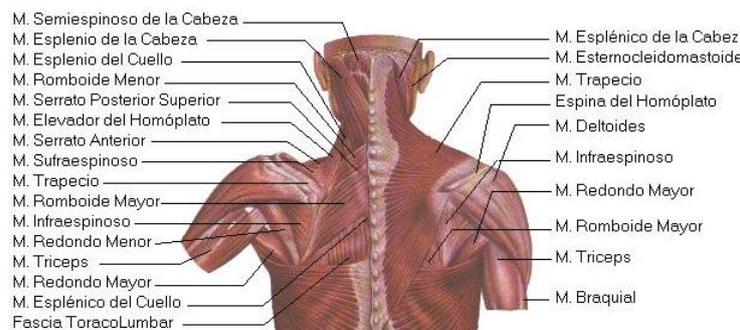


Figura 7 Músculos de la espalda.

DESARROLLO MATEMÁTICO PARA EL PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

A continuación se presenta la teoría matemática concerniente al tratamiento de la señal mioeléctrica. Existen medidas estadísticas importantes de esta señal, tales como son la media, desviación estándar, el valor RMS y la media del valor absoluto (media rectificada). Dado que la Fuerza de contracción muscular posee una relación lineal con el valor RMS, es de interés encontrar una cantidad de menor complejidad de cómputo que se aproxime a esta medida. Se muestra que, siempre y cuando la distribución de la señal sea Gaussiana, el valor RMS es directamente proporcional a la media rectificada de la señal, la cual es más sencilla de obtener, ya que puede calcularse con un filtro de respuesta infinita (IIR) de pocos coeficientes.

DISTRIBUCIÓN ESTADÍSTICA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

Para el procesamiento e interpretación de la señal mioeléctrica, se requiere de un modelo matemático, el cual plasme sus propiedades de interés en ecuaciones. El modelado matemático desarrollado en este proyecto se basa en una propuesta de que la distribución de probabilidad de la señal mioeléctrica puede aproximarse como Gaussiana con una media igual o cercana a cero.

VALOR RMS Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR

Para una señal mioeléctrica con media igual a cero se busca la relación entre el valor RMS y alguna variable estadística. Se encontró que el valor RMS es igual a la desviación estándar. El desarrollo que da como resultado esta conclusión se muestra a continuación.

Se define el valor RMS de una señal en el intervalo [0, T] como

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt} \dots\dots\dots (3)$$

Par encontrar una relación entre la ecuación 3 y alguna variable estadística se usa una señal auxiliar definida en la siguiente expresión:

$$y(t) = [x(t)]^2 \dots\dots\dots (4)$$

Sustituyendo la ecuación 4 en la ecuación 3 se obtiene

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T y(t) dt} \dots\dots\dots (5)$$

La ecuación 5 estadísticamente se puede expresar de la siguiente manera:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T y(t) dt} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} yP(y) dy} \dots\dots\dots (6)$$

Para $x(t)$ y $y(t)$ el área debajo de sus densidades de probabilidad debe ser igual a uno

$$\int_{-\infty}^{\infty} P(x) dx = \int_{-\infty}^{\infty} P(y) dy = 1 \dots\dots\dots (7)$$

Igualando integrados resulta

$$P(x) | dx | = P(y) | dy | \dots\dots\dots (8)$$

Despejando $P(y)$ se encuentra la relación entre las densidades de probabilidad de $y(t)$ y $x(t)$

$$P(y) = \left| \frac{dx}{dy} \right| P(x) \dots\dots\dots (9)$$

Para encontrar $P(y)$ sólo en función de $P(x)$, sin la derivada $\left| \frac{dx}{dy} \right|$, se procedió de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
 y &= x^2 \\
 x &= \pm\sqrt{y} \\
 \frac{dx}{dy} &= \frac{d}{dy}[\pm\sqrt{y}] = \pm \frac{1}{2\sqrt{y}} \text{-----(10)} \\
 \left| \frac{dx}{dy} \right| &= \frac{1}{2\sqrt{y}}
 \end{aligned}$$

Sustituyendo la ecuación 10 en la ecuación 9 se obtiene

$$\begin{aligned}
 P(y) &= \frac{1}{2\sqrt{y}} P(x) \text{-----(11)} \\
 P(y) &= \frac{1}{2x} P(x)
 \end{aligned}$$

Combinado la ecuación 6 con la ecuación 11 queda

$$x_{rms} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} yP(y)dy} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 \frac{P(x)}{2x} 2xdx} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 P(x)dx} \text{-----(12)}$$

Ahora bien, la desviación estándar para una señal $x(t)$ es

$$\sigma = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} (x - m_x)^2 P(x)dx} \text{-----(13)}$$

Si la media es igual a cero ($m_x=0$) la desviación estándar está dada por

$$\sigma = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} (x - m_x)^2 P(x)dx} = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 P(x)dx} \text{-----(14)}$$

Comparando la ecuación 12 con la ecuación 14 se obtiene que

$$\sigma = x_{rms} \text{-----(15)}$$

VALOR RMS Y MEDIA RECTIFICADA

Se define la media rectificada de una señal como

$$x_m = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|dt \text{-----(16)}$$

Expresando la ecuación 16 en forma estadística

$$x_m = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|dt = 2 \int_0^{\infty} xP(x)dx \text{-----(17)}$$

La densidad de probabilidad es simétrica, por lo cual, la segunda integral se multiplica por 2 y abarca el intervalo $[0, \infty]$.

Supóngase que la señal $x(t)$ es un proceso estocástico estacionario con densidad de probabilidad normal o Gaussiana dada por sus características

$$P(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-m_x)^2}{2\sigma^2}} \text{-----(18)}$$

Donde m_x = media y σ = desviación estándar. Si $m_x = 0$,

$$P(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \text{-----(19)}$$

Sustituyendo la ecuación 19 en la ecuación 17 queda

$$\begin{aligned} x_m &= 2 \int_0^\infty xP(x)dx = \frac{2}{\sigma\sqrt{2\pi}} \int_0^\infty xe^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} dx = \frac{2\sigma^2}{\sigma\sqrt{2\pi}} \int_0^\infty e^{-u} du \\ &= -\frac{2\sigma}{\sqrt{2\pi}} [e^{-u}]_0^\infty = -\frac{2\sigma}{\sqrt{2\pi}} [0-1] = \frac{2\sigma}{\sqrt{2\pi}} = \sqrt{\frac{2}{\pi}}\sigma \quad Q.E.D. \text{----(20)} \end{aligned}$$

$$\text{donde } u = \frac{x^2}{2\sigma^2}, \quad du = \frac{2x}{2\sigma^2} dx, \quad xdx = \sigma^2 du \text{-----(21)}$$

En la ecuación 19 queda demostrado que la media rectificada es proporcional a la desviación Standard o bien al valor RMS. Esto permite usar la media rectificada en lugar del valor RMS pues es más sencilla de implementar en un algoritmo, debido a que su obtención no incluye raíz cuadrada.

ANALISIS DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

En la figura se muestra la señal mioeléctrica (obtenida durante un segundo)

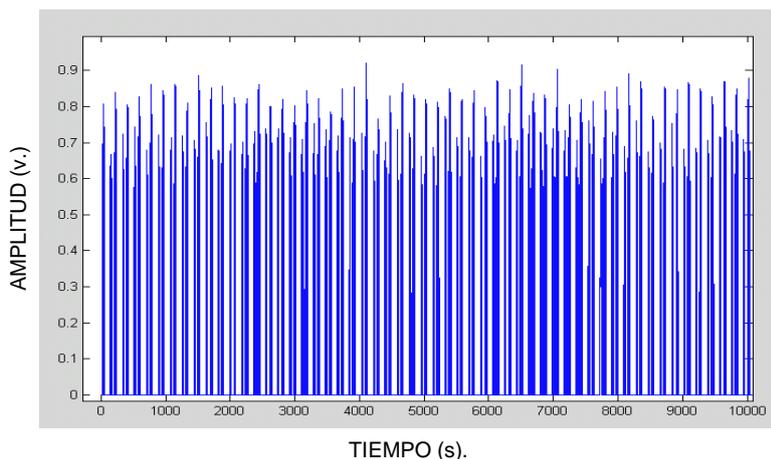


Figura 28 Señal Mioeléctrica obtenida durante un periodo de 1 s.

En la figura 29 se muestra el valor medio absoluto de la señal mioeléctrica (ventana de 1000 muestras).

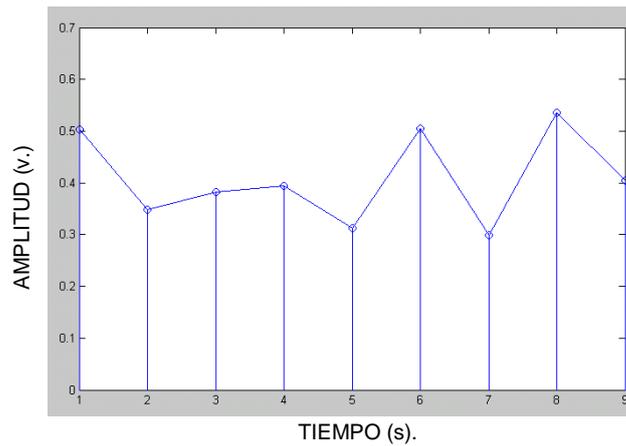


Figura 29 Aplicando el valor medio absoluto de la señal.

En la figura 30 se presenta el valor raíz cuadrático medio de la señal mioeléctrica (ventana de 1000 muestras)

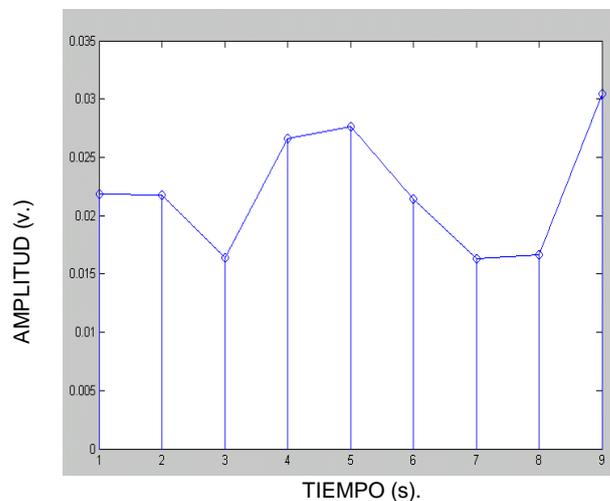


Figura 30 Valor raíz cuadrático medio aplicado a la señal mioeléctrica

En base a los resultados derivados de las pruebas anteriores, es decir, obtención del valor raíz cuadrático medio ecuación 20, y valor medio absoluto, se puede demostrar que las dos variables muestran el comportamiento de la señal mioeléctrica de forma proporcional.

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt}$$

El valor medio absoluto al no contener el cálculo de raíces en su desarrollo, es más sencillo de implementar y esto implica menor tiempo de procesamiento como se muestra en las figuras 29 y 30.

Previo a un promedio ya sea por medio del valor raíz cuadrático medio o el valor medio absoluto es necesario realizar la rectificación de la señal, como se muestra en la siguiente figura.

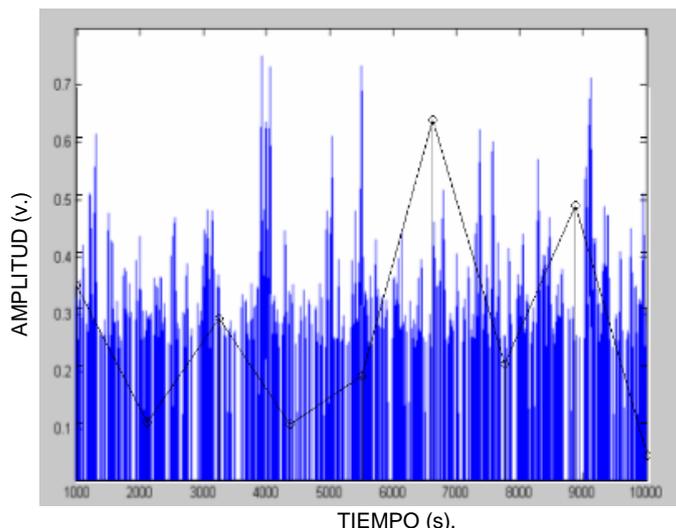


Figura 31 El Valor Medio Absoluto (negro) sobre el valor absoluto de la señal mioeléctrica (azul).

Con éste tipo de procesamiento se obtiene un valor discreto de la señal mioeléctrica con la cual se puede generar un control de nivel o identificación de patrones, teniendo las características generales de la señal y no todo el espectro.

2.7 TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura corporal, aumenta y desciende con la temperatura del entorno. La temperatura de la piel tiene interés por la capacidad de la piel de desprender calor al entorno. No existe una sola temperatura central que pueda considerarse normal, porque las mediciones efectuadas en muchas personas sanas revelan un intervalo normal de temperaturas bucales, como ilustra la figura. Desde 36°C hasta más de 37.5°C [29]. La temperatura corporal se regula por el equilibrio entre la producción y la pérdida de calor, si la tasa de producción calorífica del organismo excede la de la pérdida de calor, se acumula el calor dentro del cuerpo y aumenta la temperatura corporal, en cambio si la pérdida es mayor, desciende el calor y la temperatura.

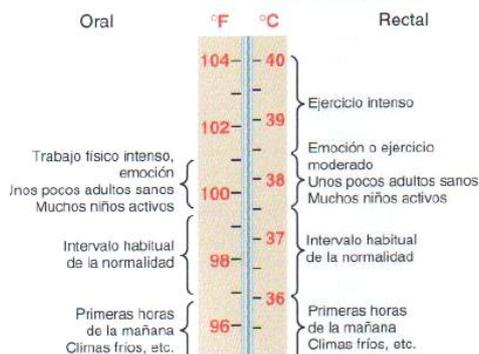


Figura 32 Intervalo estimado de la temperatura corporal en personas normales (Reproducido a partir de DuBois EF; Fever. Springfield IL, Charles C. Thomas, 1948)

Casi todo el calor producido en el organismo se genera en los órganos profundos, en particular, en el hígado, el cerebro y el corazón, también en los músculos y esqueleto durante el ejercicio. Luego, este calor pasa de los órganos y tejidos profundos hacia la piel, donde se pierde hacia la atmósfera y el entorno.

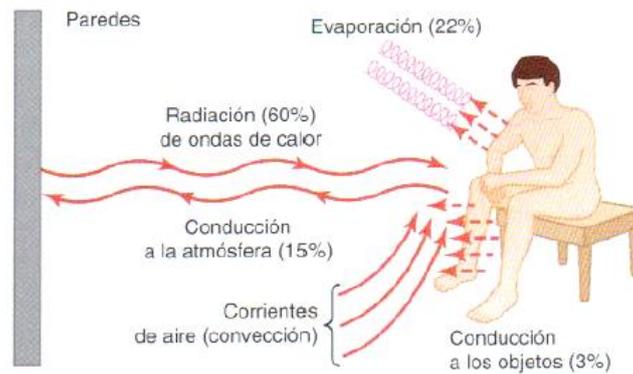


Figura 33 Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo

La temperatura central de un cuerpo después de varias horas de exposición a una atmósfera seca, permanece constante entre los 36 y 37°C, entre los 12° y 55°C de temperatura atmosférica como se ilustra en la siguiente gráfica [33].

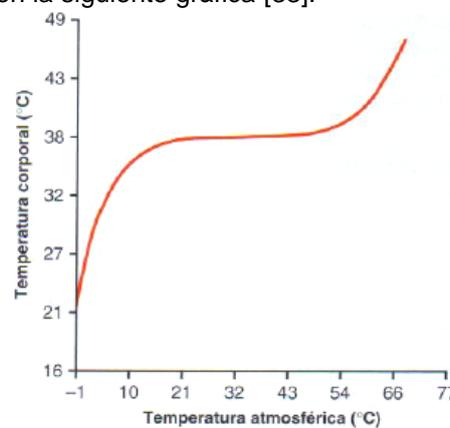


Figura 34 Efecto de las temperaturas elevadas y reducidas sobre la temperatura central después de varias horas de exposición. [29]

2.8 BIOMECÁNICA DEL OJO

EL OJO

El ojo forma parte de uno de los sentidos más importantes en el ser humano, gran parte de la corteza cerebral participa en el procesamiento de la información visual. En este apartado se destacan las estructuras accesorias del ojo, el globo ocular y su mecánica propiamente.

ESTRUCTURAS ACCESORIAS DEL OJO

Las estructuras accesorias del ojo son los párpados, las pestañas, las cejas, el aparato lagrimal y los músculos extrínsecos del ojo.

Párpados.

Los párpados superior e inferior ocluyen los ojos durante el sueño, los protegen de la luz excesiva y de cuerpos extraños, y esparcen una secreción lubricante sobre los globos oculares. El párpado superior es más móvil que el inferior y contiene en su parte superior al músculo elevador del párpado superior. Sus ángulos se conocen como comisura lateral, la cual es más angosta y más próxima al hueso temporal, y comisura medial, más ancha y cercana al hueso nasal. En la comisura medial hay una elevación denominada lagrimal. Desde la superficie hacia la profundidad, cada párpado está constituido por epidermis, dermis, tejido subcutáneo, fibras de músculo orbicular, tarso, glándulas tarsales y conjuntiva.

Pestañas y cejas

Las pestañas, que se proyectan desde el borde de cada párpado, y las cejas, que se arquean transversalmente sobre los párpados, ayudan a proteger al globo ocular de cuerpos extraños, la transpiración y los rayos directos del sol.

Aparato Lagrimal

El aparato lagrimal es un grupo de estructuras que produce y drena el líquido lagrimal o lágrimas. El líquido mantiene limpio, humedece y lubrica al globo ocular. Se produce alrededor de 1 mL de líquido por día.

Músculos extrínsecos del globo ocular

Cada ojo se mueve por la acción de seis músculos extrínsecos: recto superior, recto inferior, recto externo, recto interno, oblicuo superior y oblicuo inferior. Están inervados por dos nervios craneales III, IV o VI. En general, las unidades motoras son pequeñas y permiten el movimiento suave, preciso y rápido. Los movimientos de los ojos son coordinados y sincronizados por circuitos nerviosos del tronco del encéfalo y del cerebro.

El globo ocular de un adulto mide alrededor de 2.5 cm de diámetro. De su superficie total, solamente un sexto de la parte anterior está expuesto; el resto se halla oculto y protegido por la órbita, dentro de la cual se aloja. Desde el punto de vista anatómico, la pared del globo ocular consta de tres capas: La capa fibrosa, la capa vascular y la retina.

Capa fibrosa

La capa fibrosa es la cubierta superficial del globo ocular y está constituida por la córnea y la esclerótica, la córnea es una túnica transparente que cubre al iris, su curvatura ayuda a enfocar la luz sobre la retina, la córnea es un receptor de oxígeno atmosférico y acoplador de presiones. La esclerótica o esclera, el "blanco del ojo", es una capa de tejido conectivo denso formada principalmente por fibras colágenas, el globo ocular exceptuando a la córnea está cubierto por la esclerótica, siendo el elemento que procura su rigidez y protección.

Capa vascular

La capa vascular o úvea es la capa media del globo ocular. Consta de tres partes: la coroides, los cuerpos filiares y el iris. La coroides consta de una serie de ramificaciones capilares que permiten la irrigación del globo ocular, se encuentra en la parte posterior de la esclerótica. La coroides contiene melanocitos la cual le da el color pardo, su función es evitar el contacto directo con los rayos solares.

Cuerpos filiares con dos orificios que procuran la transmisión del Humor acuoso. El iris, es la porción coloreada del globo ocular, está suspendido entre la córnea y el cristalino, contiene una cantidad considerable de melanocitos los cuales son responsables del color del ojo, regula la cantidad de luz que incide en el ojo.

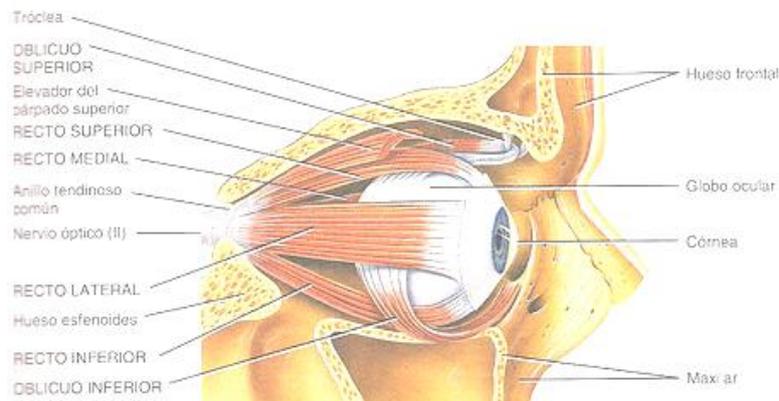
La pupila, el orificio que se encuentre en el centro del iris, es transparente y regula su diámetro dependiendo de lo brillante del ambiente.

Retina

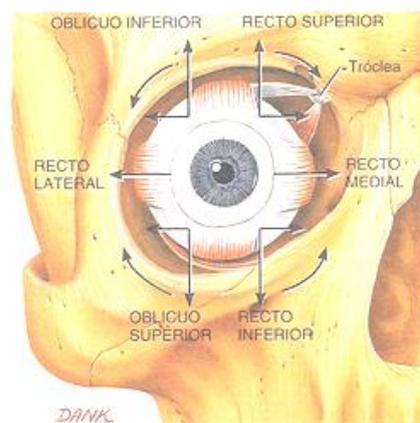
La retina es la tercera y la más interna de las capas del globo ocular, tapiza tres cuartas partes de las internas del ojo y da comienzo a la vía óptica; dado que contiene múltiples vasos sanguíneos que hacen la absorción de la luz.

MOVIMIENTO DEL OJO

Los ojos se mueven en distintas direcciones gracias a los seis músculos que son el recto interno, el recto externo, recto superior, recto inferior, oblicuo superior y oblicuo inferior. Estos músculos se muestran en la figura 21.



(a) Vista lateral del globo ocular derecho



(b) Movimientos del globo ocular derecho en respuesta a la contracción de los músculos extrínsecos

Figura 35 Músculos del ojo a) vista lateral del globo ocular derecho b) movimiento del globo ocular derecho en respuesta de la contracción de los músculos

Cada músculo determina un movimiento específico, de acuerdo a la siguiente tabla:

Músculo que actúa	Inervación	Movimiento
Recto superior	Oculomotor (III par)	Hacia arriba y temporal
Recto inferior	Oculomotor (III par)	Hacia abajo y temporal
Oblicuo superior	Troclear (IV par)	Haca abajo y nasal
Oblicuo inferior	Oculomotor (III par)	Hacia arriba y nasal
Recto externo	Abducentre (VI par)	Hacia el lado temporal
Recto interno	Oculomotor (III par)	Haca lado nasal

A partir de los ejes de Fick pueden definirse las siguientes posiciones y movimientos.

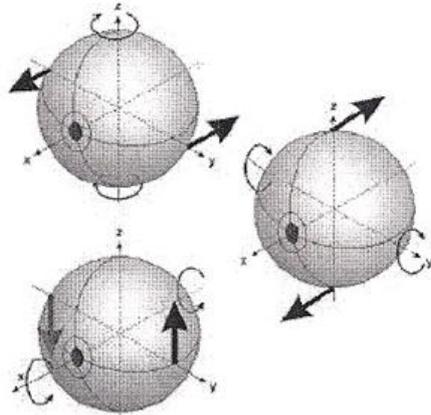


Figura 36 Movimientos del ojo de acuerdo a la nomenclatura de Fick

Movimiento simple o secundario: cualquier rotación alrededor del eje Y o Z de Fick.

Movimiento oblicuo o terciario: cualquier combinación de movimientos o giros alrededor del eje de Fick.

Posición primaria de la mirada: es aquella desde la que inician todos los movimientos. Consiste en una posición de mirada al frente.

Posición secundaria: aquella a la que se llega a través de un movimiento secundaria de giro alrededor de los ejes y o z.

Posición terciaria: cualquier otra posición a la que se llega girando alrededor de un eje que no sea de Fick.

Las rotaciones que puede realizar el ojo, se denominan ducciones, se muestran en la figura 23 y se clasifican en:

- Supraducción: elevación alrededor del eje Y.
- Infraducción: depresión alrededor del eje Y.
- Abducción: giro hacia el lado del hueso temporal alrededor del eje Z. También se denomina dextroducción en el ojo derecho (OD) y levoducción en el ojo izquierdo (OI).
- Aducción: giro hacia el lado nasal de la cabeza alrededor del eje Z. También se denomina levoducción en el OI y dextroducción OD.
- Intorsión (o inciclotorsión): giro alrededor del eje x en dirección nasal
- Extorsión (o exciclotorsión): giro alrededor del eje C en dirección temporal.



Figura 37 Ducciones del ojo

Los movimientos terciarios se pueden descomponer en dos movimientos secundarios y su notación es la composición de los dos nombres.

DINÁMICA DEL OJO

En relación a la figura 38:

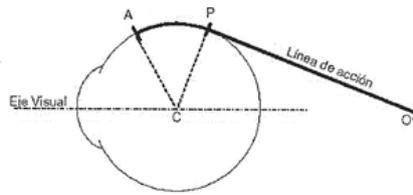


Figura 38 Inserciones del ojo

- Inserción anatómica (A): es el punto de inserción fijo de los músculos en el globo ocular.
- Inserción orbitaria (O): es el punto de la órbita del ojo donde se inserta el músculo.
- Inserción fisiológica (P) Punto tangente donde se aplica la fuerza del músculo al globo ocular.
- Arco de contacto (AP): es la zona de contacto entre el músculo y el globo ocular.
- Línea de acción (PO): Línea de contracción del músculo ocular.
- Plano de acción: es el plano que contiene la línea de acción y el centro de rotación del ojo.

Cuando se produce una acción del músculo, éste se contrae a lo largo de su línea de acción, de forma que el arco de contacto disminuye.

ACCIÓN DE LOS MÚSCULOS OCULARES.

Los músculos oculares tienen una potencia muy superior a la necesaria para producir el movimiento ocular (200 veces superior), ya que en caso contrario se tendría fatiga de estos músculos, impidiendo la correcta función visual.

El plano de acción de los rectos externo e interno contiene al eje visual, por lo que su acción es simplemente. El recto externo tiene una acción abductora, mientras que el recto interno es aductor.

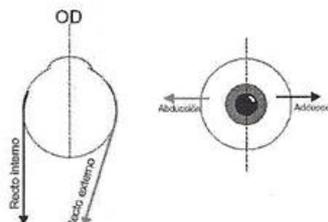


Figura 39 acciones del recto interno y externo

El plano de acción del recto superior no contiene al eje visual, por lo que los movimientos que ocasiona son más complejos. Su línea de acción forma un ángulo de 23° con el eje visual, de forma que se origina componentes tanto en la dirección del eje visual produciendo una elevación, como en el perpendicular, produciendo una aducción. También se produce un ciclo de torsión.

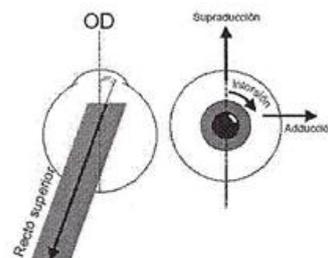


Figura 40 Acción del recto superior

Al igual en el caso anterior, el plano de acción del recto inferior no contiene al eje visual, su línea de acción también un ángulo de 23° con el eje visual.

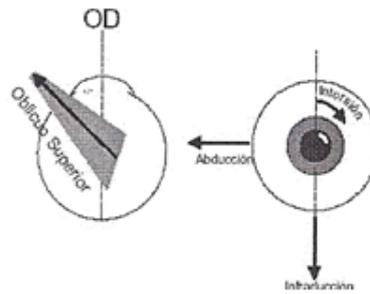


Figura 41 Acción del recto inferior

El plano de acción del oblicuo superior está inclinado respecto al eje visual unos 51° ya que su inserción orbitaria está en tróclea. Su inserción anatómica se encuentra en el hueso temporal, por lo que al contraerse da lugar a tres movimientos: infraducción, abducción e intorsión.

Las inserciones del oblicuo inferior son similares a las del oblicuo superior, pero por la parte inferior del globo ocular. Sus principales acciones son elevadora, extorsionadora y abductora.

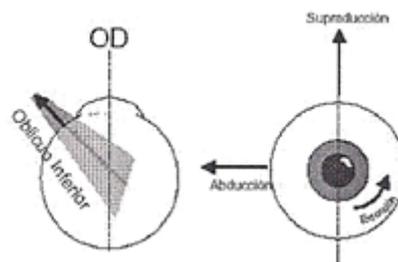


Figura 42 Acción del oblicuo inferior

El esquema de Baillart- Márquez, representa las acciones de cada músculo con una serie de flechas, cuya longitud está relacionada con la importancia del movimiento producido.

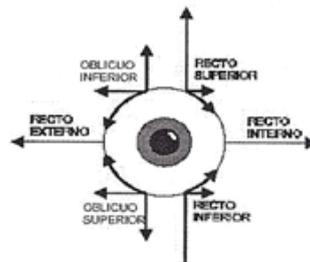


Figura 43 Esquema de Baillart - Márquez

CLASIFICACIÓN DE LOS MOVIMIENTOS OCULARES

La clasificación de los movimientos oculares de Carpenter se basa en la funcionalidad del movimiento. Según este criterio, se pueden determinar tres tipos de movimientos:

- Movimientos para el mantenimiento de la mirada
- Movimientos para el desplazamiento
- Movimientos de fijación o micromovimientos.

Los movimientos para el movimiento de la mirada son aquellos de la mirada son aquellos encargados de mantener la mirada sobre un objeto con independencia de los movimientos de la cabeza al objeto. Los movimientos que compensan la mecánica de la cabeza se llaman movimientos vértigo – oculares o vestibulares, mientras que los que compensan los movimientos del objeto se denominan optocinéticos.

Los movimientos vestibulo- oculares se originan en el sistema vestibular, que es el centro del sistema de posicionamiento espacial. Este sistema, situado en el oído consiste en tres anillos dispuestos perpendicularmente entre sí, los que corre un líquido denominado endolinfa.

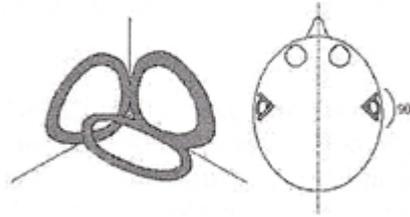


Figura 44 Sistema vestibular.

Los movimientos de este líquido permiten conocer el sentido y dirección de los movimientos de la cabeza, permitiendo activar el sistema oculomotor y compensarlos. Los movimientos involuntarios, ya que la estimulación con calor del líquido endolinfático que produce corrientes de convección que mueven la endolinfa, da lugar a señales falsas de posición espacial produciendo movimientos oculares. Cuando la cabeza gira cierto ángulo hacia determinada dirección, los ojos efectúan un movimiento de la misma magnitud en dirección contraria. Otro movimiento de compensación son las ciclaciones, que se producen para compensar los giros de la cabeza en el plano frontal.

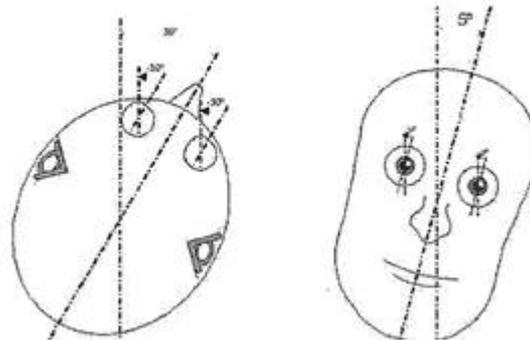


Figura 45 Compensaciones del movimiento de la cabeza con la vista.

Cabe mencionar que una vez que aparece el nistagmo, como consecuencia del mismo, aparece el vértigo en las personas, por lo que la cabeza tiende a moverse lateralmente hacia el lado que está ocurriendo el nistagmo para compensar dicho síntoma y de esta manera trata de evitarlo.

Sin embargo, se ha comprobado que pueden existir contribuciones voluntarias a los movimientos reflejos vestibulares, en especial a lo relativo a la realidad virtual.

Los movimientos optocinéticos son aquellos que siguen el movimiento de los objetos lentos. Cuando el movimiento es continuo, se produce un movimiento regular y rítmico denominado nistagmo optocinético.

Los movimientos para el desplazamiento de la mirada permiten desplazar la atención de un punto a otro del espacio. Dentro de este tipo de movimientos se encuentran los movimientos sacádicos o de persecución.

Los movimientos sacádicos son cambios bruscos de fijación (su nombre proviene del término "sacudida"). Durante este movimiento, la velocidad que alcanzan los ojos es del orden de los $1000^\circ/s$ (aproximadamente 1 m/s). Contrario a lo que pudiese pensarse, debido a su alta velocidad, durante estos movimientos no se tienen movimientos, esto suprime, únicamente, la visión disminuye durante el movimiento. Esto suprime, únicamente, la visión de estímulos menores a 20 ms (supresión sacádica) ya que otros estímulos como un flash de luz, por ejemplo, si pueden ser percibidos.

Los movimientos de persecución o seguimientos son más rápidos que los optocinéticos y siguen movimientos de objetos rápidos. Actúan en una amplia variedad de circunstancias oculomotoras, como mantener la mirada ante derivas involuntarias del ojo o la regulación de la fijación durante movimientos vergenciales.

Las versiones y vergencias son movimientos binoculares en los que varía el ángulo entre los dos ejes visuales (vergencias) o permanecen constantes (versiones).

Los movimientos para el mantenimiento de la fijación son conocidos como micromovimientos, por su pequeña amplitud. Su función es mantener la fijación e impedir el fenómeno de fading. Parecen estar relacionados también con el mecanismo de la acomodación.

Tremores: son temblores de los ojos, de muy pequeña amplitud, entre 17" y 1'y de altísima frecuencia, entre 30 y 70 ciclos/s.

Fluctuaciones: son de mayor amplitud (5') y de frecuencia más baja (unos 5 ciclos/segundo).

Microsacádicos: son los micromovimientos de mayor amplitud, entre los 5 y 10' de arco, con una velocidad media de 10°/s.

2.8.1 NISTAGMO

La palabra nistagmo viene del griego "nistagmos", que significa adormecimiento, y que a su vez viene de "nustazein" que quiere decir cabecear en sueño (es una analogía que lustra el movimiento inicial de la caída lenta de la cabeza conforme los músculos del cuello se relajan durante el adormecimiento, y el movimiento consecutivo rápido que lo corrige

El nistagmo consiste en una oscilación rítmica e involuntaria de los globos oculares que produce en dos fases, una lenta y otra rápida; la desviación lenta de la mirada se sigue de un movimiento rápido que devuelve el ojo a su posición inicial. La dirección de la fase rápida es la que define la dirección del nistagmo.

El nistagmo se puede clasificar como espontáneo o inducido; atendiendo a su dirección (horizontal vertical, horizontal rotatorio), según su fatigabilidad y según su grado atendiendo a su presencia en una posición de la mirada. El nistagmo espontáneo puede observarse fácilmente: el explorador desplaza su dedo índice horizontalmente delante del paciente que deberá seguirlo con la mirada al retirarlo bruscamente el ojo genera un movimiento de desestabilización. El nistagmo inducido se puede provocar por inducción calorífica.

Los movimientos anormales del ojo en el nistagmo son causados por anomalías de funcionamiento en las áreas del cerebro que controlan el movimiento, pero a menudo no se comprende muy bien la naturaleza exacta del trastorno. El nistagmo puede ser congénito (presente al nacer) o puede ser causado por una enfermedad o lesión en el proceso de la vida.

Tipos de nistagmo

El nistagmo más característico consiste en movimientos rítmicos, más rápidos en una dirección que en la contraria, es decir, se refiere a los movimientos involuntarios de los ojos que se pueden dar de lado a lado (nistagmo horizontal). Estos también se pueden llegar a presentar en otras circunstancias, es así como se les confiere el nombre:

Nistagmo de fatiga: Nistagmo que aparece cuando se mantiene excesivamente la mirada en una sola posición.

Nistagmo de fijación y de mirada patética. Nistagmo horizontal o vertical, según la fijación de la mirada que aparece al fijar la vista en un objeto. Se amplía con la mirada lateral y cesa cuando desaparece la fijación. Es indicativo de intoxicaciones tóxico medicamentosas.

Nistagmo de los mineros. Nistagmo por iluminación insuficiente.

Nistagmo de rebote. Nistagmo horizontal que late en la dirección de la mirada, fatigándose y pudiendo entonces cambiar de dirección al cambiar la mirada o relejarla en la posición positiva.

Nistagmo Optocinético. Inducido por la recepción de estímulos visuales en movimientos continuos y con una cierta cadencia.

Nistagmo posicional. Nistagmo que aparece en cambios de posición.

Nistagmo rítmico. Nistagmo en el que los ojos se mueven lentamente en una dirección y luego sobreviene un movimiento rápido en dirección opuesta.

Nistagmo terminal. Nistagmo en resorte fino y de frecuencia moderna que se produce cuando los ojos están en posición de mirada extrema.

MÉTODOS PARA DETECTAR EL NISTAGMO.

Existen dos tipos de métodos para detectar el nistagmo, los métodos que no requieren de accesorios directamente en el ojo y los métodos que requieren un accesorio directamente en el ojo.

Métodos no invasivos.

Método de conteo.

En este método el paciente observa un patrón en forma repetitiva (el más simple es un grupo de líneas equidistantes paralelas) y cuenta las líneas; lo cual efectúan en forma más sencilla cuando el ángulo de visión de los elementos adyacentes es de 20°. Si esta distancia aumenta o disminuye, llega el momento donde el conteo no se puede realizar o es erróneo. Desventajas: No es aplicable en movimientos finos del ojo, no proporciona valores cuantitativos de la magnitud de los movimientos oculares, a la personas se les restringe el movimiento de cabeza y debe permanecer en el lugar de estudio.

Métodos por televisión.

Mackworth (1958) aplicaron un método en el que el reflejo de la córnea es grabado por una videogradora mientras que una segunda cámara registra la escena expuesta al paciente; ambas imágenes son sobrepuestas de tal manera que el reflejo que muestra el movimiento ocular se ajuste para coincidir en el área de movimiento de la escena. Las desventajas son que los resultados son sólo imágenes, no entrega resultados cuantitativos, no es confiable en movimientos oculares muy finos, al paciente se le fija la cabeza apoyando su barba y mordiendo un soporte dental.

Observación del disco óptico: La única característica de éste método es que mide directamente el movimiento de una imagen de la retina tomando de referencia marcas tomadas de venas. Las desventajas son que el método fue usado por Corsweet (1958) y sólo medía movimientos horizontales, sólo se podría aplicar a personas con venas lo suficientemente largas cruzando en forma vertical la retina, requería de un espacio fijo y la estabilización de la cabeza.

Electroculograma o electronistagmografía.

Electroculograma (EOG) o electronistagmograma (ENG) es un examen que consiste en colocar electrodos cerca de los músculos de los ojos para medir el movimiento de éstos. En condiciones normales existe una diferencia de potencial de 0.4 a 5 mV. Las desventajas que la cantidad de bioseñales eléctricas provenientes de la cara mezclan la señal deseada, es una prueba corta debido al contacto piel- electrodo, no es ambulatoria y no detecta movimientos finos.

Videoculograma. Esta prueba se basa en el reflejo provocado por el oído interno y el ojo denominado reflejo vestibular, colocando electrodos para registrar el movimiento ocular e integrándolo con el registro de una videocámara. Las desventajas que los resultados son imágenes, no entregan resultados cuantitativos.

Métodos Invasivos:

Espejo del globo ocular.

Adler y Fliegelman (1934) colocaron un espejo delgado de 3mm de diámetro en el limbo temporal del ojo (M) y lo anestesiaron con una droga que no afecta la pupila ni la humedad del mismo. El paciente estaba en posición vertical y sentado, deteniendo con un dedo el párpado para evitar que lo cerraras desventajas son que sólo se grabaron movimientos oculares horizontales restringiendo los de la cabeza e imprimiendo la imagen enfocada con un lente cilíndrico (C) en una película (F). Ratliff y Riggs (1950) comprobaron que el método tenía un error matemático en su forma de calcular los movimientos oculares. Se usa anestesia provocando movimientos oculares erráticos, es invasivo y restringe los movimientos de los párpados.

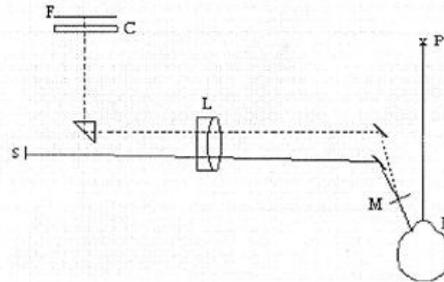


Figura 46 Espejo en el globo ocular.

Métodos del lente de contacto con barra.

Fender (1956) aportó nuevas versiones a este método; la primera consistió en agregar una barra que soporta un espejo, orientado paralelo al eje de visión, lo que permite registrar los movimientos horizontales y verticales sin afectarse por los movimientos torsionales dado que éstos son registrados por un segundo espejo el cual hace rebotar el haz de luz y pueden registrarse los movimientos. Desventajas: es invasivo, incluye un arreglo complicado de lentes, restringe el movimiento de la cabeza y se debe continuar en un lugar fijo.

Métodos usando una bobina magnética de rastreo.

Robinson (1963) midió el movimiento ocular a través del voltaje generado en bobinas montadas en la parte de la esclera de un lente de contacto. La cabeza del paciente estaba en un campo magnético alternante y uniforme. El nivel de ruido de los amplificadores es mayor al 2mV y su exactitud es 0.01 de 1. El sistema era capaz de registrar frecuencias mayores de 1000Hz, lo cual permite registrar movimientos sacádicos y temblores finos. Desventaja: es invasivo, no es ambulatorio, restringe el movimiento de la cabeza y debe ser practicado en el lugar de estudio.

Método del acelerómetro.

Aquí se registrará mediante el doblamiento de una galga o un piezoeléctrico pegado al bastoncillo de un lente de contacto. El bastoncillo debe de poder doblarse cuando el ojo efectúa un movimiento sacádico. Thomas (1961), Bengi (1967) y Boyce (1968) aplicaron este método para medir la distribución de los sacádicos y para sacar estadísticas de sus magnitudes. Desventajas: No detecta movimientos lentos, es invasivos, restringe los movimientos de la cabeza, no es ambulante.

3 METODOLOGÍA DE DISEÑO

La metodología son todos y cada uno de los procedimientos, técnicas, ayudas o herramientas para diseñar. En cierto sentido, cualquier forma identificable para trabajar, en el contexto de diseño puede considerarse un método de diseño.

A continuación se describe el método de diseño empleado para la elaboración del sistema polisonográfico para identificación del estado de vigilia alerta en conductores de autotransportes:

En primera instancia se encuentra la identificación de la necesidad básica, la definición de los objetivos y alcance; continuando con el diseño conceptual que incluye la búsqueda de soluciones ya existentes y la propuesta de nuevas desde el punto de vista de la ingeniería la elección de la solución con mayor viabilidad, sus requerimientos y especificaciones.

En segundo lugar se requiere tener el conocimiento de los conceptos básicos de las señales biológicas a utilizar, su origen, sus parámetros, modelos y formas de procesamiento; así como el conocimiento de la actividad a caracterizar, en este caso el estado de sueño en conductores.

Una vez realizada la investigación descrita se inicia con el diseño de configuración, que consiste en el análisis y simulación en software especializado, de los circuitos que permitan la adquisición, procesamiento e identificación de los estados de vigilia, somnolencia y sueño.

La construcción de los subsistemas en tablilla de pruebas y la caracterización de cada uno de acuerdo a las especificaciones, en este pasó también se realizará la convalidación de los subsistemas.

Una vez verificada la funcionalidad de los subsistemas por separado, se integrará el sistema por completo en tablilla de pruebas y se realizará la interfaz gráfica para la calibración del sistema en un ambiente controlado.

Ya integrado el sistema y caracterizado con parámetros controlados, se procederá al diseño de detalle y la creación del prototipo funcional y la ejecución de las pruebas para caracterización en un ambiente real.

Finalmente se obtendrán resultados y conclusiones de la propuesta.

A continuación se presenta el diagrama de flujo de la metodología a seguir para el diseño del Sistema Polisonográfico para identificación del estado de vigilia alerta en conductores de autotransporte.



Figura 47 Diagrama de flujo de la metodología a seguir para la solución de la propuesta

4 DISEÑO CONCEPTUAL

Considerando y empleando los términos presentados en los antecedentes y en el marco teórico y en función de la metodología de diseño, a continuación se presentan las características del sistema polisonográfico para identificación del estado de vigilia en los conductores de autotransportes se va a diseñar, en base a las necesidades del usuario.

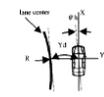
NECESIDAD BÁSICA

Debido a que el conductor es el responsable jurídico de la toma de decisiones en la conducción y de las condiciones del vehículo, es necesario un sistema que identifique el estado de vigilia, somnolencia y sueño, en un ambiente real.

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.

Uno de los principales medios de transporte de carga y de pasajeros es el terrestre, pero su índice de accidentes y mortalidad es alto, uno de los factores que provoca los incidentes son la fatiga, que causa desde la falta de atención hasta la presencia de microsueños. Algunos de los medios para identificar la pérdida del estado de vigilia en los conductores son: el procesamiento de imágenes, la técnica de conducción y los parámetros fisiológicos; sin embargo los dos primeros son métodos para identificar el estado de vigilia indirectamente, es decir, se identifican los efectos del sistema mecánico producidos por sistema biológico, generando con ello un retraso en la identificación de la pérdida del estado; mediante los parámetros fisiológicos se han desarrollado plataformas para obtener los intervalos de hasta 12 bioseñales, sin embargo aún están inmersas en un ambiente virtual. En la tabla 3 se muestra la comparación.

Tabla 3 Comparación de los sistemas actuales para identificación del estado de vigilia

SISTEMA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD DE SEÑALES	ESTADO QUE IDENTIFICA	TIPO DE PROCESAMIENTO	AMBIENTE
 Mercedes-Benz 2006	Identifica por medio de procesamiento de imágenes la apertura y cierre de los ojos	1 ✗	Sueño ✗	directo	Real
Universidad de Minnesota	Identificación por medio de la frecuencia cardíaca	1 ✗	Somnolencia	directo	Virtual ✗
 Matsuda y Masaaki Makiki	Identifica frecuencia cardíaca con un electrodo en el asiento	1 ✗	Somnolencia	directo	Virtual ✗
Universidad de Lyon,	Integración de EMG, ECG, frecuencia cardíaca, EEG y temperatura	5	Somnolencia	directo	Virtual ✗
 Honda	Método de conducción	1 ✗	Sueño ✗	Indirecto	Real
Propuesta	Integración de frecuencia cardíaca, EMG, nistagmo y temperatura corporal	4	Vigilia	directo	Real

En base a la tabla comparativa se deduce que se requiere de un sistema para identificar el estado de vigilia, con parámetros fisiológicos del conductor en un ambiente real.

Por lo ya argumentado, se propone el monitoreo de 4 bioseñales para la identificación del estado de vigilia alerta: la frecuencia cardíaca, tomo muscular (electromiograma), presencia de nistagmo y la temperatura corporal.



Figura 48 Propuesta del monitoreo de 4 bioseñales, para la identificación del estado de vigilia.

REQUERIMIENTOS DEL USUARIO

Se obtuvo la información del usuario sobre los requerimientos que se desea que cubra el sistema:

- **Fácil de usar:** que contenga la menor cantidad de botones o controles, sin ajustes manuales,
- **Imperceptible:** que el usuario no perciba a simple vista el sistema, dimensiones pequeñas y que no estorbe o entorpezca el conducir, el procesamiento de las señales sean transparente al usuario, es decir, que note la respuesta y no el funcionamiento.
- **Adaptabilidad al usuario:** que no requiera colocar en una sola posición las manos, que se pueda usar en cualquier edad, género, antropometría, raza, tés o características propias de las manos (con barniz de uñas, anillos, grasa, etc).
- **Adaptabilidad al automóvil:** Adaptable al tablero o volante, fácil de montar y desmontar.
- **Durabilidad:** que no requiera repuestos específicos o renovables, que no requiera baterías que deban cambiarse, la menor cantidad de conectores del sistema y bajo mantenimiento
- **Resistente:** a la humedad, cambios de temperatura y luminosidad.
- **Seguridad:** Estable y sin elementos dañinos al usuario.
- **Funcionalidad:** que sea eficiente.

Estos requerimientos fueron calificados por subsistemas (Electromiograma, frecuencia cardíaca, nistagmo y temperatura corporal), por el usuario en orden de importancia, siendo aquellos que consideró en mayor prioridad con el valor de 5 unidades y con mínima prioridad el valor de la unidad. Obteniendo los resultados que se expresan en las tablas 4,5,6 y 7

Tabla 4 Requerimientos del usuario de menor a mayor orden de importancia del electromiograma

REQUERIMIENTO	REQUERIMIENTO ESPECÍFICO	VALOR
Imperceptible	no perceptible a simple vista	1
Imperceptible	pequeño	1
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero o volante	1
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	2
Durabilidad	conectores del sistema	2
Fácil de usar	trasparente (que el usuario no note la actividad del sistema)	3
Adaptabilidad al automóvil	Fácil montaje y desmontaje	3
resistente	a la humedad	3
resistente	resistente a los cambios de temperatura	3
Fácil de usar	sin ajustes manuales	4
Adaptabilidad al usuario	que sea para cualquier altura de la persona	4
resistente	resistente a los cambios de la luz	4
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para todas las edades	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para hombre o mujer	5
Adaptabilidad al usuario	características propias de la mano (dimensiones, color)	5
seguridad	estable	5
seguridad	sin elementos dañinos al usuario	5
Funcional	Eficiente	5

Tabla 5 Requerimientos del usuario de menor a mayor orden de importancia de la frecuencia cardiaca

REQUERIMIENTO	REQUERIMIENTO ESPECÍFICO	VALOR
Imperceptible	no perceptible a simple vista	1
Imperceptible	pequeño	1
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero o volante	1
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	2
Durabilidad	conectores del sistema	2
Fácil de usar	trasparente (que el usuario no note la actividad del sistema)	3
Adaptabilidad al automóvil	Fácil montaje y desmontaje	3
resistente	a la humedad	3
resistente	resistente a los cambios de temperatura	3
Fácil de usar	sin ajustes manuales	4
Adaptabilidad al usuario	que sea para cualquier altura de la persona	4
resistente	resistente a los cambios de la luz	4
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para todas las edades	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para hombre o mujer	5
Adaptabilidad al usuario	características propias de la mano (dimensiones, color)	5
seguridad	estable	5
seguridad	sin elementos dañinos al usuario	5
Funcional	Eficiente	5

Tabla 6 Requerimientos del usuario de menor a mayor orden de importancia de la Nistagmo

REQUERIMIENTO	REQUERIMIENTO ESPECÍFICO	VALOR
Imperceptible	no perceptible a simple vista	1
Imperceptible	pequeño	1
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero	1
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	2
Durabilidad	fácil de alimentar	2
Fácil de usar	fácil de mantener	3
Adaptabilidad al automóvil	Fácil montaje y desmontaje	3
Resistente	a la humedad	3
Resistente	resistente a los cambios de temperatura	3
Fácil de usar	sin ajustes manuales	4
Adaptabilidad al usuario	que sea para cualquier altura de la persona	4
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición la persona	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para todas las edades	5
Adaptabilidad al usuario	que sea para hombre o mujer	5
Adaptabilidad al usuario	características propias de la mano (dimensiones, color)	5
Resistente	resistente a los cambios de luz	5
seguridad	estable	5
seguridad	sin elementos dañinos al usuario	5
Funcional	Eficiente	5

Tabla 7 Requerimientos del usuario de menor a mayor orden de importancia de la Temperatura corporal

REQUERIMIENTO	REQUERIMIENTO ESPECÍFICO	VALOR
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero o volante	1
resistente	resistente a los cambios de la luz	1
Adaptabilidad al usuario	que sea para cualquier altura de la persona	3
Adaptabilidad al usuario	características propias de la mano (dimensiones, color)	3
resistente	a la humedad	3
Fácil de usar	trasparente (que el usuario no note la actividad del sistema)	4
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	4
Adaptabilidad al usuario	que sea para todas las edades	4
Adaptabilidad al usuario	que sea para hombre o mujer	4
Adaptabilidad al automóvil	Fácil montaje y desmontaje	4
Fácil de usar	sin ajustes manuales	5
Imperceptible	perceptible a simple vista	5
Imperceptible	pequeño	5
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	5
Durabilidad	conectores del sistema	5
resistente	resistente a los cambios de temperatura	5
seguridad	estable	5
seguridad	sin elementos dañinos al usuario	5
Funcional	Eficiente	5

En general los requerimientos con mayor demanda por parte del usuario son:

- Sin ajustes manuales
- Que no sea perceptible a simple vista (pequeño)
- Sin elementos dañinos al usuario
- Que no requiera repuestos específicos
- Que no contenga conectores excesivos en el sistema
- Resistente a cambios de luz, humedad y temperatura

En base a los requerimientos específicos se desarrolló el ejercicio de Quality Function Deployment (QFD) para obtener las especificaciones de los subsistemas y las prioridades técnicas. Las tablas de QFD por subsistema se presentan en el Anexo I.

ANÁLISIS DE ESPECIFICACIONES

PERFIL ANATÓMICO FISIOLÓGICO DEL CONDUCTOR

La investigación requiere de un perfil anatómico fisiológico del conductor, debido a que existen indicativos que acotan al grupo con mayor vulnerabilidad a la incidencia de accidentes:

ELEMENTO ANATÓMICO FISIOLÓGICO	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Sexo	Masculino	
Edad	20-30	años
Peso	60-90	Kg.
Estatura	1.50-1.80	m.
	20 a 5000	µV.
Sin cardiopatías	0.5 a 1.2	Hz
	60 a 90	Pulsos /min.
Sin patologías oculares		
Sin consumo de estimulantes como el café, alcohol o drogas.		

PERFIL DE LA SEÑAL CARDIACA.

La señal cardiaca debe contener los siguientes elementos [34]:

ELEMENTO SEÑAL CARDIACA	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Frecuencia	0.5 a 1.2	Hz
Amplitud	0.00001a 5	V.
Densidad sanguínea	30 a 120	µV
Pulsaciones cardiacas	60 a 90	Pulsos /min
Amplificación de la señal	100 en cadena	
Filtro de la señal	0 a 2	Hz

El sensor del pulso cardiaco, debe cumplir con las siguientes especificaciones.

ELEMENTO DEL SENSOR PARA EL PULSO CARDIACO	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Rango de operación tensión	(-10) a 10	V.
Rango de operación frecuencia	0 a 100 KHz	Hz
Precisión	0.001	μ V
desviación de cero (cambios de luminosidad)	menor a 0.1	μ V
Sensibilidad del sensor	0.001	pV/div.
Linealidad	0.001	μ V/Hz
Repetibilidad	Mayor al 80%	%
Dimensiones del sensor	1x 0.5x 1.5	cm

PERFIL DE SEÑAL MUSCULAR.

La señal muscular debe contener los siguientes elementos [27]:

ELEMENTO SEÑAL CARDIACA	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Frecuencia	5 a 2000	Hz
Amplitud	20 a 5000	μ V.
RMS	104 a 1127	μ V
Impedancia biológica	200a 1M Ω	Ω
Amplificación de la señal	100 en cadena	
Filtro de la señal	0 a 400	Hz

El sensor para la identificación de la señal mioeléctrica, debe cumplir con las siguientes especificaciones.

ELEMENTO DEL SENSOR PARA EL PULSO CARDIACO	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Rango de operación tensión	(-10) a 10	V.
Rango de operación frecuencia	0 a 100 KHz	Hz
Precisión	0.001	μ V
desviación de cero (cambios de luminosidad)	menor a 0.1	μ V
Sensibilidad del sensor	0.001	pV/div.
Linealidad	0.001	μ V/Hz
Repetibilidad	Mayor al 80%	%
Dimensiones del sensor	2x 2 x 0.5	cm

PERFIL DE LA TEMPERATURA CORPORAL.

La temperatura corporal debe contener los siguientes elementos:

ELEMENTO SEÑAL CARDIACA	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Frecuencia	0.02 a 100	Hz
Amplitud	-80 a 125	mV.
Amplificación de la señal	10 en cadena	

El sensor para la identificación de la temperatura corporal, debe cumplir con las siguientes especificaciones.

ELEMENTO DEL SENSOR PARA EL PULSO CARDIACO	INTERVALO	UNIDAD DE MEDICIÓN
Rango de operación tensión	-15 a 15	V.
Rango de operación frecuencia	0 a 100	Hz
Precisión	0.01	μ V
desviación de cero (cambios de luminosidad)	menor a 0.1	μ V
Sensibilidad del sensor	0.001	pV/div.
Dimensión del sensor	125	mm ³

Debido al tiempo de procesamiento requerido por el subsistema de Nistagmo y en función de los objetivos y alcances del proyecto, se tomó la decisión de desarrollar el subsistema como trabajo a futuro. Quedando la propuesta con tres señales biológicas: Electromiograma, frecuencia cardiaca y temperatura corporal.

5 DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

El sistema consta de las siguientes fases: el conductor y su actividad, adquisición de las bioseñales, procesamiento de las señales por separado, integración de los subsistemas, identificación del estado de forma integral y la emisión del estado mediante una interfaz gráfica, como se muestra en el siguiente figura.

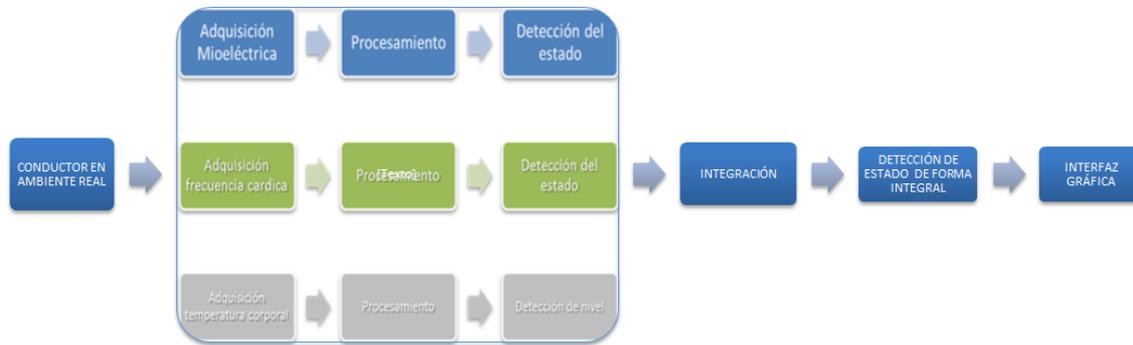


Figura 49 Configuración general del sistema

Para llevar a cabo el desarrollo del sistema se tuvieron diversas opciones de cada una de las fases. Algunas de las opciones se mencionan a continuación:

- **Opción A.** Adquirir y procesar las señales mediante un sistema comercial (INFINITI, ver Anexo 7), importar los datos de su base, procesarlos, generar el identificador de patrones y emitirlos a través de una interfaz gráfica de un software externo (Matlab o Matemática). Esta opción pretende minimizar tiempo de ejecución, sin embargo aumenta el costo del sistema, ya que INFINITI es multifuncional y en éste caso quedaría restringido a una sola actividad.
- **Opción B.** Adquirir, procesar, detectar y emitir la interfaz gráfica únicamente con electrónica analógica. En esta opción el tiempo de procesamiento de las señales es óptimo, sin embargo las dimensiones físicas del dispositivo aumentan y limita la posibilidad de realizar modificaciones de adaptabilidad al usuario.
- **Opción C.** Adquirir, procesar, detectar y emitir la interfaz gráfica únicamente mediante un software dedicado a procesamiento de señales (Labview). En dicha opción la dimensión del dispositivo disminuye, pero el tiempo de procesamiento es deficiente, elemento que atenta contra el objetivo principal.
- **Opción D.** Adquirir las señales mediante electrónica analógica, realizar un procesamiento mixto (analógico digital), detección de niveles, identificación del estado y la emisión de interfaz gráfica mediante un software dedicado a procesamiento de señales (labview). En esta opción la velocidad de procesamiento permite mantener el objetivo principal, brinda la posibilidad de ejecutar modificaciones adaptativas al usuario y no aumenta las dimensiones del dispositivo. Además de permitir almacenamiento de la información para el análisis de patrones.
- **Opción E.** Adquirir las señales mediante electrónica analógica, realizar un procesamiento mixto (analógico-digital), detección de niveles, identificación del estado y emisión de interfaz gráfica mediante un microcontrolador. En esta opción la velocidad de procesamiento permite mantener el objetivo principal; brinda la posibilidad de ejecutar modificaciones adaptativas al usuario y no aumenta las dimensiones del dispositivo. Motiva la independencia del sistema. Sin embargo para ejecutar esta opción es necesario contar previamente con los patrones a identificar de cada estado del conductor.

Debido a que el sistema está conformado por tres subsistemas, también se menciona brevemente la configuración de cada uno.

SUBSISTEMA ELECTROMIOGRAMA.

La configuración consta básicamente de los siguientes módulos:

- Grupo muscular a sensar
- Sensado
- Módulo de preamplificación
- Módulo de amplificación
- Módulo de filtrado
- Módulo de rectificación
- Módulo de promedio.
- Módulo de detección de nivel
- Integración con el sistema

La configuración se muestra en la siguiente figura. La manera en que los módulos interactúen entre ellos y con el resto del sistema atenderá a las pruebas de funcionamiento que se realicen.



Figura 50 Configuración básica del subsistema electromiograma.

SUBSISTEMA DE FRECUENCIA CARDIACA.

La configuración consta de los siguientes módulos:

- Zona con mayor volumen sanguíneo
- Sensado
- Módulo de amplificación
- Módulo de filtrado
- Módulo de promedio.
- Módulo de detección de nivel
- Integración con el sistema

La configuración se muestra en la siguiente figura. La manera en que los módulos interactúen entre ellos y con el resto del sistema atenderá a las pruebas de funcionamiento que se realicen.



Figura 51 Configuración básica del subsistema de Frecuencia Cardíaca

SUBSISTEMA DE TEMPERATURA CORPORAL.

La configuración consta de los siguientes módulos:

- Zona con cambios de temperatura corporal promedio
- Sensado
- Módulo de amplificación
- Módulo de promedio.
- Módulo de detección de nivel
- Integración con el sistema

La configuración se muestra en la figura 52. La manera en que los módulos interactúen entre ellos y con el resto del sistema atenderá a las pruebas de funcionamiento que se realicen.



Figura 52 Configuración básica del subsistema de temperatura corporal

6 DISEÑO DE DETALLE

Debido a los alcances propuestos en este sistema, se elige la opción D de configuración, de acuerdo con la metodología se continua con el rediseño o calibración del sistema, en función de las especificaciones.

El diseño de detalle se aborda por cada subsistema, hasta la fase de integración.

6.1 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

6.1.1 GRUPO MUSCULAR.

Debido a la posturografía del conductor y al movimiento desarrollado propiamente en la conducción vehicular (flexión, extensión, aducción y abducción del brazo), se eligieron dos grupos musculares para obtener un promedio de la actividad muscular. El bíceps braquial del brazo derecho (que pertenece al grupo muscular de los flexores comunes del antebrazo) y el trapecio (que pertenece a los elevadores de la escápula). A los dos músculos se les colocó los sensores en función de los protocolos de seguridad sugeridos por Perotto [30], para el trapecio se deben de ubicar las fibras inferiores, entre el área medial del ángulo inferior de la escápula y la séptima vertebra torácica (T7), con referencia en la escápula o el hombro, como se muestra en la figura 49 a. Para el bíceps braquial se debe de ubicar en la zona media entre el hombro y el codo (ver la figura 49 b), con referencia en el codo.

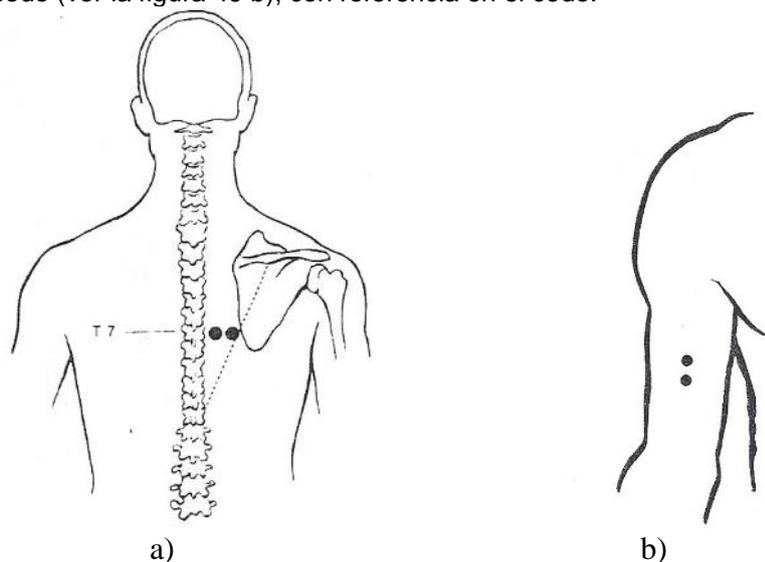


Figura 53 a) Ubicación de los sensores para el trapecio, b) Ubicación para los sensores en el bíceps braquial, de acuerdo a la sugerencia de Perotto [30]

En lo subsecuente al bíceps braquial se denominará como MIO-1 y al trapecio como MIO-2, generando así dos canales para la señal mioeléctrica.

La adquisición y el procesamineto para MIO-1 y MIO-2, contien la misma estructura.

6.1.2 AQUISICIÓN DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA.

ELECTRODOS

Para la adquisición de la señal mioeléctrica, se usaron tres electrodos superficiales de plata-cloruro de plata 3M (Anexo II). Debido a que son de fácil adquisición y no requieren de un mantenimiento específico.

Los electrodos se ubicaron en configuración bipolar, con una referencia, es decir dos electrodos lo más cercanamente posible entre si y un tercer electrodo en una referencia la cual se sugiere sea en una zona eléctricamente inactiva (hueso).

CABLES:

Los cables y conectores con los cuales se transmite la señal mioeléctrica sin procesar al resto del sistema, son Molex Médico de 90 cm, debido a su fácil adquisición y conector universal para electrodos superficiales.

6.1.3 PREAMPLIFICACIÓN Y AMPLIFICACIÓN.

PREAMPLIFICACIÓN

Para la primera etapa de la adquisición de la señal mioeléctrica se utilizó un circuito integrado AD620 de Analog Devices (Anexo III), el cual pertenece a la familia de los amplificadores de instrumentación, su función básica es diferenciar entre dos señales, en este caso las provenientes de los electrodos; la diferencia de las señales técnicamente, es la señal deseada y no el ruido adquirido por el contexto. El AD620 se eligió por su rechazo al Voltaje de Modo Común y su capacidad para adaptar la ganancia (que va desde 1 a 10,000 veces su valor inicial). Para obtener la ganancia deseada se emplea la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

Para cubrir con los requerimientos del subsistema (se debe de poder usar por los dos géneros y para cualquier edad), se decidió trabajar con una ganancia adaptativa entre 2,000 y 10,000. Obteniendo con ello el uso de una resistencia de precisión variable (R_G) con un valor de 10Ω .

En la misma fase se decidió implementar un filtro pasa bajas con frecuencia de corte (f_c) 16Hz, con un capacitor de $1000\mu f$ para eliminar las frecuencias debidas a otros fenómenos biológicos como la respiración. Cumpliendo el modelo de:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot R} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1000\mu F \cdot 10\Omega} = 15.91Hz$$

Quedando la siguiente configuración:

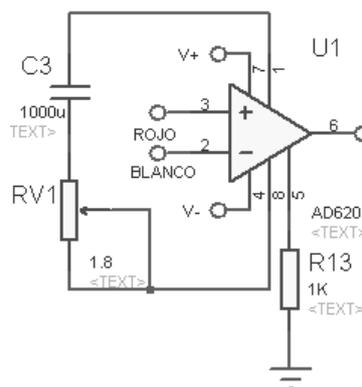


Figura 54 Preamplificador con filtro pasa bajas, de la señal mioeléctrica.

AMPLIFICACIÓN

Una vez que la señal fue pre amplificada y se vuelve a amplificar para aumentar la amplitud, es por ello que se requiere utilizar otra etapa de amplificación en cadena, pero con una ganancia menor, ahora con $R_G=560K\Omega$. Como se muestra a continuación.

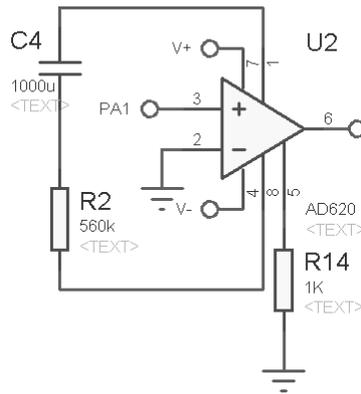


Figura 55 Amplificador de la señal mioeléctrica

6.1.4 FILTRADO

Debido a que la señal mioeléctrica es susceptible a la influencia del resto de las señales en el ambiente, es necesario implementar un filtro tal que no modifique la amplitud, ni la morfología de la señal; en este caso se implementó un filtro pasa bajas Butterworth de cuarto orden [26], con una frecuencia de corte de 400Hz, dado que la densidad espectral de potencia de la señal mioeléctrica corre de 0 a 400 Hz, algunos músculos hasta 600Hz [31], se elige la $f_c = 500$ Hz.

En el diseño del filtro pasa bajas para obtener la frecuencia f_c , se proponen un capacitor $C=150$ nf y una resistencia de $R=2.2$ K ω , obteniendo:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 150nF \cdot 2.2k\Omega} = 482.288Hz$$

Obteniendo la siguiente configuración para el filtro.

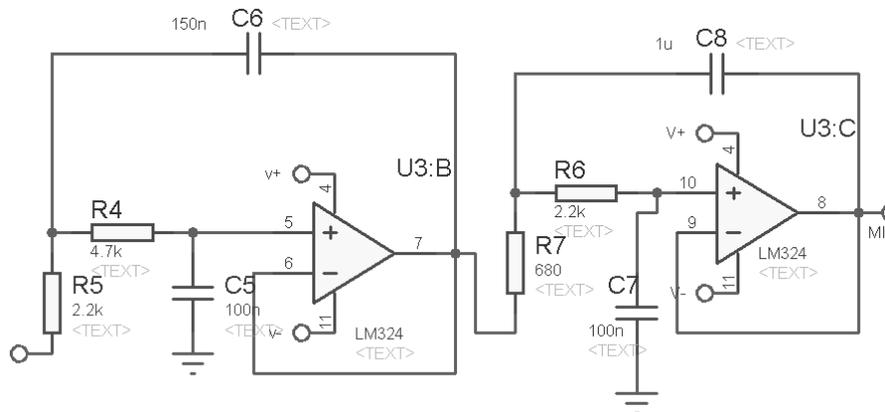


Figura 56 Filtro pasa bajas, de la señal mioeléctrica.

El procesamiento analógico de la señal mioeléctrica para los dos canales, fue simulado por proteus por ISIS y ARES, obteniendo el siguiente esquemático.

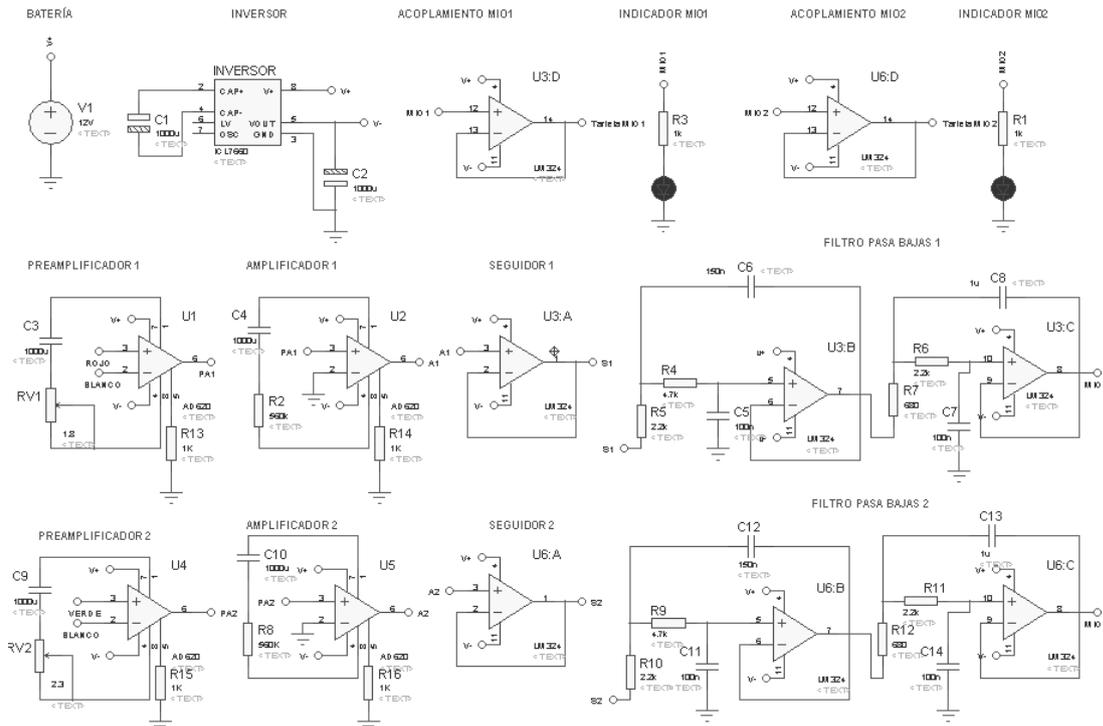


Figura 57 Esquemático en ISIS para la adquisición y procesamiento de la señal Mieléctrica con dos canales.

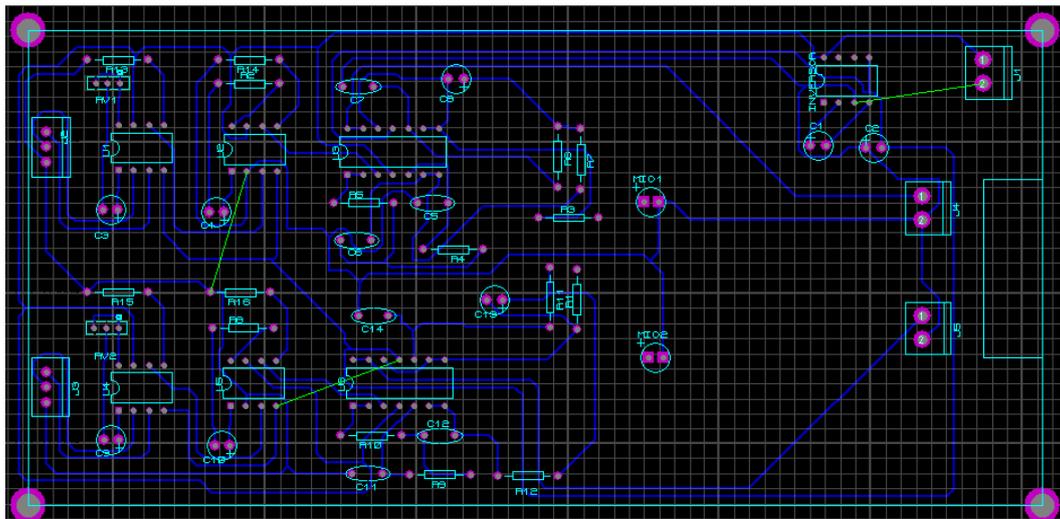


Figura 58 Esquemático del PCB en ARES de la señal Mieléctrica con dos canales



Figura 59 Simulación en 3D del esquemático de la señal Mieléctrica

6.1.5 RECTIFICADO Y PROMEDIO DE LA SEÑAL

Hasta el momento se tiene completo el espectro de la señal mioeléctrica, para realizar la detección de niveles es necesario obtener sólo las características generales de dicha señal, es por ello que se aplica el Valor Medio Absoluto. Para realizar este procesamiento, se eligió el software de Labview versión 11.0 y la tarjeta de adquisición de señales de National Instruments (NI) modelo USB 6008 con las siguientes características: Resolución de 14 bits, hasta 48000 muestras por segundo, 8 canales analógicos simples, 4 diferenciales, 2 salidas analógicas, 12 canales digitales y 1 contador 32 bits, como se puede apreciar en la siguiente figura. Ver Anexo IV.



Figura 60 Tarjeta de adquisición de NI modelo USB 6008

Implementándose la configuración que se presenta en la figura 58. Se adquiere la señal mioeléctrica por medio de uno de los canales analógicos con un muestreo de 1kHz, se filtra a través de un filtro pasa banda de 48 a 65Hz para asegurar que no afecte la interferencia magnética, se rectifica la señal, se vuelve a filtrar por un filtro pasa bajas de 100Hz para eliminar los armónicos y finalmente se aplica la Media Absoluta, obteniendo valores tales que se pueden comparar con niveles específicos. Además se implementa la herramienta de almacenamiento de datos.

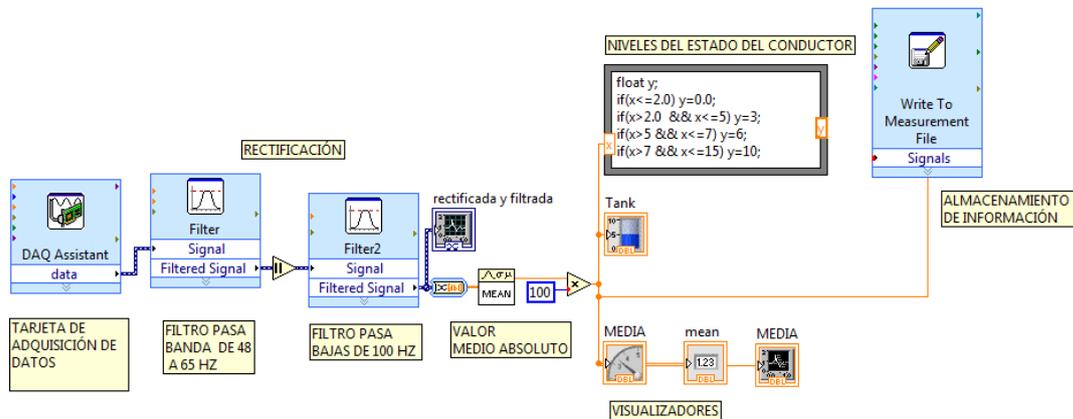


Figura 61 Procesamiento digital de la señal mioeléctrica

La información se despliega en la ventana de la interfaz

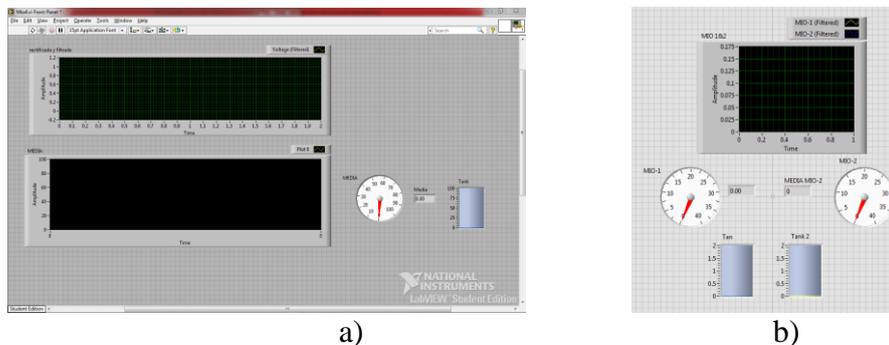


Figura 62 a) Interfaz gráfica para la señal mioeléctrica MIO-1.
b) Interfaz gráfica para el procesamiento de MIO 1 y MIO-2

6.2 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL CARDIACA

6.2.1 ZONA CON MAYOR VOLUMEN SANGUINEO.

La técnica de fotometría o pulsoximetría, convencionalmente obtiene la diferencia de volumen sanguíneo, ubicando el sensor en la falange distal del dedo índice (es indistinto si se coloca en la mano izquierda o derecha), sin embargo, debido a que la conducción requiere de la movilidad total de la mano, se buscó ubicar otras zonas corporales para la adquisición de la señal de frecuencia cardiaca; para el diseño, desarrollo y convalidación del sistema, el sensor se ubicó en la falange distal como se muestra en la figura 63, pero se realizaron algunas pruebas en la parte superior de la escápula, ver figura 64.



Figura 63 Ubicación del sensor en la falange distal del dedo índice de la mano derecha.

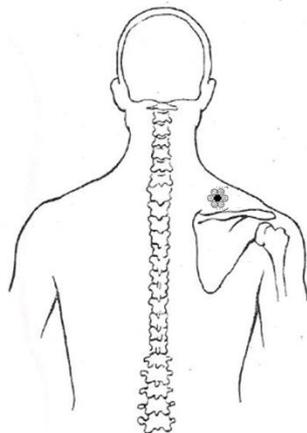


Figura 64 Ubicación del sensor en la parte superior de la escápula.

6.2.2 AQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA.

En base a los resultados obtenidos en el trabajo de Gómez [35] es que se presenta el siguiente diseño.

Debido a que se requiere obtener la diferencia de volumen sanguíneo en la fase de sistólica, el sensor óptico que permite una óptima adquisición del reflejo del haz producido por un led infrarrojo, en la sangre es el fotodiodo.

La actividad de conducción se realiza en ambientes lumínicos variables, motivo por el cual, es necesario modular la señal en frecuencia para disminuir la incidencia lumínica sobre el sensor óptico, dicha modulación se genera con un oscilador a 1KHz con un integrado NE555, teniendo como configuración la siguiente:

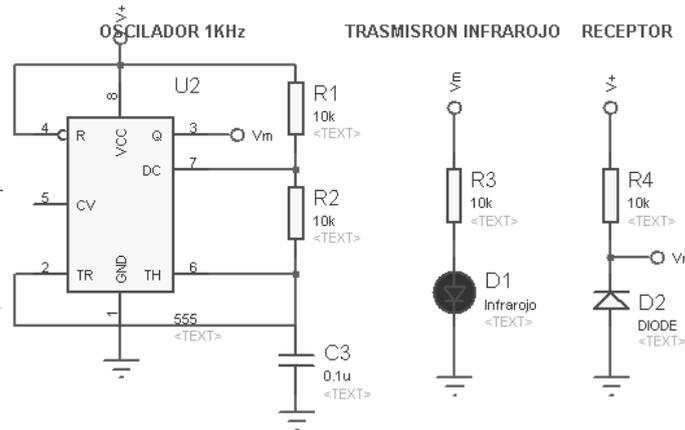


Figura 65 Configuración del sensor para la adquisición del volumen sanguíneo.

6.2.3 PREAMPLIFICADOR

La señal que se obtiene de fotodiodo se encuentra en el nivel de los milivolts, por lo tanto es necesaria una etapa de amplificación la cual se logra con un amplificado de instrumentación en configuración de amplificador inversor, teniendo con una ganancia variable $R_G=10k\Omega$. Como se muestra en la siguiente imagen.

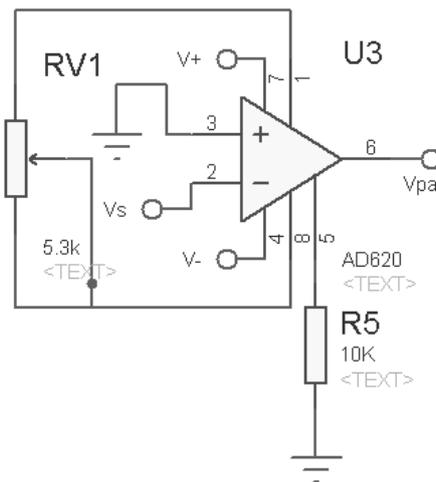


Figura 66 Configuración del preamplificador para la señal cardiaca.

6.2.4 FILTRADO

Ya que se moduló la señal en frecuencia es necesario emplear un filtro para eliminar la frecuencia de modulación y también para eliminar frecuencias muy cercanas a la señal deseada. Se eligió usar un filtro pasa bajas Butterworth de segundo orden, con una frecuencia de corte de 2Hz, dado que la máxima frecuencia a la cual podría estar un ser humano es 1.5Hz (taquicardia).

En el diseño del filtro pasa bajas para obtener la frecuencia f_c , se proponen un capacitor $C=1\mu f$ y una resistencia de $R=68k\Omega$, obteniendo:

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1\mu f \cdot 68k\Omega} = 2.3Hz$$

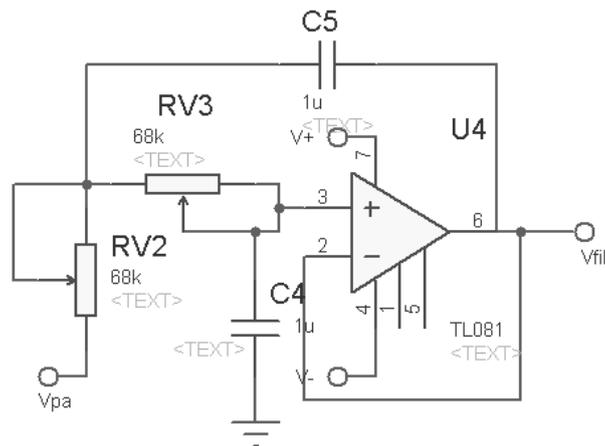
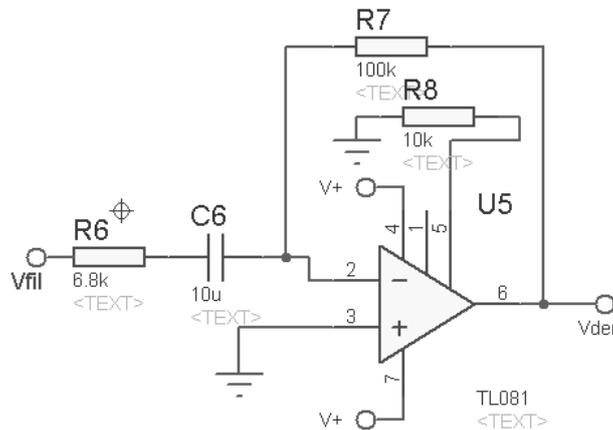


Figura 67 Filtro pasa bajas con $F_c=2.3$ Hz, para la frecuencia cardiaca.

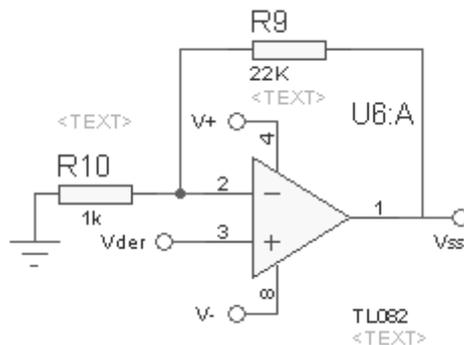
DERIVADOR

Es necesario implementar un compensador para poder adaptar el subsistema al usuario, se eligió un derivador con frecuencia en 1.2 Hz, la configuración de muestra a continuación.



AMPLIFICADOR

La señal está a al nivel de milivolts por lo tanto se requiere una fase de amplificación con ganancia $G=20$.



6.2.5 COMPARADOR

Para obtener la frecuencia cardiaca es necesario convertir la señal analógica en pulsos para poder identificar flancos, para ello se utiliza un comparador de lazo abierto, como se indica en la figura.

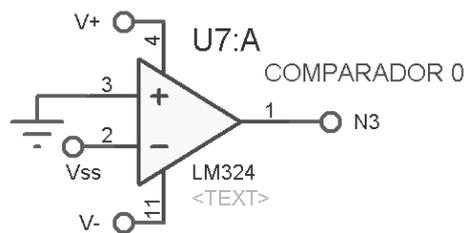


Figura 68 Comparador de lazo abierto para generar pulsos.

Sin embargo las pruebas comprobaron que la señal cardiaca presentaba un corrimiento dependiendo de las condiciones metabólicas del usuario, generando la necesidad de tener un detector de nivel variable, para fines prácticos se diseñaron 3 detectores de nivel en base de las pruebas realizadas, a -5 V, -2 V y 2 V. Teniendo un detector de nivel adaptable dependiendo del usuario.

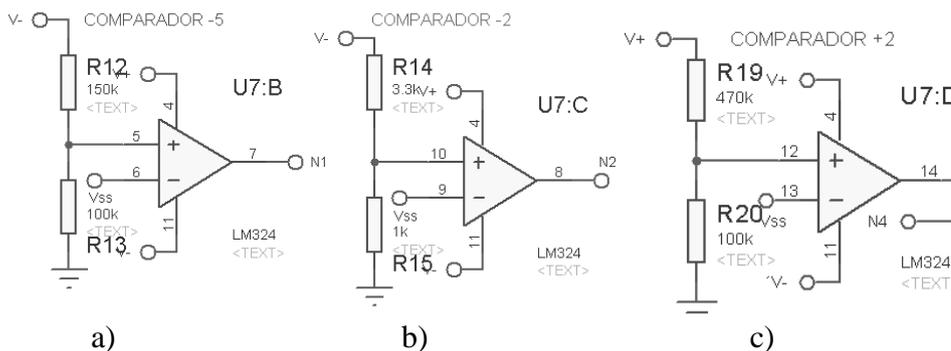


Figura 69 Detectores de nivel para la señal cardiaca

El procesamiento analógico de la señal cardiaca, fue simulado por proteus por ISIS y ARES. Obteniendo el siguiente esquemático.

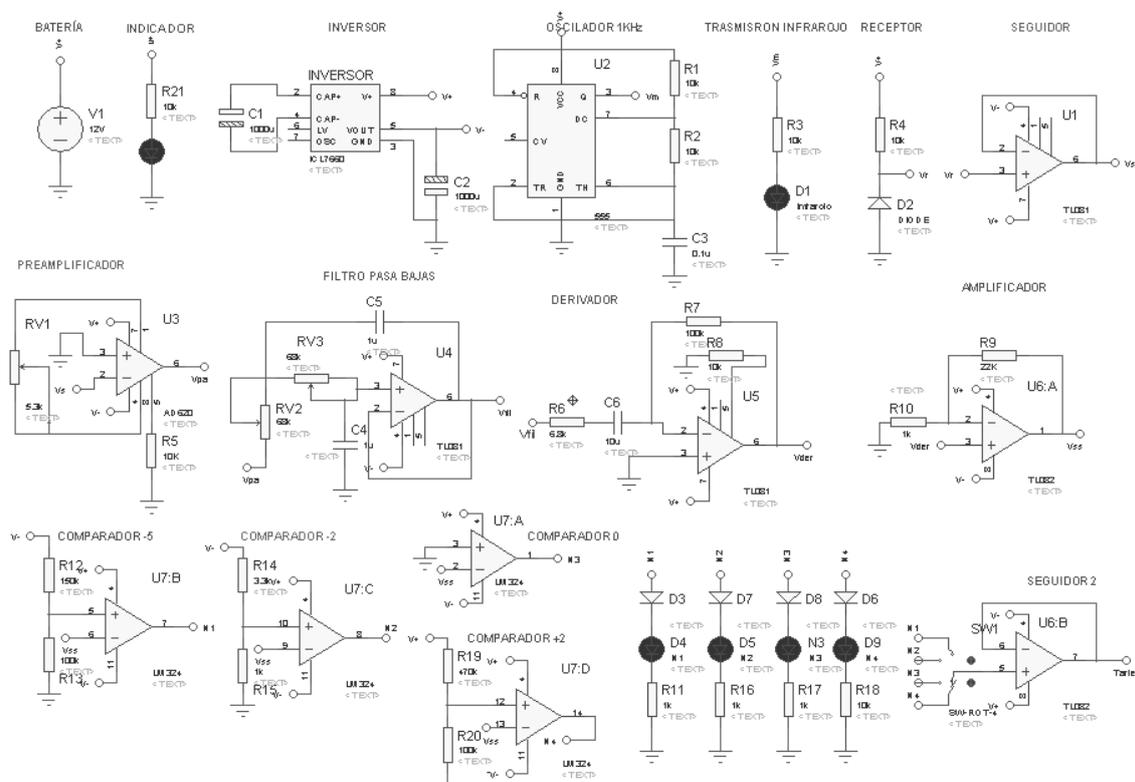


Figura 70 Esquemático en ISIS para la adquisición y procesamiento de la señal cardiaca.

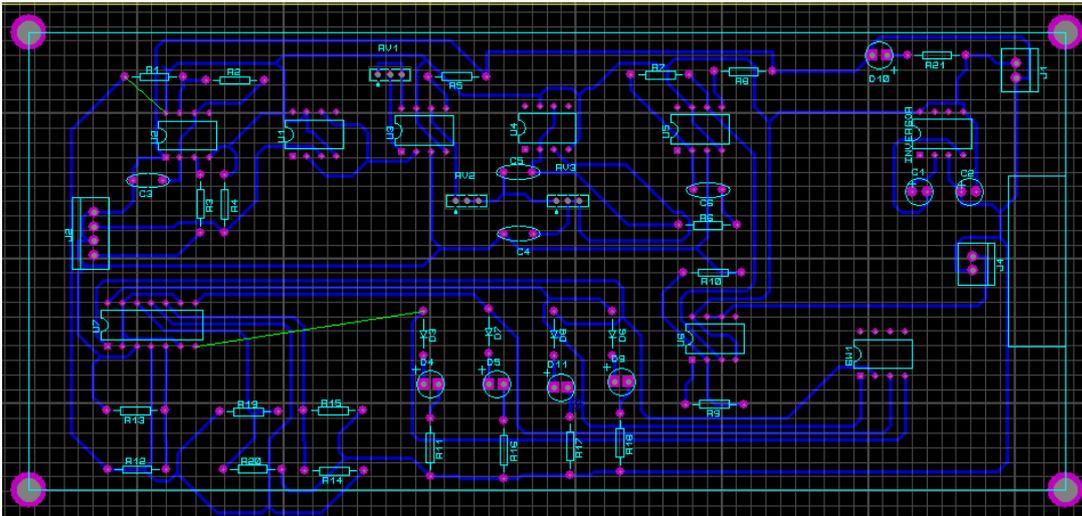


Figura 71 Esquemático del PCB en ARES de la señal Cardíaca.

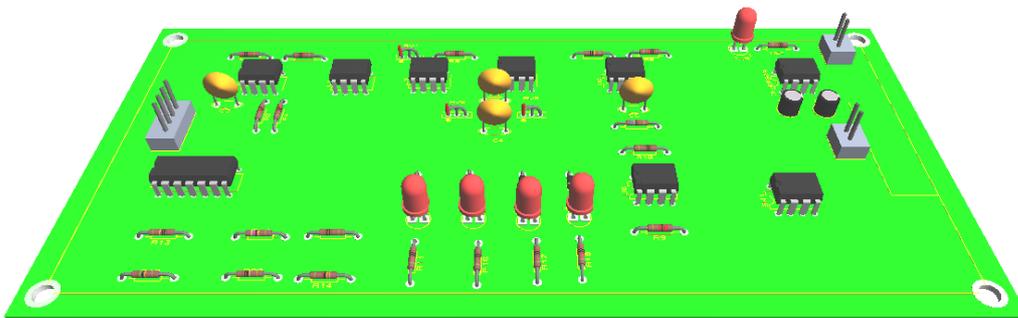


Figura 72 Simulación en 3D del esquemático de la señal cardíaca

6.2.6 IDENTIFICADOR DE PULSOS Y PROMEDIO DE LA SEÑAL Y CONTADO.

Para realizar la identificación de los flancos de subida, se eligió el software de Labview versión 11.0 y la tarjeta de adquisición de señales de National Instruments (NI) modelo USB 6008, en una de las entradas analógicas con una frecuencia de muestreo de 1 KHz. Implementándose la configuración que se presenta en la figura 73. Se adquiere la señal cardíaca discretizada, se realiza una comparación de nivel, se convierte la señal a booleana para poder realizar la lógica de comparación y la cuantificación de cada flanco de subida y finalmente se ajusta el tiempo que debe de realizar esa cuantificación, obteniendo valores una frecuencia por el tiempo que se requiera, actualizando los datos cada segundo. Además se implementa la herramienta de almacenamiento de datos.

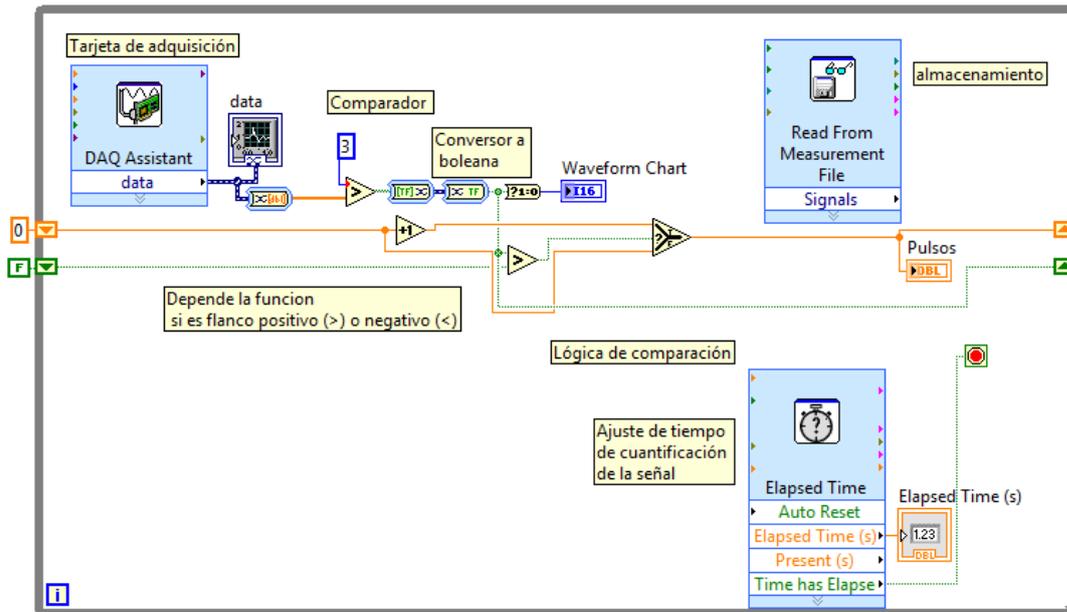


Figura 73 Procesamiento digital de la señal cardiaca

La información se despliega en la ventana de la interfaz

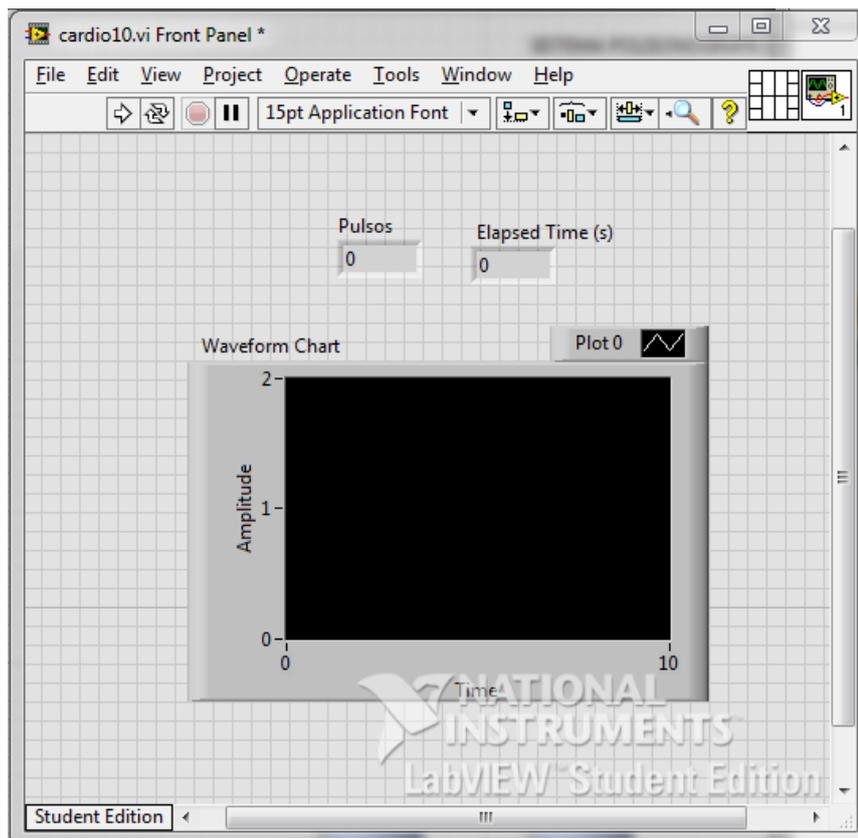


Figura 74 Interfaz gráfica para la señal cardiaca

6.3 SUBSISTEMA DE LA SEÑAL TÉRMICA

6.3.1 ZONA CON TEMPERATURA MEDIA Y ADQUISICIÓN.

Para obtener la temperatura corporal se utilizó un sensor de precisión de temperatura LM35, alojándose en el mismo chasis que el sensor de la señal cardiaca, teniendo la oportunidad de ubicarse en la falange del dedo índice o en la espalda.

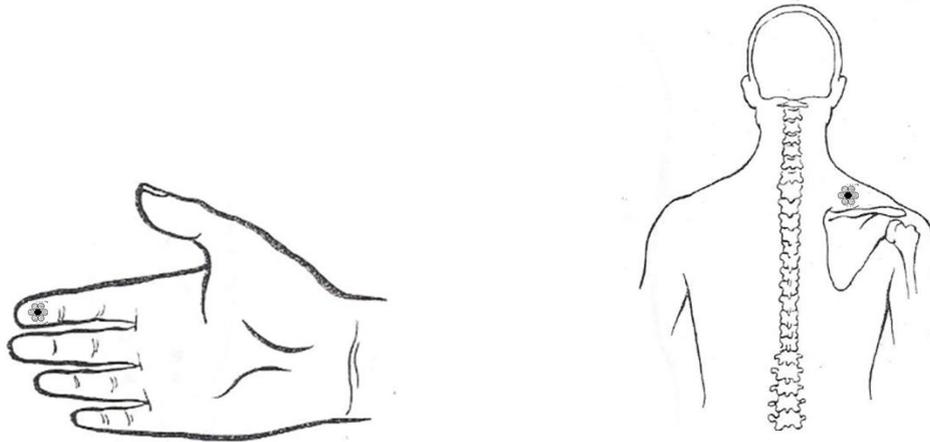


Figura 75 Ubicación del sensor en la falange distal del dedo índice de la mano derecha o en la parte superior de la escápula.

Cabe mencionar que debido a las pruebas fue necesario implementar un sensor que adquiriera la temperatura ambiente y observar la relación que existe entre la temperatura corporal y la ambiental, dicho sensor también es un LM35 y se ubica en el PCB de la temperatura corporal.

Debido a que se requiere el sensor genera una tensión a nivel de milivolts, es necesaria una etapa de amplificación con una ganancia de 10. Como se indica en la figura.

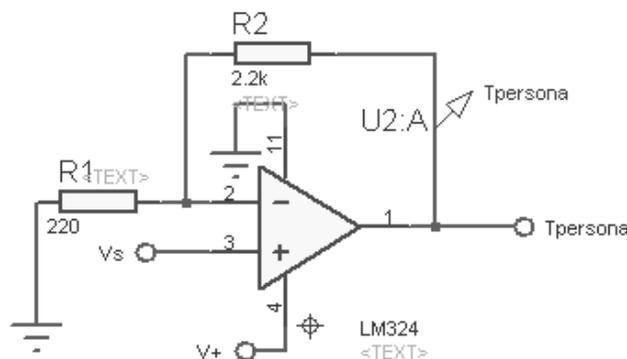


Figura 76 Configuración del amplificador para la temperatura corporal y ambiental.

El procesamiento analógico de la señal térmica corporal y ambiental, fue simulado por proteus por ISIS y ARES. Obteniendo el siguiente esquemático.

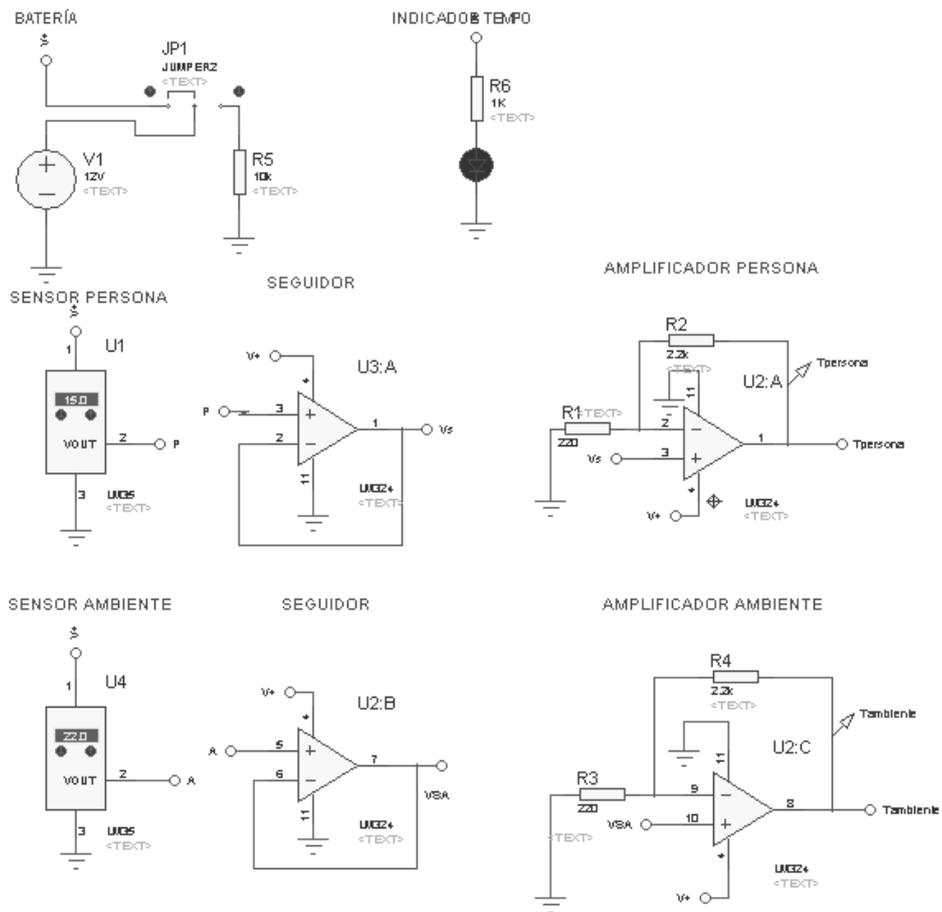


Figura 77 Esquemático en ISIS para la adquisición y procesamiento de la señal térmica corporal y ambiental.

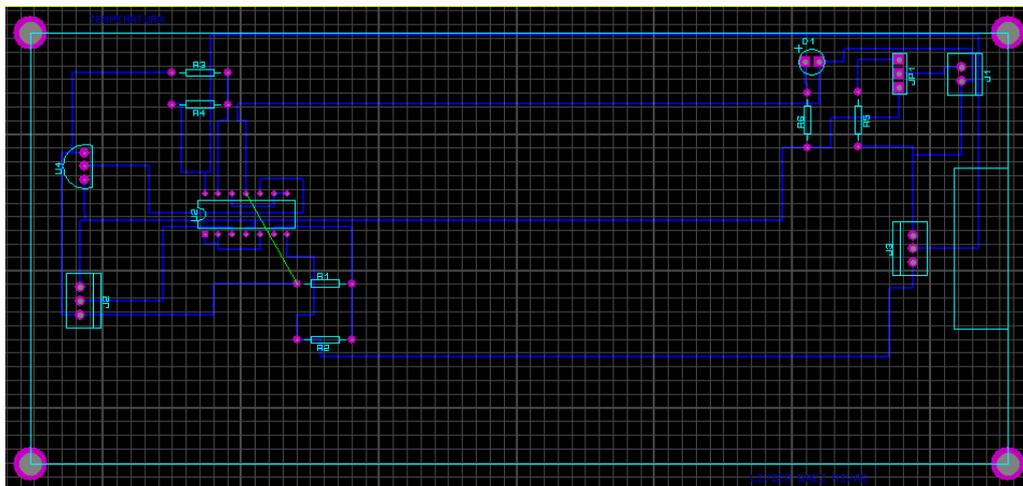


Figura 78 Esquemático del PCB en ARES de la señal térmica corporal y ambiental.



Figura 79 Simulación en 3D del esquemático de la señal térmica corporal y ambiental

6.3.2 IDENTIFICADOR DE PULSOS Y PROMEDIO DE LA SEÑAL Y CONTADO.

Para realizar la comparación de la señal térmica corporal y ambiental se eligió el software Labview versión 11.0 y la tarjeta de adquisición de señales de Nacional Instruments (NI) modelo USB 6008, en una de las entradas analógicas con una frecuencia de muestreo de 1 KHz. Implementándose la configuración que se presenta en la figura 79. Se adquiere la señal térmica corporal, se realiza una comparación con la temperatura ambiental, se le aplica un promedio y cuantifica. Además se implementa la herramienta de almacenamiento de datos.

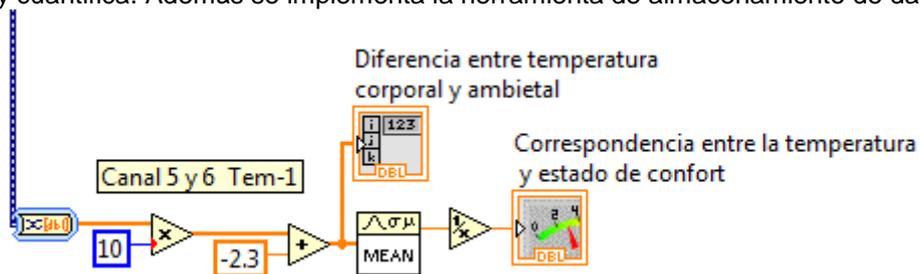


Figura 80 Procesamiento digital térmica

La información se despliega en la ventana de la interfaz

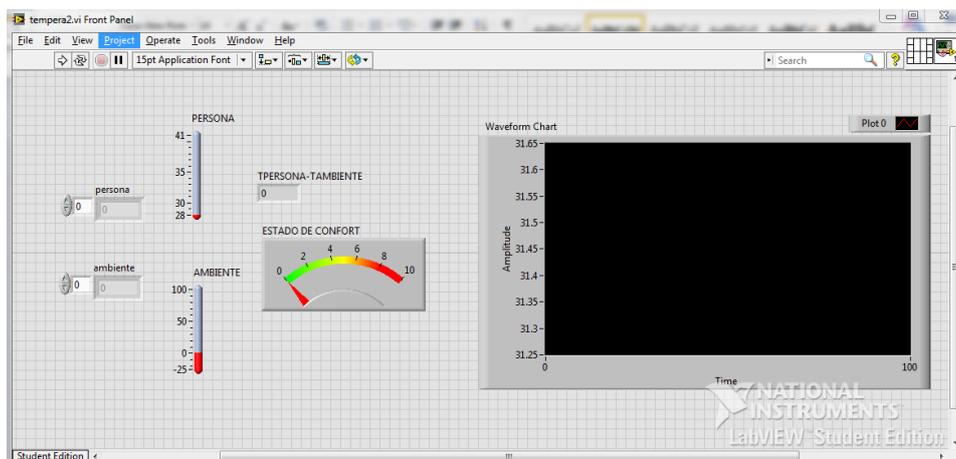


Figura 81 Interfaz gráfica para la diferencia entre la señal temperatura corporal y la ambiental.

6.4 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA

La alimentación del sistema se lleva a cabo por la batería del automóvil (L42-400 a 400 A), por medio del encendedor a 12V 4 A. usando un conector NOKIA N900.



Figura 82 Toma corriente para la alimentación del sistema 12 V a 4 A

Para el diseño y desarrollo del sistema, se utilizó una batería recargable de 12 V a 4 A, debido al uso de amplificadores operacionales se fue necesario implementar un inversor de tensión, con el integrado ICL7660, como se muestra en la siguiente figura.

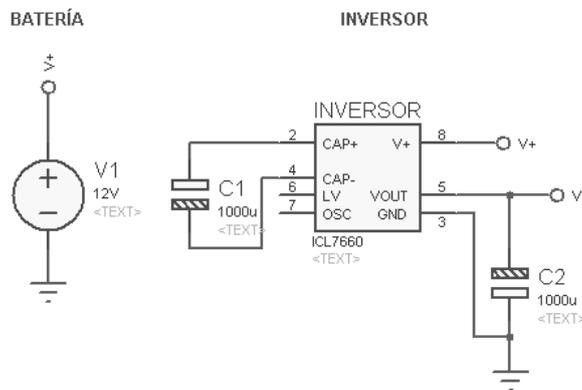


Figura 83 Inversor de la tensión, para obtener V-

6.5 INTEGRACIÓN DEL SISTEMA

La integración del sistema se realizó en hardware y en software, respetando las especificaciones e independencia de cada uno de los subsistemas.

INTEGRACIÓN EN HARDWARE

Se decidió tener una estructura de módulos verticales estilo rack, por la facilitar el ensamble y la manipulación para la adaptación al usuario. El rack consta de 4 pisos verticales de acrílico, cada uno de 9cm x 19 cm x 3 cm. Las dimensiones totales del rack son: 9cm x 19cm x 12cm.

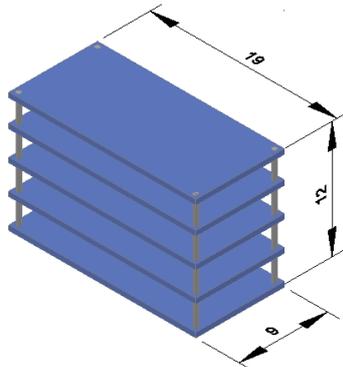


Figura 84 Estructura para la integración del sistema

Guardando la siguiente distribución.

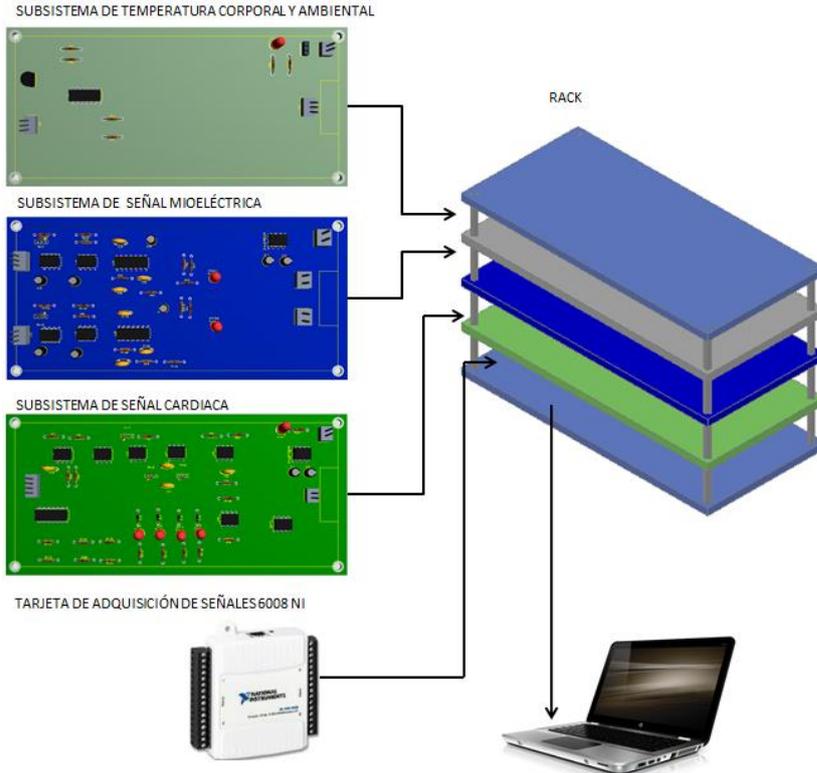


Figura 85 Distribución del Hardware para el Sistema Polisonográfico para la detección del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransportes.

INTEGRACIÓN EN SOFTWARE

Para realizar la integración del sistema se eligió el software Labview versión 11.0 y la tarjeta de adquisición de señales de Nacional Instruments (NI) modelo USB 6008, usando 8 canales analógicos, cada uno con una frecuencia de muestreo de 1 KHz. Implementándose la configuración que se presenta en la figura 85. Adquiriendo las tres señales al mismo tiempo.

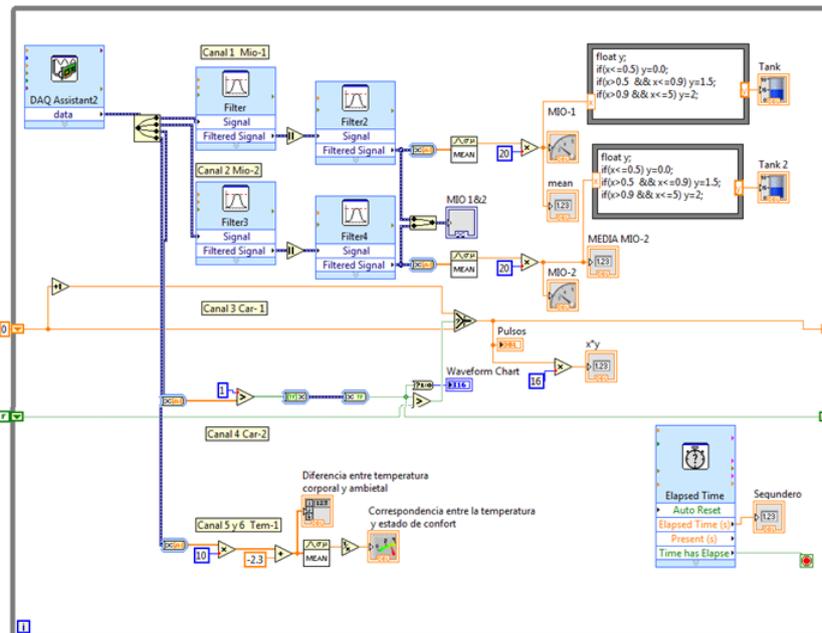


Figura 86 Integración del software del Sistema.

Teniendo la siguiente interfaz gráfica:

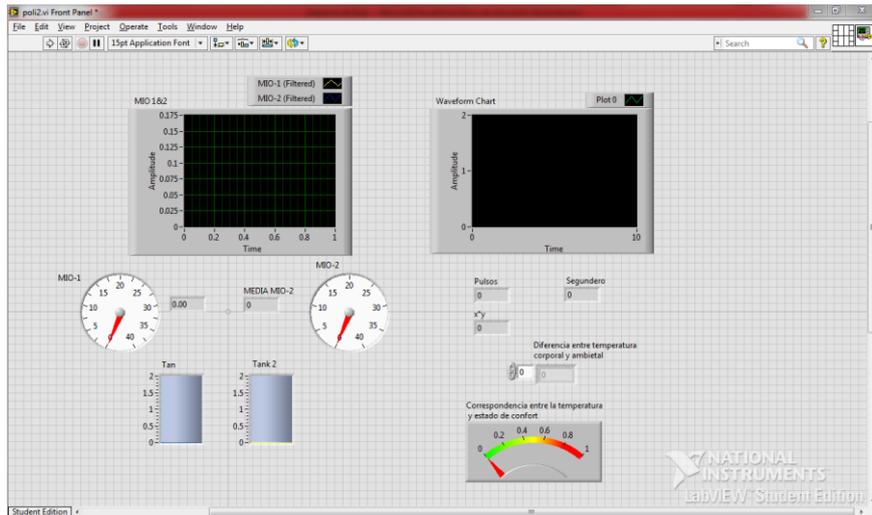


Figura 87 Interfaz gráfica del Sistema.

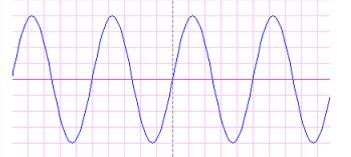
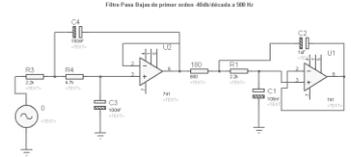
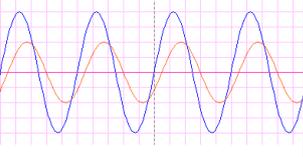
7 PRUEBAS

Las pruebas se desarrollan en cuatro fases iterativas y que procuran la optimización del sistema:

1ª FASE

Tiene como objetivo corroborar la funcionalidad del diseño electrónico basado en modelos y aplicado a configuraciones electrónicas, mediante software de simulación Proteus 7. La prueba se realiza para cada uno de los subsistemas con señales prueba.

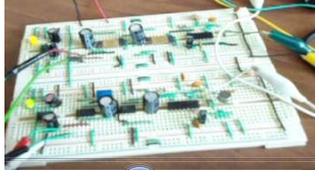
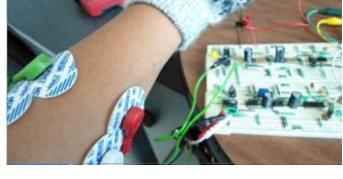
Ejemplo:

SEÑAL DE PRUEBA	CONFIGURACIÓN A VALIDAR	EFECTO DE LA CONFIGURACIÓN
		
Señal senoidal Amplitud 2Vpp Frecuencia 550 Hz	Filtro pasa bajas Butterworth 4to orden Fc=500 Hz	Señal de entrada azul Señal de salida roja, con presencia de atenuación.

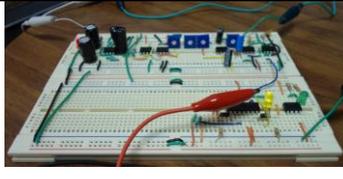
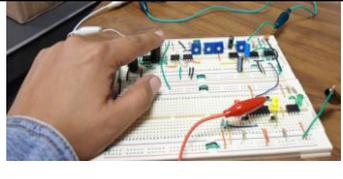
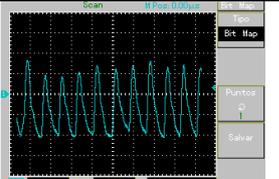
2ª FASE

Una vez que se ha validado la configuración electrónica analógica mediante software de simulación, se implementa físicamente en una tablilla de pruebas, es decir, cada uno de los subsistemas se arman y se prueban con las bioseñales correspondientes, visualizando la funcionalidad del subsistema en un Osciloscopio Digital UNI-T con una velocidad de muestreo de 1GS/s y ancho de banda 200 MHz.

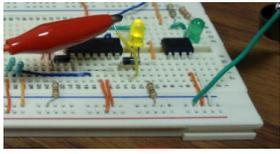
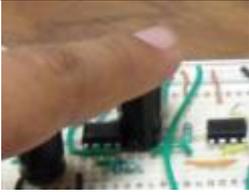
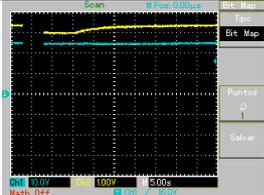
SUBSISTEMA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

TABLILLA DE PRUEBAS	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de señal mioeléctrica, con dos canales.	Sensar los extensores comunes de los dedos, durante la apertura y cierre de los dedos, en en dos periodos, con un intervalo de 500ms entre ellos.	Señal mioeléctrica de 5Vpp de amplitud, visualizada durante 1s

SUBSISTEMA DE LA SEÑAL CARDIACA

TABLILLA DE PRUEBAS	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de señal cardiaca, comparador de lazo abierto inversor en 0v	Ubicación de la falange distal izquierda sobre el sensor, sin restricción de posición.	Señal cardiaca de 10Vpp de amplitud, visualizada durante 1s

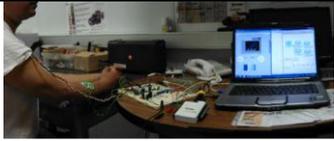
SUBSISTEMA DE LA TEMPERATURA CORPORAL Y AMBIENTAL

TABLILLA DE PRUEBAS	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de señal térmica, corporal y ambiental	Ubicación de la falange distal izquierda sobre el sensor de temperatura durante 20 segundo, sin restricción de posición.	Señal azul= temperatura ambiental refiriendo 28°C, manteniendose constante; Señal amarilla= temperatura corporal subiendo a de 28 a 33°C

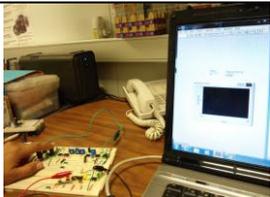
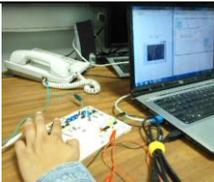
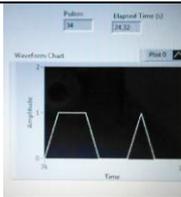
3ª FASE

Después de implementar el procesamiento digital de cada subsistema, se realizó la comprobación de la funcionalidad de cada subsistema y el sistema integral. También se realizó la convalidación de los subsistemas que se ampliará en el siguiente tema.

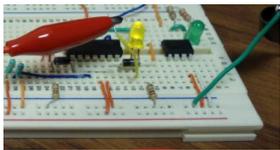
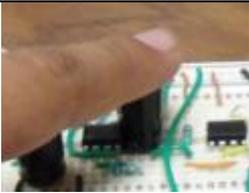
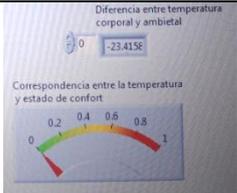
SUBSISTEMA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

Procesamiento mixto	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de señal mioeléctrica, con dos canales extensor común de los dedos y bíceps braquial	Flexionar y extender el antebrazo.	Señal azul= señal del bíceps braquial Señal amarilla= extensor común de los dedos.

SUBSISTEMA DE LA SEÑAL CARDIACA

Procesamiento mixto	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de frecuencia cardiaca, con procesamiento mixto	Ubicación de la falange distal izquierda sobre el sensor , sin restricción de posición.	Cuantificación de los pulsos ubicados en 60s. Específicamente en el segundo 24.32 se tienen 34 pulsos.

SUBSISTEMA DE LA TEMPERATURA CORPORAL Y AMBIENTAL

Procesamiento mixto	PRUEBA	RESULTADO
		
Subsistema de señal térmica, corporal y ambiental con un procesamiento mixto	Ubicación de la falange distal izquierda sobre el sensor de temperatura durante 20 segundos, sin restricción de posición.	Despliegue de la diferencia de temperatura corporal y la ambiental.

SISTEMA INTEGRADO

Procesamiento mixto	PRUEBA	RESULTADO
		
Integración del sistema con los tres subsistemas y el procesamiento mixto	Instrumentación por el sistema propuesto y por el sistema comercial (Infiniti), de 5 usuarios, adquisición y almacenamiento de las señales en condiciones controladas (luminosidad, temperatura, ruido y movimiento), en tres estados: <ul style="list-style-type: none"> • 10 s en estado de vigilia • 3 s en somnolencia • Transición entre somnolencia y sueño 	<ul style="list-style-type: none"> • Comportamiento de los subsistemas • Detección de niveles en los 3 subsistemas para los 3 estados • Convalidación con un sistema comercial

Las cédulas de los sujetos de prueba se pueden visualizar en el Anexo V, transcurrida la prueba se obtuvieron los siguientes datos:

Tabla 8 Información obtenida en la prueba 3ar Fase con 5 sujetos, en condiciones ambientales controladas

Estado/ Sujeto de prueba	Horario de lectura	Señal Mioeléctrica		Señal Cardíaca	Temperatura		
		Trapezio	Bíceps	F cardíaca	Corporal	Ambiente	Corporal - Ambiente
		Media	Media	lat/min	°C	°C	°C
VIGILIA ALERTA							
Sujeto A	08:05	3.62	4.38	102	36.22	15.18	21.04
Sujeto B	08:15	4.05	5.72	108	37	15.3	21.7
Sujeto C	08:32	3.79	4.28	94	35.8	15.32	20.48
Sujeto D	01:40	0.8	3.02	96	34.78	22.68	12.1
Sujeto E	02:55	2.72	4.38	97	38	23	15
Promedio		2.996	4.356	99.400	36.360	18.296	18.064
VIGILIA							
Sujeto A	21:27	0.38	1.32	65	38.9	22.5	16.4
Sujeto B	21:40	0.36	1.22	72	36.7	22	14.7
Sujeto C	22:12	0.59	1.107	64	35.7	22.8	12.9
Sujeto D	23:50	0.58	1.37	90	34.84	22.68	12.16
Sujeto E	00:05	0.8	1.2	96	34.78	22.68	12.1
Promedio		0.542	1.243	77.400	36.184	22.532	13.652
SOMNOLENCIA							
Sujeto A	21:34	0.86	1.28	48	40	22	18
Sujeto B	21:45	0.35	1.12	54	39.4	22.19	17.21
Sujeto C	22:17	0.49	1.099	48	36.8	22.3	14.5
Sujeto D	01:25	0.26	1.2	65	34.63	22.7	11.93
Sujeto E	02:30	0.6	1.46	62	35	22.8	12.2
Promedio		0.512	1.232	55.400	37.166	22.398	14.768
SUEÑO							
Sujeto A	22:35	0.9	1.12	25	37.6	22.01	15.59
Sujeto B	21:49	0.33	0.87	32	40	22.21	17.79
Sujeto C	22:18	0.31	0.89	32	37	22.31	14.69
Sujeto D	-	-	-	-	-	-	-
Sujeto E	-	-	-	-	-	-	-
Promedio		0.513	0.960	29.667	38.200	22.177	16.023

La información referente al estado de Vigilia-Alerta se obtuvo sometiendo a los sujetos de prueba a 3 minutos de juego en la plataforma virtual. Como se muestra en la siguiente imagen.



Figura 88 Instrumentación del sistema en un ambiente virtual, para obtener el estado de Vigilia-Alerta

4ª FASE

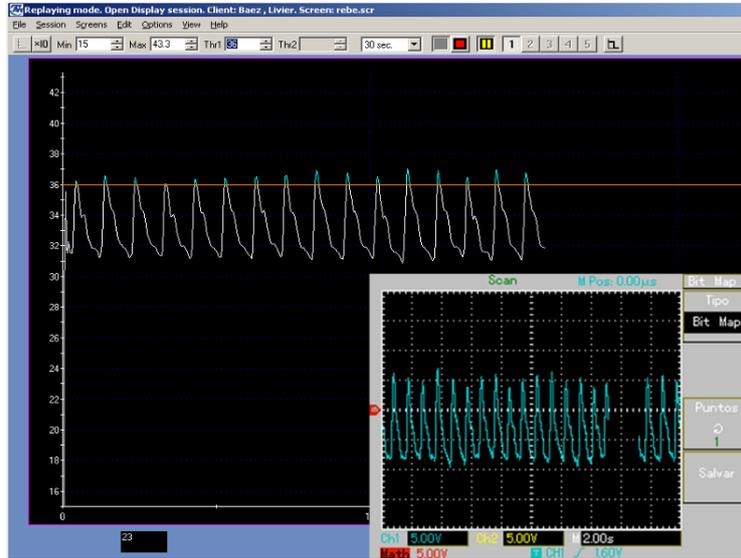
Ubicando los niveles generales de los estados de vigilia, somnolencia y sueño en condiciones controladas y construido el dispositivo, se somete el sistema para validar su funcionamiento en un ambiente real.

8 CONVALIDACIÓN DE LOS SUBSISTEMAS

La convalidación de los subsistemas se realizó por medio del sistema comercial INFINITI y el Multímetro digital UNI-T. Se generó una interfaz gráfica capaz de identificar a cada subsistema.

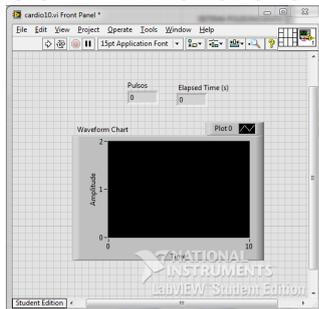
SUBSISTEMA DE LA SEÑAL DE FRECUENCIA CARDIACA

SISTEMA COMERCIAL INFINITI



ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA	TIEMPO DE PRUEBA	RESULTADOS	COMENTARIOS
Ubicación: falange distal del dedo cordial de la mano izquierda Sensor: Blood Volume Pulse (BVP) SA9308M. Umbral: 36 unidades no adaptativo	1s	10 Pulsos	Almacena la sesión y se puede reproducir en la misma interfaz

SUBSISTEMA PROPUESTO PARA LA SEÑAL DE FRECUENCIA CARDIACA



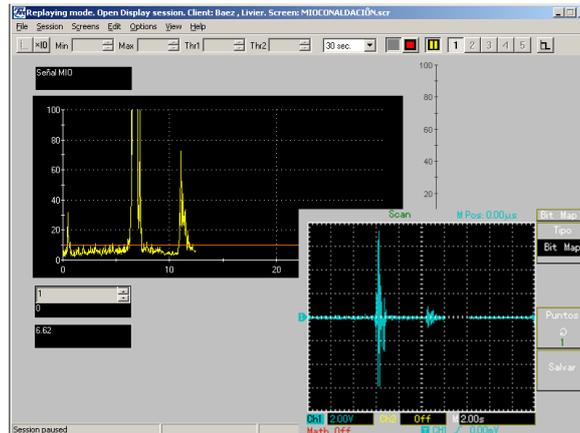
Datatype	Unit	Length	Minimum	Maximum
DT_DOUBLE		1	10	10
Start	Interval	Length		
9.988999844	1	1		
Datatype	Unit	Length	Minimum	Maximum
DT_DOUBLE		1	10	10
Start	Interval	Length		
10.171	1	1		

Extracto de la sesión 5 de la F. cardiaca, archivo 2244.tdx

ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA	TIEMPO DE PRUEBA	RESULTADOS	COMENTARIOS
Ubicación: falange distal del dedo índice de la mano izquierda Sensor: fotodiodo con infrarrojo. Umbral: -2 V adaptativo	1s	10 Pulsos	No almacena la sesión pero exporta la señal cada 10ns a un archivo .tdx

SUBSISTEMA DE LA SEÑAL MIOELÉCTRICA

SISTEMA COMERCIAL INFINITI



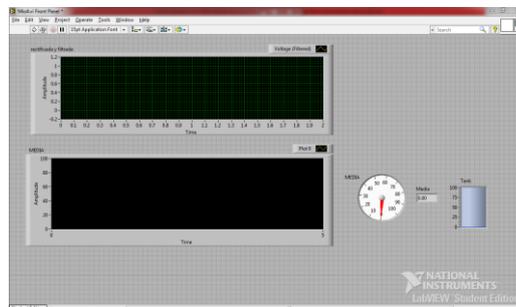
ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA
 Ubicación: Bíceps braquial derecho
 Sensor: EMG MyoScan-Pro™ Sensor T9401M-60.
 Preamplificador integrado

TIEMPO DE PRUEBA
 Tiempo total 1.5s
 En el segundo 0.7 una flexión completa del antebrazo y en el 1.2s una flexión parcial

RESULTADOS
 $T=0.7s$ VRMS= 100
 $T=1.2s$ VRMS= 71

COMENTARIOS
 Almacena la sesión y se puede reproducir en la misma interfaz.
 Velocidad de muestreo mayor a 10KHz

SUBSISTEMA PROPUESTO PARA LA SEÑAL MIOELÉCTRICA



ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA
 Ubicación: Bíceps braquial derecho
 Sensor: Electrodo superficiales 3M

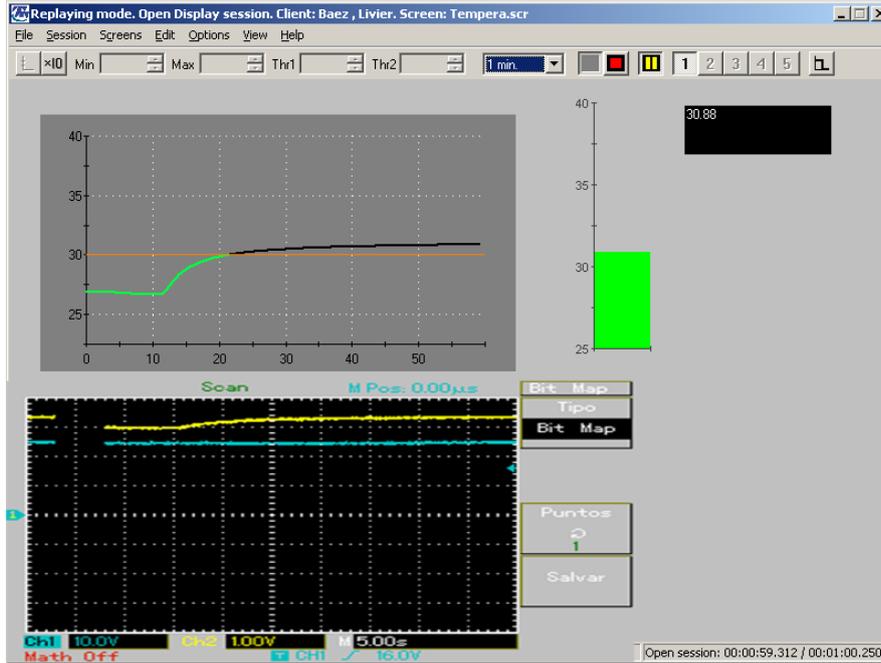
TIEMPO DE PRUEBA
 Tiempo total 1.5s
 En el segundo 0.7 una flexión completa del antebrazo y en el 1.2s una flexión parcial

RESULTADOS
 $T=0.7s$ Media= 5.93
 $T=1.2s$ Media= 3.73
 Máximo valor 6 unidades.

COMENTARIOS
 No almacena la sesión pero exporta la señal cada 10ns a un archivo .tdx con velocidad de muestreo de 1KHz

SUBSISTEMA DE LA TEMPERATURA CORPORAL

SISTEMA COMERCIAL INFINITI



ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA

Ubicación: falange distal
dedo índice izquierdo
Sensor: Temperature
Sensor SA9310M

TIEMPO DE PRUEBA

Tiempo total 50s
En el segundo 12
contacto con el
sensor
En el segundo 50
segunda lectura

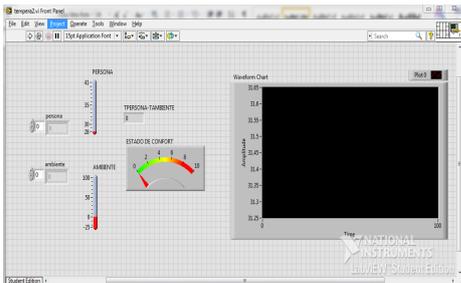
RESULTADOS

T=12s Tem= 27.8°
T=50s Tem= 31.88°

COMENTARIOS

Almacena la
sesión y se
puede reproducir
en la misma
interfaz.
Velocidad de
muestreo mayor
a 10KHz

SUBSISTEMA PROPUESTO PARA LA SEÑAL MIOELÉCTRICA



Datatype	Unit	Length	Minimum	Maximum
DT_DOUBLE			1	27.99044704
Start	Interval	Length		
	0	1	1	

Datatype	Unit	Length	Minimum	Maximum
DT_DOUBLE			1	31.71095019
Start	Interval	Length		
	0	1	1	

ESPECIFICACIONES DEL SUBSISTEMA

Ubicación: falange distal
dedo índice izquierdo
Sensor: LM35

TIEMPO DE PRUEBA

Tiempo total 50s
En el segundo 12
contacto con el
sensor
En el segundo 50
segunda lectura

RESULTADOS

T=12s Tem=27.99°
T=50s Tem=31.71°

COMENTARIOS

No almacena la
sesión pero exporta
la señal cada 10ns
a un archivo .tdx
con velocidad de
muestreo de 1KHz

9 RESULTADOS

- Se identificaron las articulaciones con mayor movimiento dentro de la conducción
- Ubicación de los grupos musculares con mayor estabilidad y competencia para caracterizar el estado de una persona en un ambiente controlado y específicamente en la conducción.
- Se obtuvo un subsistema capaz de obtener la frecuencia cardiaca independiente al sistema o integrado.
- Se alcanzó un subsistema capaz de obtener el promedio de la señal mioeléctrica independiente al sistema o integrado.
- Se generó un subsistema para la señal mioeléctrica, apto para ser utilizado por diferentes géneros, edades, constitución física, raza o antropometría.
- Se generó un subsistema para la señal cardiaca, apto para ser utilizado por diferentes géneros, edades, constitución física, raza o antropometría.
- Se cuenta con un sensor de frecuencia cardiaca no susceptible a los cambios de luminosidad ambiente, humedad o cambios de temperatura. Puede ser ubicado en la falange distal de los dedos o en la espalda.
- Se obtuvo un sistema de adquisición de la temperatura corporal media, capaz de comparar sus variaciones con la temperatura ambiental.
- Se obtuvo un banco de patrones para analizar los diferentes estados de un usuario en condiciones controladas y en ambiente real. Se presenta un resumen en las siguientes gráficas.

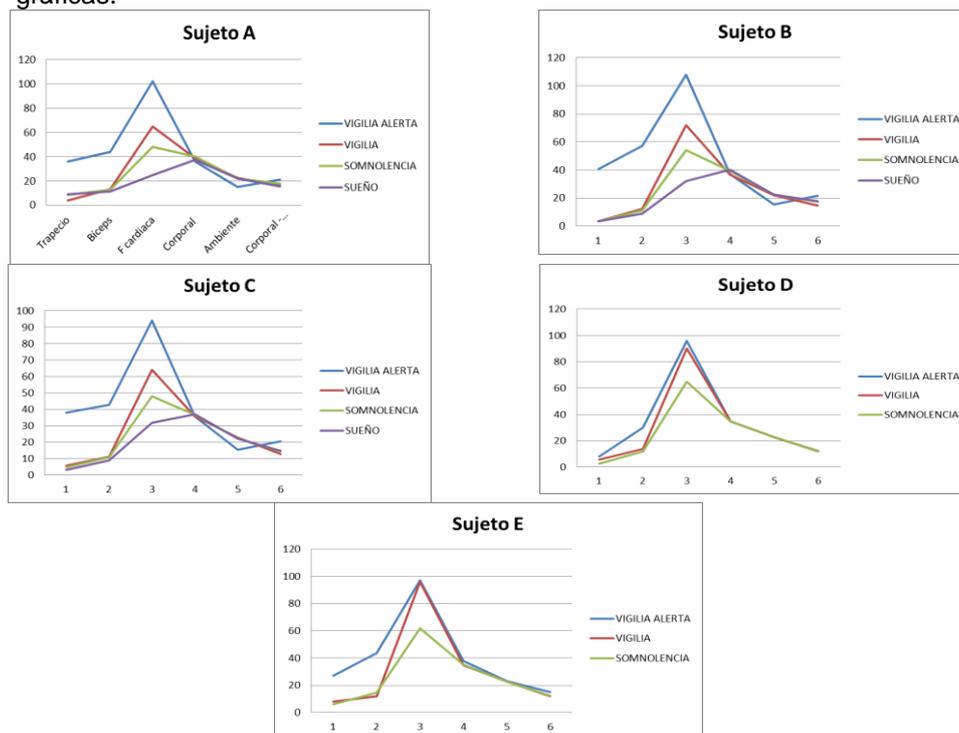


Figura 89 Comportamiento de las tres señales durante los estados de vigilia alerta, vigilia, somnolencia y sueño.

- Se comprueba que entre el estado de vigilia alerta y sueño las señales fisiológicas paulatinamente caen de nivel, en el caso de la señal mioeléctrica cae 22%, la señal de la frecuencia cardiaca 30%, la temperatura corporal aumenta 5% y la diferencia entre la temperatura corporal y ambiental aumenta el 90%.
- Se identificaron niveles de las señales mioeléctrica, cardiaca y térmica, para estados de vigilia, somnolencia y sueño, como se muestra en la siguiente tabla:

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Tabla 9 Niveles de las bioseñales para detección de cada estado

	Mioeléctrica (Media)	Frecuencia Cardiaca (lat/min)	Temperatura Corporal (°C)	Relación entre la temperatura ambiente y la corporal
Sueño	0 a 1	20- 30	37-40	Entre menor sea la diferencia entre la temperatura corporal y la ambiental, está más presente el estado de vigilia-alerta
Somnolencia	1 a 2	30-60	35-37	
Vigilia-Alerta	2 a 5	60-110	34-36	

10 CONCLUSIONES

- La señal que presenta mayor variación entre los estados, es la señal de la frecuencia cardíaca y la que presenta menor variación es la temperatura corporal, como se puede ver en la siguiente gráfica.

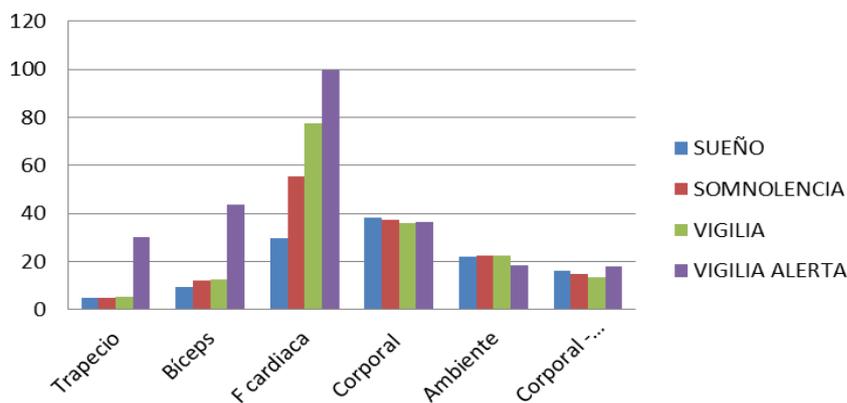


Figura 90 Cambios de las señales en estados

- La señal cardíaca presenta cambios en la amplitud, frecuencia y nivel, en los estados de vigilia, somnolencia y sueño, de forma cíclica.

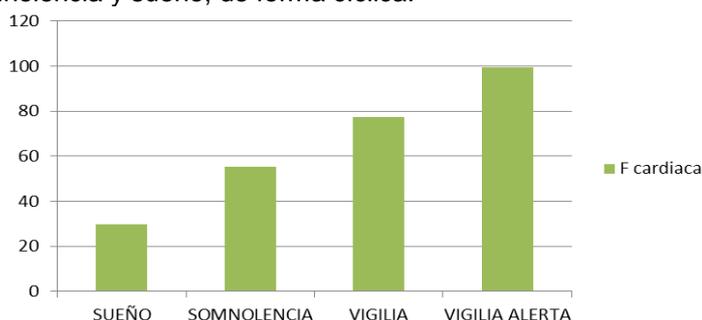


Figura 91 Comportamiento de la señal de la Frecuencia Cardíaca a través de los estados

- El grupo muscular que presenta mayor variación es la relacionada con el bíceps braquial, ver la siguiente gráfica.

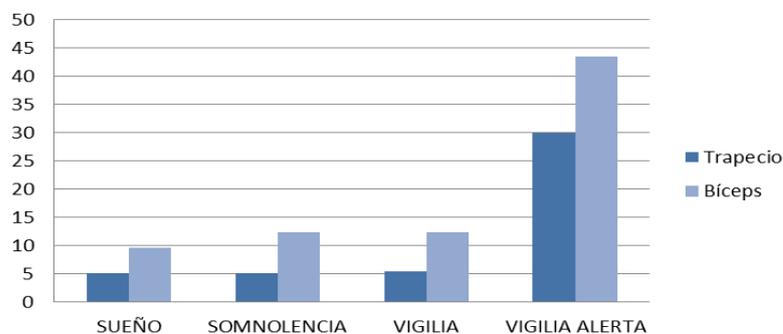


Figura 92 Comportamiento de la señal mioeléctrica a través de los estados .

- Para entrar al estado de sueño es necesario mantener la temperatura corporal por arriba de los 37°C.

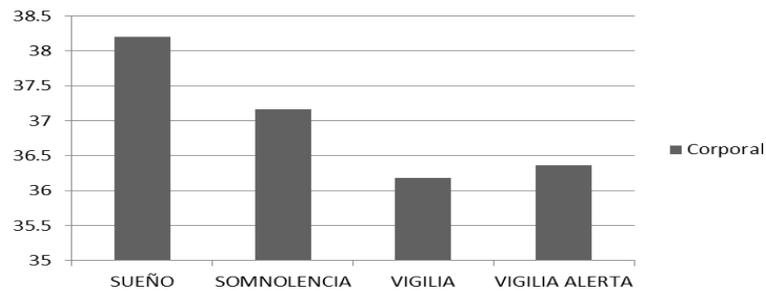


Figura 93 Comportamiento de la temperatura corporal, a través de los estados

- Mientras mayor sea la diferencia entre la temperatura corporal y la ambiental, se favorece la presencia del estado de vigilia alerta.

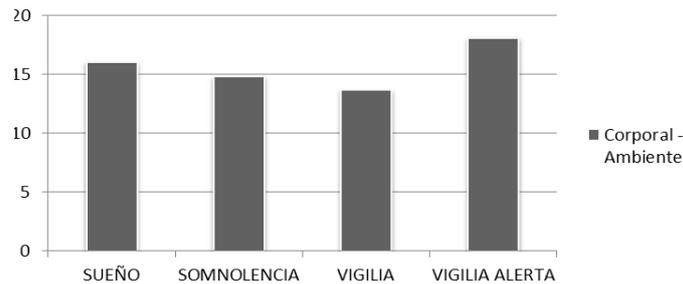


Figura 94 Comportamiento de la relación entre la temperatura corporal y ambiental a través de los estados

- Si el sensor para la frecuencia cardiaca, se coloca en la falange distal de los dedos, podría causar afecciones a la cadena cinemática del movimiento de la extremidad superior durante la conducción.
- El sensor de la frecuencia cardiaca ubicado en la parte superior de la escápula, es capaz de adquirir la señal sin pérdidas de procesamiento, sin embargo presenta a una señal envolvente, debido a la cercanía física a la caja torácica.
- En la fase del procesamiento digital del sistema presenta una velocidad de procesamiento limitada, debido a que la tarjeta de adquisición de señales 6008 NI, divide la frecuencia de muestreo entre el número de canales usados, en este caso de 1kHz.
- En general la propuesta, diseño, implementación y evaluación del Sistema Polisonográfico para identificación del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransportes, cubre con las especificaciones, identifica la transición entre estados y cumple con los objetivos y alcances propuestos.

11 TRABAJO A FUTURO

- Se plantea la implementación e integración al sistema de la señal del nistagmo.
- Obtener mayor número pruebas, para analizar la transición de estados en un individuo en ambientes controlados y ambientes reales.
- Procurar el procesamiento y control de las señales en forma analógica, para procurar la velocidad de procesamiento óptima.
- Implementar el uso de un microcontrolador para el procesamiento digital de la señales.
- Implementar el uso de una memoria externa para almacenar los datos en trayectos largos.
- Generar la transmisión inalámbrica de los subsistemas al sistema central de procesamiento
- Caracterizar los estados fisiológicos de estrés, en presencia de emociones tales como el enojo, furia, miedo, susto, etc. Es decir, obtener los niveles para los estados de alteración.
- Diseño e implementación de base de datos, para reproducir las sesiones almacenadas.
- Diseño, desarrollo e implementación del sistema de retroalimentación al conductor.

12 BIBLIOGRAFÍA

1. Comparativo entre los diferentes tipos de transporte. Estadística Básica 2007. Disponible en internet <http://dgaf.sct.gob.mx/index.php?id=526> consultado el 27 de noviembre de 2009,
2. Hemi-Sync en el Instituto Monroe. <http://themoroeinstitute.com> consultado el 19 octubre de 2009
3. Sistema comercial empleado por la empresa Mercedes Benz <http://www.omniauto.it/magazine/2219/mercedes-contro-il-colpo-di-sonno> 5 de mayo de 2010.
4. McCall J. Trivedi M. "Visual Context Capture and Analysis for Driver Attention Monitoring" University of California. IEEE Intelligent Transportation Systems Conference Washington D.C. USA October 3-6 2004
5. Dijkers H. Spaans M. "Facial Recognition System for Driver vigilance Monitoring" Delft University of Technology. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics 2004.
6. Okura K. Kato T. Quantitative analysis of surface EMG activity of cranial and leg muscles across sleep stages in human". International Federation of Clinical Neurophysiology. Elsevier 2006.
7. Pu Y. Petterson R. "Detecting Pediatric Obstructive Sleep apnea using ECG". 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS September 2003
8. Toshiyuki M. Masaaki M. "ECG Monitoring of a Car Driver Using Capacitively- Coupled Electrodes" 30th Annual International IEEE EMBS Conference August. 2008
9. Zicchi C. Rovetta A. "Physiological parameters variation during driving simulations". Politecnico of Milan, Mechanical Department Robotics Laboratory, Italy. January 15, 2007.
10. Ramon C. Clarion A. Petit C. "An integrated platform to assess driver's physiological and functional states" University Lyon, France. 30th Annual International IEEE EMBS Conference. August 2008.
11. Yamakishi T. Yamakoshi K. Tanaka S. "Physiological Investigation of Automobile Driver's Activation Index Using Simulated Monotonous Driving" 26th annual International IEEE EMBS Conference. September 2006
12. Yamakishi T. Yamakoshi K. Tanaka S. "Feasibility Study on Driver's Strees Detection from Diferencial Skin Temperature Measurment" 30th annual International IEEE EMBS Conference. August 2008.
13. Takahashi A. Asanuma N. "Introduction of Honda ASV (advanced safety Vehicle-Phase 2)" Honda R&D CO., LTD R&D Center. Intelligent Vehicles Symposium IEEE October 2000.
14. Tortora Derrickson. "Principios de Anatomía y Fisiología" Panamericana. pp.700-770
15. Mosby. "Diccionario de Medicina Océano". Océano

16. Wolfgang L. Joachim V. "Ergonomía" pp 45-56
17. Pingqing F. "Design of Automotive Seat Surface based on Ergonomics". International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation. 2009
18. Jardá P. "Ergonomía del conductor de automóvil para prevención de lesiones en accidentes de tráfico". Universidad Católica San Antonio de Murcia. 2006
19. Quan Y. Yibing L. "The analysis on the Human- Vehicle- Road Characteristics of Vehicle Rear- end Impact Accidents" Intelligent Vehicles Symposium 2005.
20. Angulo A. "Análisis de los accidentes de tránsito desde una perspectiva espacio-temporal en Nuevo León 1997- 2007" Facultad de Filosofía y Letras, UNAM
21. Tango F. "In- Car Machine-Human Interaction.How the new vehicle technologies which respond to the vehicles need could watch with the user-centred approach and contribute to shape a user centered design approach". IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. 2004
22. Hanson L. "Preferred car driving posture using 3-D information". In. J. Vehicle Design, Vol. 42. 2006
23. Zarate Israel. "Asiento dinámico para avión de clase turista", Centro de Investigaciones de Diseño Industrial, Facultad de Arquitectura, UNAM, 2010, pp14-20
24. Geddes L. Baker. "Principles of Applied Biomedical Instrumentation" Third Edition pp- 105-139.
25. DuBovy. "Introduction to Biomedical Electronics". McGraw Hill. pp 96-104
26. Baez L. Ríos C. Márquez P. "Control mioeléctrico para brazo manipulador" UPIITA, IPN, 2007
27. A. Na t-Ali. "Advanced Biosignal Processing". Springer, 2009
28. Coughlin R. "Amplificadores Operacionales" 4ta Prentice Hall.
29. Guyton A., Hall John. "Tratado de Fisiología Médica" 11ª Edición. Elsevier
30. Perotto."Anatomic guide for the electromyographer" Charkes C. Thomas Publisher pp.375 y 376.
31. Comín M. "Biomecánica articular y sustitución protésicas". Instituto de Biomecánica de Valencia. pp 127-151.
32. Modelling and Simplification of a Human
33. Benasser L."Thermoregulation Model for thermal confort regulation in a car interior". IEEE. International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. 1999.
34. Acharya U. R. "Advances in Cardiac Signal Processing". Springer. 2007
35. Gómez, R. "Diseño y construcción de un sistema para detección del estado de vigilia mediante la señal de la frecuencia cardiaca". Facultad de Ingeniería. UNAM.

13 GLOSARIO

ACCIDENTE: suceso eventual o acción que resulta dañino para las personas o las cosas.

ADAPTATIVO: Pertenciente o relativo a la adaptación o a la capacidad de adaptación. Capacidad adaptativa de un sistema para ajustarse al cambio y fenómenos extremos, con objeto de mitigar posibles daños, aprovechar las oportunidades o afrontar las consecuencias.

AMPLIFICACIÓN O GANANCIA: Coeficiente entre salida y entrada; se usa por lo general para describir la amplificación en el estado estable de la magnitud de entradas senoidales, incluyendo cd.

ANTROPOMETRÍA: Estudio de la estructura corporal y de las medidas del cuerpo, tales como la altura y el peso.

ALCANCE O EXTENSIÓN: Intervalo de medición en máximo valor de la escala menos el mínimo. Ejemplo.

200 V - 150 V alcance 50

CALIBRACIÓN: Ajustar la funcionalidad con respecto a un patrón.

Ajustar, con la mayor exactitud posible, las indicaciones de un instrumento de medida con los valores de la magnitud que ha de medir.

CONDUCTOR: Operador del automóvil, camioneta de pasajeros, microbús, camión urbano de pasajeros, ómnibus, tren eléctrico o trolebús, camioneta de carga, camión de carga, tractor con o sin remolque, ferrocarril, motocicleta, etcétera ,involucrados en el accidente.

DERIVA: La deriva se puede expresar como un porcentaje del intervalo total de salida. El término deriva del cero se refiere a los cambios que se producen en la salida cuando la entrada es cero.

Cambio de la salida por el aumento de tiempo del aparato.

DESVIACIÓN A CERO El término desviación en escala total se originó cuando las salidas de los sistemas de medición se presentan casi siempre en una escala circular o lineal. Por ejemplo la especificación de exactitud de un sensor sería $\pm 5\%$ de la salida de la escala total, si el rango del sensor fuera de 0 a 200°C entonces puede esperarse que la lectura dada esté entre +10 y -10°C de la lectura real.

DENSIDAD SANGUÍNEA: Cantidad de sangre en un volumen determinado. Cuanto mayor es la cantidad de sangre en el volumen mayor su densidad.

DIMENSIÓN: Longitud, área o volumen de una línea, una superficie o un cuerpo, respectivamente.

EFICIENCIA: Capacidad de disponer de alguien o de algo para conseguir un efecto determinado.

ERROR: El error es la diferencia entre el resultado de una medición y el valor verdadero de la cantidad que se mide.

Error = valor medido - valor real

Así un sistema de medición marca un valor de temperatura de 25°C, cuando el valor real de la temperatura es de 24°C, el error es +1°C. Si la temperatura real fuera 26 °C, entonces el error sería -1°C. El sensor puede producir un cambio en la resistencia de 10.2 Ω , cuando el cambio verdadero debió ser de 10.5 Ω el error es de -0.3 Ω .

Los errores se clasifican en:

FIJOS: inamovibles siempre lo vaha tener, solo es necesario restarle el error al valor final.

ALEATORIOS: se presentan aleatoriamente

CRASOS: absurdos, no deberían de pasar.

ELECTROMIOGRAFÍA: es el registro de los potenciales musculares mediante aparatos electrónicos de alto poder de amplificación.

ERROR POR LINEALIDAD: Para muchos transductores se supone que su intervalo de funcionamiento la relación entre la entrada y salida es lineal, es decir, la gráfica de entrada contra la gráfica de salida formen una recta. Sin embargo son pocos los transductores son pocos en los que la relación anterior se cumple, es por ello que se supone una linealidad generando errores. Éste error se conoce como la desviación máxima con respecto a la línea recta.

ESCALA: Línea recta dividida en partes iguales que representan metros, kilómetros, leguas, etc., y sirve de medida para dibujar proporcionadamente en un mapa o plano las distancias y dimensiones de un terreno, edificio, máquina u otro objeto, y para averiguar sobre el plano las medidas reales de lo dibujado.

ESTABILIDAD: La estabilidad de un transductor es su capacidad para producir la misma salida cuando se usa para medir una entrada constante en un periodo. Para describir el cambio en la salida que ocurre en el tiempo, se utiliza el término deriva.

EXACTITUD: Que tanto nos acercamos al valor real o verdadero.

La exactitud es el grado hasta el cual un valor producido por el sistema de medición podría estar equivocado. Por lo tanto es la suma de todos los errores posibles más el error en la exactitud de la calibración del transductor. Por ejemplo si la exactitud de un instrumento para medir la temperatura específica como valor de $\pm 2^{\circ}\text{C}$, la lectura del instrumento estaría entre -2°C y $+2^{\circ}\text{C}$ del valor real. Es común expresar la exactitud como un porcentaje de salida a intervalo total o como una derivación de escala total.

FILTRO: Un filtro eléctrico o filtro electrónico es un elemento que discrimina una determinada frecuencia o gama de frecuencias de una señal eléctrica que pasa a través de él, pudiendo modificar tanto su amplitud como su fase.

Atendiendo a sus componentes constitutivos, naturaleza de las señales que tratan, respuesta en frecuencia y método de diseño, los filtros se clasifican en los distintos grupos que a continuación se indica.

Según respuesta frecuencia

- Filtro pasa bajas: Es aquel que permite el paso de frecuencias bajas, desde frecuencia 0 o continua hasta una determinada. Presentan ceros a alta frecuencia y polos a bajas frecuencia.
- Filtro pasa altas: Es el que permite el paso de frecuencias desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba, sin que exista un límite superior especificado. Presentan ceros a bajas frecuencias y polos a altas frecuencias.
- Filtro pasa banda: Son aquellos que permiten el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.
- Filtro elimina banda: También llamado filtro rechaza banda, atenúa banda o filtro Notch, es el que dificulta el paso de frecuencia en un determinado rango, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.
- Filtro multibanda: Es que presenta varios rangos de frecuencias en los cuales hay un comportamiento diferente.
- Filtro variable: Es aquel que puede cambiar sus márgenes de frecuencia.

Filtros activos y pasivos

- Filtro pasivo: Es el constituido únicamente por componentes pasivos como condensadores, bobinas y resistencias.
- Filtro activo: Es aquel que puede presentar ganancia en toda o parte de la señal de salida respecto a la de entrada. En su implementación se combinan elementos activos y pasivos. Siendo frecuente el uso de amplificadores operacionales, que permite obtener resonancia y un elevado factor Q sin el empleo de bobinas.

Filtros analógicos o digitales

Atendiendo a cómo se construye el filtro, bien con componentes electrónicos analógicos, bien con electrónica y lógica digitales, los filtros pueden clasificarse en:

- Filtro analógico: es el filtro clásico. Diseñado con componentes analógicos tales como resistencias, condensadores y amplificadores operacionales.
- Filtro digital: un chip o microprocesador se encarga del cálculo de la señal de salida en función de unos parámetros programados en el interior de la electrónica. Electrónicas típicas para el cálculo de filtros digitales son las FPGAs, DSPs, microprocesadores y microcontroladores (incluidos los ordenadores y PACs).

Hoy en día la mayoría de filtros son digitales debido a los beneficios de los sistemas digitales frente a los analógicos: repetitibilidad, estabilidad, redefinibles por software en vez de hardware, tamaño, etc.

FRECUENCIA: Es una medida que se utiliza generalmente para indicar el número de repeticiones de cualquier fenómeno o suceso periódico en la unidad de tiempo.

Para calcular la frecuencia de un suceso, se contabilizan un número de ocurrencias de este teniendo en cuenta un intervalo temporal, luego estas repeticiones se dividen por el tiempo transcurrido.

FRECUENCIA CARDIACA: Los biopotenciales generados por el corazón son sujetos de caracterización, por medio de un Electrocardiograma, la frecuencia cardíaca promedio registrada mediante un medio de cuantificación es de 0.05 a 2 Hz (0.05 a 2Hz). Se considera taquicardia cuando la frecuencia cardíaca es superior a 100 latidos por minuto y bradicardia cuando es inferior a 60 latidos por minuto

IMPEDANCIA: Entrada y Salida

Ideal	$Z_{sal} = Z_{ent}$
Instrumentación	$Z_{sal} < Z_{ent}$
No valido	$Z_{sal} > Z_{ent}$

Cuando un sensor que produce una salida eléctrica se enlaza o conecta con un circuito electrónico, es necesario conocer la impedancia de salida ya que ésta se va a conectar en serie o en paralelo con dicho circuito.

INTERVALO Y EXTENSIÓN: El intervalo de un transductor define los límites entre los cuales puede variar la entrada. La extensión es el valor máximo de la entrada menos el valor mínimo. Por ejemplo una celda de carga utilizada para medir fuerzas, podría tener un intervalo de 0 a 50 KN y una extensión de 50 KN.

PERCEPCIÓN: Reconocimiento e interpretación consciente de los estímulos sensoriales través de asociaciones inconsciente, especialmente la memoria. Sirve como base del conocimiento aprendizaje o motivación de una determinada acción o reacción.

PERCIBIR: Recibir impresiones exteriores mediante el empleo de los sentidos.

PRECISIÓN: Repetitividad, dispersión de las lecturas

POSICIÓN: La posición de una partícula física se refiere a la localización en el espacio-tiempo de ésta.

En mecánica clásica, la posición de una partícula en el espacio es una magnitud vectorial utilizada para determinar su ubicación en un sistema coordenado de referencia.

PULSO CARDIACO: Es el resultado de la polarización y des polarización del miocardio (músculo cardiaco). 25 a 600 pulsaciones por minuto y la tasa promedio humana 60 a 90 x min.
REPETIBILIDAD/REPRODUCIBILIDAD: Los términos repetibilidad y reproducibilidad se utilizan para describir la capacidad del transductor para producir la misma salida después de aplicar varias veces del mismo valor de entrada. El error que resulta al no obtener la misma salida después de aplicar el valor de entrada se expresa como un porcentaje del intervalo total de salida.

$$\text{Repetibilidad} = \frac{\text{val.max} - \text{val.min}}{\text{intervalo total}} \times 100$$

Se dice que un transductor para medir la velocidad angular tiene una repetitividad del $\pm 0.01\%$ del intervalo total a una velocidad angular determinada.

RESOLUCIÓN: Cantidad de cifras significativas.

Cuando la entrada varía continuamente en todo el intervalo, las señales de salida de algunos sensores pueden cambiar en pequeños escalones. Un ejemplo es el potenciómetro con devanado de alambre: la salida aumenta escalonada conforme el curso del potenciómetro para de una vuelta del devanado a otra. La resolución es el cambio mínimo del valor de entrada capaz de producir un cambio observable en la salida.

SENSIBILIDAD: La sensibilidad es la relación que indica cuanta salida se obtiene por unidad de entrada, es decir salida/entrada. Por ejemplo un termómetro de resistencia puede tener una sensibilidad de $0.5 \Omega/^{\circ}\text{C}$. Es frecuente que éste término también se use para indicar la sensibilidad de otras entradas además de la que se mide. Por ejemplo puede decirse que un transductor para medir tiene una sensibilidad de $\pm 0.1\%$ de la lectura por $^{\circ}\text{C}$ de cambio de temperatura.

SENSORES: El término se refiere a un elemento que produce una señal relacionada con la cantidad que se está midiendo. Por ejemplo en el caso de un elemento para medir temperatura mediante resistencia la cantidad que se mide es la temperatura y el sensor transforma una entrada de temperatura en un cambio de resistencia.

SEÑAL: Una señal se puede considerar como una variable o cantidad física que provee información sobre el estado o evolución de un sistema o fenómeno. La variable física puede función del tiempo, el espacio o cualquier variable.

SEÑAL CONTINUA O ANALÓGICA: las señales continuas están definidas para cualquier valor del dominio de los números reales y toman valores en un intervalo continuo.

SEÑAL DISCRETA: Está definida sólo para ciertos puntos del dominio de los reales y comúnmente se utiliza el dominio de enteros, donde estos puntos no necesitan ser equidistantes, se presentan en secuencias discretas, por medio de un proceso denominado muestreo que implica estar adquiriendo muestras a intervalos específicos de tiempo de una señal analógica.

TRANSDUCTORES: con frecuencia se utiliza el término transductor en vez de sensor, se define como el elemento que al someterlo a un cambio físico experimenta un cambio relacionado. Entonces, los sensores son transductores. Sin embargo, un sistema de medición puede utilizar transductores, además de sensores, en otras partes del sistema para convertir señales de una forma dada en otra distinta.

14 ANEXOS

ANEXO I: QFD del subsistema de Electromiograma

Nomenclatura	
0	Sin relación
1	Poca relación
3	Mediana relación
9	Alta relación

Prioridad	
1	mínima prioridad
5	máxima prioridad

- Prioridad de atención técnica
- segunda prioridad de atención técnica
- tercera prioridad de atención técnica

		Características del Sensor																Señal			Prioridad relativa												
		(-10V) a 10V	rango de operación tensión (V)	0 a 100 KHz	rango de operación frecuencia (Hz)	0.001µV	Precisión (V)	menor a 0.1 µ	desviación de cero (V)	0.001µV	Sensibilidad del sensor (pV/div.)	0.001µV	Resolución (mV/div)	0.1 µ V/ Hz	Linealidad (µV/Hz)	(-10) a 75°C	deriva a la temperatura (°C)	(-10) a 75°C	deriva a la humedad (°C)	por debajo de	Dimensiones del chasis	5 a 2000 Hz	Frecuencia (Hz)	20 a 5000µV	Amplitud (µv)	104 a 1127 µ	RMS(µV)	200a 1MΩ	Impedancia biológica (Ω)	100 cadena	Amplificación de la señal	0 a 2000 Hz	Filtro de la señal (Hz)
Fácil de usar	sin ajustes manuales	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	9	9	9	4	21	84	
	transparente (que el usuario no note la actividad del siste	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	9	9	3	23	69	
Imperceptible	no perceptible a simple vista	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3	1	15	15			
	pequeño	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	9	9			
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	1	1	9	9	3	3	5	50	250										
	que sea para todas las edades	3	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	1	1	9	9	3	3	5	50	250												
	que sea para hombre o mujer	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	1	1	9	9	3	3	5	50	250													
	que sea para cualquier altura de la persona	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0												
	características propias de la mano (dimensiones, color)	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	1	1	9	9	3	3	5	50	250													
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero o volante	0	0	0	0	0	0	0	9	9	9	0	0	0	0	0	0	0	1	27	27												
	Fácil montaje y desmontaje	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	0	3	9	27													
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	0	0	0	0	0	0	0	9	9	9	0	0	0	0	0	3	2	33	66													
	conectores del sistema	0	0	1	1	0	1	0	0	0	1	0	0	1	0	9	9	2	23	46													
resistente	a la humedad	1	1	3	3	3	3	3	9	0	1	9	9	9	9	9	3	81	243														
	resistente a los cambios de temperatura	1	1	3	3	3	3	3	0	9	1	9	9	9	9	9	3	81	243														
	resistente a los cambios de la luz	9	3	9	3	9	3	9	0	0	3	3	3	3	0	9	9	4	75	309													
seguridad	estable	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	9	9	5	21	105													
	sin elementos dañinos al usuario	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	0	0													
Funcional	Eficiente	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	144	720													
		32	26	37	31	36	31	36	37	37	75	34	34	67	69	90	90	762															

ANEXO I: QFD del subsistema de Frecuencia cardiaca

Nomenclatura	
0	Sin relación
1	Poca relación
3	Mediana relación
9	Alta relación

Prioridad	
1	mínima prioridad
5	máxima prioridad

- Prioridad de atención técnica
- segunda prioridad de atención técnica
- tercera prioridad de atención técnica

		Características del Sensor										Señal				ocasionamiento		Prioridad relativa			
		(-10V) a 10V	0 a 100 KHz	0.001µV	menor a 0.1	0.001µV	0.001µV	0.1 µV/Hz	(-10) a 75°C	(-10) a 75°C	mayor al 80%	por debajo	0.05 a 100 Hz	10 µV a 5v	30 a 120µV	60 a 90 x mil	100 en cada				0 a 120 Hz
		Señal cardiaca																			
Fácil de usar	sin ajustes manuales	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	9	4	18	72
	transparente (que el usuario no note la actividad del siste	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0	0	9	9	3	21	63
Imperceptible	no perceptible a simple vista	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	3	3	1	15	15
	pequeño	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	1	9	9
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	3	3	9	9	5	57	285
	que sea para todas las edades	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	3	3	9	9	5	57	285
	que sea para hombre o mujer	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	3	3	9	9	5	57	285
	que sea para cualquier altura de la persona	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0
	características propias de la mano (dimensiones, color)	3	3	3	3	3	3	3	0	0	3	3	3	3	3	3	9	9	5	57	285
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero	0	0	0	0	0	0	0	9	9	0	9	0	0	0	0	0	0	1	27	27
	fácil montaje y desmontaje	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	3	9	27
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3	0	0	0	0	0	0	9	15	135
	conectores del sistema	0	0	1	1	0	1	0	0	0	0	3	0	0	0	0	1	1	2	8	16
resistente	a la humedad	1	1	3	3	3	3	3	9	0	3	0	1	1	1	9	9	9	3	59	177
	resistente a los cambios de temperatura	1	1	3	3	3	3	3	9	3	0	1	1	1	9	9	9	3	59	177	
	resistente a los cambios de luz	9	3	9	3	3	3	3	0	0	3	9	0	9	9	0	9	9	4	81	324
seguridad	estable	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	9	5	18	90
	sin elementos dañinos al usuario	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	0	0
Funcional	Eficiente	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	153	765
		32	26	37	31	30	31	30	28	28	33	73	23	32	32	39	103	112		720	

ANEXO I: QFD del subsistema de Nistagmo

Nomenclatura	
0	Sin relación
1	Poca relación
3	Mediana relación
9	Alta relación

Prioridad	
1	mínima prioridad
5	máxima prioridad

- Prioridad de atención técnica
- segunda prioridad de atención técnica
- tercera prioridad de atención técnica

		Mecánica del ojo												Con trol Gen	Prioridad relativa		
		Cámara						Procesamiento									
		Tamaño de imagen (Núm. De pixeles)	Resolución (vga)	sensibilidad (lux)	Velocidad del Obturador	enfoque	posicionamiento de la cámara (m)	dimensiones de la cámara (mm)	ángulo de vista (grados)	Sistema Operativo	Memoria (MB)	velocidad de procesamiento (velocidad general del sistema (segundos)				
Fácil de usar	sin ajustes manuales	3	9	9	0	9	9	9	9	0	3	3	9	9	4	72	288
	fácil de mantener	1	0	0	0	0	9	1	0	0	0	0	0	3	11	33	
Imperceptible	no perceptible a simple vista	0	3	0	0	0	9	9	3	0	0	0	3	1	27	27	
	pequeño	0	0	0	0	0	9	9	0	0	0	0	0	1	18	18	
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición la persona	0	0	0	9	9	9	0	9	3	3	3	3	5	48	240	
	que sea para todas las edades	0	0	0	0	0	3	0	3	0	0	0	3	5	9	45	
	que sea para hombre o mujer	0	0	0	0	0	3	0	3	0	0	0	3	5	9	45	
	que sea para cualquier altura de la persona	0	0	0	0	9	9	0	9	0	0	9	3	4	39	156	
	características propias de la mano (dimensiones, color)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	5	0	0	
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	1	3	3	
	Fácil montaje y desmontaje	0	0	0	0	0	9	9	0	0	0	0	0	3	18	54	
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	0	0	9	0	0	3	3	0	0	3	9	9	2	36	72	
	fácil de alimentar	0	0	0	0	0	9	0	3	0	0	0	9	2	21	42	
Resistente	a la humedad	0	3	3	0	0	9	0	0	0	0	9	3	24	72		
	resistente a los cambios de temperatura	0	9	9	0	9	9	3	9	0	0	9	9	3	66	198	
	resistente a los cambios de luz	0	9	9	0	3	9	0	9	0	0	9	9	5	57	285	
seguridad	estable	9	3	3	0	9	9	0	9	9	9	9	9	5	78	390	
	sin elementos dañinos al usuario	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	5	3	15	
Funcional	Eficiente	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	5	108	540	
		22	45	51	18	57	132	52	66	24	27	66	87		647		

ANEXO I: QFD del subsistema de Temperatura corporal

Nomenclatura	
0	Sin relación
1	Poca relación
3	Mediana relación
9	Alta relación

Prioridad	
1	mínima prioridad
5	máxima prioridad

- Prioridad de atención técnica
- segunda prioridad de atención técnica
- tercera prioridad de atención técnica

Precisión (V)	Sensibilidad del sensor (pV/div.)	Resolución (mV/div)	Linealidad (µV/Hz)	deriva a la temperatura (°C)	deriva a la humedad (°C)	Dimensiones del chasis	Amplitud (µV)	RMS(µV)	Impedancia biológica (Ω)	Amplificación de la señal	Filtro de la señal (Hz)	Prioridad relativa
Sensor							Señal		procesamiento			

Fácil de usar	sín ajustes manuales	9	9	3	9	9	9	3	3	3	3	9	9	5	83	415
	transparente (que el usuario no note la actividad del siste	1	1	3	0	0	0	3	3	3	3	9	9	4	39	156
Imperceptible	perceptible a simple vista	1	0	0	0	0	0	9	1	1	1	0	0	5	18	90
	pequeño	1	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	5	15	75
Adaptabilidad al usuario	que no requiera colocar en una sola posición las manos	3	3	3	0	0	0	3	3	3	3	3	3	4	31	124
	que sea para todas las edades	0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	4	22	88
	que sea para hombre o mujer	0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	4	22	88
	que sea para cualquier altura de la persona	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3	9
	características propias de la mano (dimensiones, color)	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	3	6	18
Adaptabilidad al automóvil	Adaptable al tablero o volante	0	1	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	1	5	5
	Fácil montaje y desmontaje	0	1	1	0	0	0	3	0	0	0	0	0	4	9	36
Durabilidad	que no requiera de repuestos específicos	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	5	14	70
	conectores del sistema	1	1	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	5	16	80
resistente	a la humedad	3	3	3	3	1	9	3	0	0	0	1	1	3	30	90
	resistente a los cambios de temperatura	9	9	3	9	9	3	9	9	9	9	1	1	5	85	425
	resistente a los cambios de la luz	3	3	0	3	0	0	9	3	3	3	1	1	1	30	30
seguridad	estable	9	3	1	9	9	9	3	3	3	3	1	1	5	59	295
	sín elementos dañinos al usuario	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	5	8	40
Funcional	Eficiente	9	3	1	3	1	1	3	0	0	0	9	9	5	44	220
		49	37	18	36	29	31	90	31	31	31	40	40		539	

ANEXO II

Tabla 10 Características de los electrodos de acuerdo al material conductor

TIPO DE ELECTRODO	PARA EL REGISTRO DE POTENCIALES BIOELÉCTRICOS
Plata – Cloruro de plata	Excelente para uso de propósito general, bajo ruido electroquímico, bajos niveles de offset.
Platino, oro, tungsteno	Puede ser ruidoso a bajas frecuencias.
Indio – óxido de iridio	Ruidoso.
Acero inoxidable	Usado principalmente para aplicaciones no críticas y para monitoreo de señales bioeléctricas de amplitud relativamente alta.
Grafito, carbón pirolítico con carga polimérica	Ruidoso.
Vidrio micropipetizado y electrolizado	Poco ruido eléctrico cuando se le agrega una solución de plata-cloruro de plata.
Dieléctrico capacitivo	Pobre, ruidoso.



Figura 95 Electrodo 3M 2223 Plata- Cloruro de plata

ANEXO III



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

9 nV/ \sqrt{Hz} , @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ($G = 100$)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

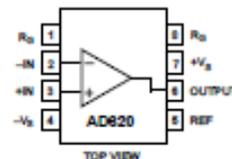
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super β eta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ \sqrt{Hz} at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ \sqrt{Hz} input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

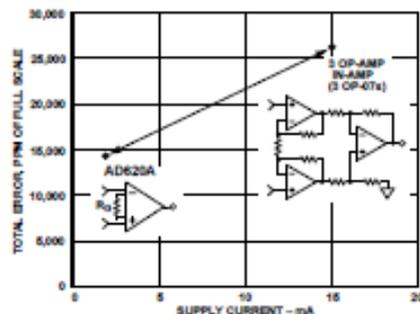


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

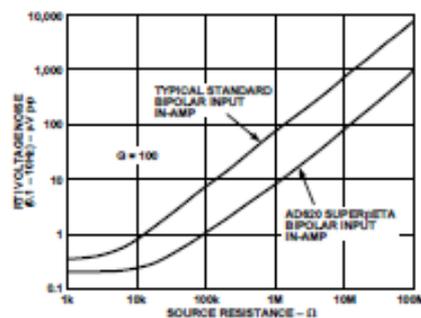


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/325-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted)

Model	Conditions	AD620A		AD620B		AD620S ¹		Units			
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		Min	Typ	Max
GAIN											
Gain Range	$G = 1 + (49.4 \text{ k}\Omega/R_{22})$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{\text{OUT}} = \pm 10$ V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity,	$V_{\text{OUT}} = -10$ V to $+10$ V,										
G = 1–1000	$R_L = 10$ k Ω		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2$ k Ω		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature											
G = 1				10		10			10		ppm/°C
Gain > 1 ²				-50		-50			-50		ppm/°C
VOLTAGE OFFSET											
(Total RTI Error = $V_{\text{OS}} + V_{\text{CM}}/G$)											
Input Offset, V_{OS}	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		30	125		15	50		30	125	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			185			85			225	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	μ V/°C
Output Offset, V_{CM}	$V_S = \pm 15$ V		400	1000		200	500		400	1000	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V			1500			750			1500	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	μ V/°C
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 18 V										
G = 1		80		100	80		100	80		100	dB
G = 10		95		120	100		120	95		120	dB
G = 100		110		140	110		140	110		140	dB
G = 1000		110		140	120		140	110		140	dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		Cl/D ₁ F
Common-Mode			10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		Cl/D ₂ F
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V
Common-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with 1 k Ω Source Imbalance	$V_{\text{CM}} = 0$ V to ± 10 V		73	90		80	90		73	90	dB
G = 1			93	110		100	110		93	110	dB
G = 10			110	130		120	130		110	130	dB
G = 1000			110	130		120	130		110	130	dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10$ k Ω , $V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.5$	V
Short Current Circuit			± 18			± 18			± 18		mA

ANEXO IV

Low-Cost Multifunction DAQ for USB

NI USB-6008, NI USB-6009

- Small and portable
- 12 or 14-bit input resolution, at up to 48 kS/s
- Built-in, removable connectors for easier and more cost-effective connectivity
- 2 true DAC analog outputs for accurate output signals
- 12 digital I/O lines (TTL/VTTL/CMOS)
- 32-bit event counter
- Student kits available
- OEM versions available

Operating Systems

- Windows 2000/XP
- Mac OS X¹
- Linux²
- Pocket PC
- Win CE

Recommended Software

- LabVIEW
- LabWindows/CVI

Measurement Services Software (Included)

- NI-DAQmx
 - Ready-to-run data logger
- ¹Mac OS X and Linux users need to download NI-DAQmx Base.



Product	Bus	Analog Inputs ¹	Input Resolution (bits)	Max Sampling Rate (kS/s)	Input Range (V)	Analog Outputs	Output Resolution (bits)	Output Rate (Hz)	Output Range (V)	Digital I/O Lines	32-Bit Counter	Trigger
USB-6009	USB	8 SE/A DI	14	48	+1 to +20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital
USB-6008	USB	8 SE/A DI	12	10	+1 to +20	2	12	150	0 to 5	12	1	Digital

¹SE = single ended, DI = differential

Hardware Description

The National Instruments USB-6008 and USB-6009 multifunction data acquisition (DAQ) modules provide reliable data acquisition at a low price. With plug-and-play USB connectivity, these modules are simple enough for quick measurements but versatile enough for more complex measurement applications.

Software Description

The NI USB-6008 and USB-6009 use NI-DAQmx high-performance, multithreaded driver software for interactive configuration and data acquisition on Windows OSs. All NI data acquisition devices shipped with NI-DAQmx also include VI Logger Lite, a configuration-based data-logging software package.

Mac OS X and Linux users can download NI-DAQmx Base, a multiplatform driver with a limited NI-DAQmx programming interface. You can use NI-DAQmx Base to develop customized data acquisition applications with National Instruments LabVIEW or C-based development environments. NI-DAQmx Base includes a ready-to-run data logger application that acquires and logs up to eight channels of analog data.

PDA users can download NI-DAQmx Base for Pocket PC and Win CE to develop customized handheld data acquisition applications.

Recommended Accessories

The USB-6008 and USB-6009 have removable screw terminals for easy signal connectivity. For extra flexibility when handling multiple wiring configurations, NI offers the USB-6008/09 Accessory Kit, which includes two extra sets of screw terminals, extra labels, and a screwdriver.

In addition, the USB-6008/09 Prototyping Accessory provides space for adding more circuitry to the inputs of the USB-6008 or USB-6009.

Common Applications

The USB-6008 and USB-6009 are ideal for a number of applications where economy, small size, and simplicity are essential, such as:

- Data logging – Log environmental or voltage data quickly and easily.
- Academic lab use – The low price facilitates student ownership of DAQ hardware for completely interactive lab-based courses. (Academic pricing available. Visit ni.com/academic for details.)
- Embedded OEM applications.

ANEXO V

				SUJETO	A
SUJETO DE CASO					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
Baez	Rivas	Tania	25		x
				TEMPERATURA	AMBIENTE
FECHA	HORA	OCUPACIÓN			
19/11/2011	21:10	ora de Danza folclorica			
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN		
Unidad Lindavista Vallejo	Edif.47 C Dpto.103	Lindavista	Gustavo A. Madero		
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI	NO	X	Polisonografica
ANEMIAS		SI	NO	X	Comentarios
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	X	NO	5 horas diarias
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO	X	
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRIA	ENOJO	OTROS		
CONSUMES CAFÉ	x	SI	NO	X	Muy cansada
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO	X	
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					17:00
EMBARAZADA		SI	NO	X	
EN ESTADO DE DIGESTIÓN	NO DIGESTIÓN				
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTANEA		Blanca			

				SUJETO	B
SUJETO DE CASO					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
Baez	Sanchez	Guillermo	58	x	
				TEMPERATURA	AMBIENTE
FECHA	HORA	OCUPACIÓN			
19/11/2011	21:10	Jefe de Departamento de instrumentación de la SS			
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN		
Francisco I. Madero M-6 L28 C-2		Villa de las Mzs	Coacalco Edo de Méx.		
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI	NO	X	Polisonografica
ANEMIAS		SI	NO	X	Comentarios
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	NO	X	
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO	X	
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRIA	ENOJO	OTROS		
CONSUMES CAFÉ	x	SI	NO		
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO	X	
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					18:00
EMBARAZADA		SI	NO	X	
EN ESTADO DE DIGESTIÓN	NO DIGESTIÓN				
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTANEA		Blanca			

				SUJETO	C
SUJETO DE CASO					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
Rivas	Moreno	Socorro E.	49		x
				TEMPERATURA	AMBIENTE
FECHA	HORA	OCUPACIÓN			
19/11/2011	21:10	Asesora de Secundaria y Preparatoria			
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN		
Francisco I. Madero M-6 L28 C-2		Villa de las Mzs	Coacalco	Edo de Méx.	Polisonografica
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI	NO	X	Comentarios
ANEMIAS		SI	NO	X	
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	NO	X	
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO	X	
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRIA	ENOJO	OTROS		
CONSUMES CAFÉ	x	SI	NO		Muy cansada
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO	X	
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					20:00
EMBARAZADA		SI	NO	X	
EN ESTADO DE DIGESTIÓN	En digestión				
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTANEA		Blanca			

				SUJETO	D
SUJETO DE CASO					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
Navarro	Campos	Jesús	28	x	
				TEMPERATURA	AMBIENTE
FECHA	HORA	OCUPACIÓN			
19/11/2011	21:10	Desarrollador de Software			
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN		
Av. Del Imán 704 Edif. 35 B Dpto. 303		Pedregal del Ma	Coyoacán		Polisonografica
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI X	NO		Comentarios
ANEMIAS		SI	NO	X	
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	NO	X	
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO	X	
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRIA	ENOJO	OTROS		
CONSUMES CAFÉ	x	SI	NO		
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO	X	
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					18:00
EMBARAZADA		SI	NO	X	
EN ESTADO DE DIGESTIÓN	Sin digestión				
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTANEA		Morena			

				SUJETO	E
SUJETO DE CASO					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
Baez	Rivas	Livier	28		X
				TEMPERATURA	AMBIENTE
FECHA	HORA	OCUPACIÓN			
19/11/2011	21:10	Profesora de Universidad			
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN		
Av. Del Imán 704 Edif. 35 B Dpto. 303		Pedregal del Ma	Coyoacán		Polisonografica
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI	NO	X	Asmática
ANEMIAS		SI	NO	X	
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	NO	X	
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO	X	
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRÍA	ENOJO	OTROS		Estés
CONSUMES CAFÉ		SI	X	NO	
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO	X	
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					18:00
EMBARAZADA		SI	NO	X	
EN ESTADO DE DIGESTIÓN	Sin digestión				
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTÁNEA		Morena			

ANEXO VI

Los codificadores Infiniti son instrumentos multicanal alimentados por baterías diseñados para tareas de psicofisiología, biofeedback y adquisición de datos en tiempo real.



Figura 96 Codificador FlexComp Infiniti

El codificador presenta una serie de conectores de seguridad como entrada de los sensores, uno para cada canal (el número de entradas depende del modelo de codificador).



El codificador muestrea las señales de entrada, y digitaliza, codifica y transmite la información muestreada al interfaz TT-USB.

La transmisión se realiza mediante un cable de fibra óptica para garantizar el máximo grado de libertad de movimiento, fidelidad de la señal y aislamiento eléctrico.

Tiene 8 canales analógicos, dos de 2048 muestras/s y seis de 256 muestras/s.