

**DISEÑO DE UN EQUIPO DE LABORATORIO PARA LA MEDICIÓN DE  
VARIABLES FISIOLÓGICAS EN PRUEBAS AUTONÓMICAS**

**HENRY HERRERA ORDÓÑEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL  
BUCARAMANGA  
2005**

**DISEÑO DE UN EQUIPO DE LABORATORIO PARA LA MEDICIÓN DE  
VARIABLES FISIOLÓGICAS EN PRUEBAS AUTONÓMICAS**

**HENRY HERRERA ORDÓÑEZ**

**Trabajo de grado para optar al título de  
Diseñador Industrial**

**Director**

**D.I. EDGAR AUGUSTO SARMIENTO LEÓN  
Profesor UIS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE DISEÑO INDUSTRIAL  
BUCARAMANGA  
2005**

A mis padres y  
hermanos

Por su paciencia y  
apoyo incondicional

## **AGRADECIMIENTOS**

El autor expresa sus agradecimientos a:

Edgar Augusto Sarmiento León. Diseñador industrial y Director de Proyecto, por su valiosa orientación.

MD.PhD. Carlos Arturo Conde Cotes, Director de Grupo de Neurociencias y Comportamiento, por sus aportes y colaboración.

FT. Carlos Gabriel Herrera Ordóñez, miembro del grupo de Neurociencias y Comportamiento, por su participación.

ING. Sergio Andrés Conde Ocasiones y Andrea Santos García. Por su cooperación.

## TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
<b>OBJETIVOS</b>	21
<b>OBJETIVO GENERAL</b>	21
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b>	21
<b>JUSTIFICACIÓN</b>	25
<b>1 GENERALIDADES RELACIONADAS CON ASPECTOS DE TIPO FISIOLÓGICO.</b>	26
<b>1.1 LA TRANSMISIÓN DE LA INFORMACIÓN A NIVEL DEL SISTEMA NERVIOSO.</b>	26
1.1.1 Grandes divisiones	26
<b>1.2 SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO</b>	27
1.2.1 Subdivisión del sistema nervioso autónomo.	28
<b>1.3 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN</b>	30
1.3.1 Propagación de la excitación cardíaca	31
1.3.2 El electrocardiograma	32
1.3.3 Frecuencia cardíaca y su regulación por el sistema nervioso autónomo.	34
<b>1.4 TEMPERATURA CORPORAL</b>	35
1.4.1 Control de conducción de calor por medio del sistema nervioso simpático.	37
<b>1.5 SUDORACIÓN</b>	39
1.5.1 Sudación y su regulación por el sistema nervioso simpático.	39

1.5.2	Mecanismo de secreción del sudor	40
1.5.3	Las glándulas sudoríparas ecrinas	42
1.5.4	Las glándulas sudoríparas apocrinas	43
1.6	PRUEBAS AUTONÓMICAS	43
2	EQUIPO DE RETROALIMENTACIÓN BIOLÓGICA	45
3	GENERALIDADES DISEÑO HARDWARE	47
3.1.1	Diagrama de bloques	47
3.1.2	Etapa de sensado	49
4	ESTRUCTURACIÓN DEL PROBLEMA	53
4.1	DETECCIÓN DE NECESIDADES	53
4.2	ANÁLISIS DEL ESTADO ACTUAL	55
4.2.1	Equipo de acondicionamiento de la señal	55
4.2.2	Sensores para la captura de la señal	59
4.3	DIVISIÓN DEL PROBLEMA EN SUB. PROBLEMAS	64
4.3.1	Clasificación de sub. Problemas	65
4.4	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	65
5	ALTERNATIVAS DE DISEÑO	69
5.1	DESCRIPCIÓN DE ALTERNATIVAS	70
5.1.1	Porta termistor TEMP (temperatura corporal)	70
5.1.2	Porta electrodos GSR (sudoración)	73
5.1.3	Porta electrodos ECG (ritmo cardiaco)	76
5.1.4	Equipo de medición (carcasa)	78
5.2	EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS	83
6	EVOLUCIÓN DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA	86
6.1	EQUIPO (CARCASA)	87
6.2	PORTA TERMISTORES, TEMPERATURA CORPORAL (TEMP)	89

6.2.1	Porta termistor para el conducto auditivo externo .(TEMP CAE)	89
6.2.2	Porta termistor para la piel. (TEMP plano)	91
6.3	PORTA ELECTRODOS, SUDORACIÓN (GSR)	92
6.4	PUNTAS CARDIACAS (ECG)	92
6.5	CABLEADO	93
6.6	CONEXIONES	94
7	DESARROLLO DEL PRODUCTO	95
7.1	DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO	95
7.2	DESARROLLO FUNCIONAL	99
7.3	ANÁLISIS DE USO.	103
7.3.1	Manipulación del equipo.	104
7.3.2	Utilización de las puntas cardiacas	107
7.3.3	Manejo porta termistor GSR.	108
7.3.4	Utilización del porta termistor TEMP CAE:	108
7.3.5	Uso del porta termistor TEMP plano.	111
7.3.6	Manipulación de las conexiones	111
7.3.7	Procedimiento de uso	112
7.4	ANÁLISIS ERGONÓMICO	120
7.5	IMAGEN GRÁFICA DEL EQUIPO.	134
7.6	ANÁLISIS DE MATERIALES	136
7.7	PROCESO DE FABRICACIÓN.	141
7.8	COSTOS DE FABRICACIÓN DEL PRODUCTO DISEÑADO.	146
7.8.1	Costos de elaboración de modelos.	147
7.8.2	Costos del prototipo	147
8	CONCLUSIONES	151
9	BIBLIOGRAFÍA	153
10	ANEXOS	146

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Requerimientos de Diseño	68
Tabla 2. Evaluación de Alternativas GSR, TEMP.	84
Tabla 3. Evaluación de Alternativas ECG, equipo	85
Tabla 4. Secuencia de uso.	120
Tabla 5. Movimientos permitidos en la mano	132
Tabla 6. Comparación entre láminas plásticas	137
Tabla 7. Piezas y materiales	140
Tabla 8. Costos de elaboración de modelos	147
Tabla 9. Costos fabricación del prototipo	150

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Sistema conductor del corazón	30
Figura 2. Propagación normal de la actividad eléctrica del corazón	32
Figura 3. Ondas del ECG	32
Figura 4. Derivaciones electrocardiográficas bipolares	33
Figura 6. Mecanismos de pérdida de calor corporal.	36
Figura 7. Irrigación sanguínea del oído	39
Figura 8. Glándula sudorípara inervada por un nervio simpático.	40
Figura 9. Diagrama de bloques etapas del hardware	47
Figura 10. Termistor de referencia KS103J4	50
Figura 11. Electrodo Ag- AgCl	51
Figura 12. Equipo Physio Recorder S	52
Figura 13. Biofeedback Doiler	55
Figura 14. Biofeedback Cardioback	56
Figura 15. Biofeedback Waverider Pro	58
Figura 16. Anillos sensores GSR	59
Figura 17. Anillos belcro GSR	60
Figura 18. Termistor en el dedo	61
Figura 19. Termistor con funda para CAE	61
Figura 20. Puntas cardiacas	62
Figura 21. Biofeedback, equipo y sensor	63
Figura 22. Estructura y uso, alternativa TEMP a	70
Figura 23. Estructura y uso, alternativa TEMP b	71

Figura 24. Estructura y uso, alternativa TEMP c	72
Figura 25. Detalle, alternativa TEMP c	72
Figura 26. Uso, alternativa GSR a	73
Figura 27. Estructura, alternativa GSR a	73
Figura 28. Uso, alternativa GSR b	74
Figura 29. Estructura, alternativa GSR b	74
Figura 30. Uso, alternativa GSR c	75
Figura 31. Estructura, alternativa GSR C	75
Figura 32. Estructura y componentes, alternativa ECG a	76
Figura 33. Uso, alternativa ECG a	76
Figura 34. Punta cardiaca	76
Figura 35. Estructura, alternativa ECG b	77
Figura 36. Componentes, alternativa ECG b	77
Figura 37. Uso, alternativa ECG b	78
Figura 38. Compartimentos, alternativa CARCASA a	79
Figura 39. Vistas superior e ISO, alternativa CARCASA a	79
Figura 40. Vista frontal y asa, alternativa CARCASA a	80
Figura 41. Posiciones compartimiento frontal, alternativa CARCASA b	80
Figura 42. Posiciones tapas laterales, alternativa CARCASA b.	81
Figura 43. Movimiento perilla superior, alternativa CARCASA b	81
Figura 44. Posiciones prismas elípticos, alternativa CARCASA c	81
Figura 45. vistas superior e ISO, alternativa CARCASA c.	82
Figura 46. Vista lateral, alternativa CARCASA c.	82
Figura 47. Vista preliminar del producto	86
Figura 48. Vista superior, Equipo.	87
Figura 49. Equipo con tapa superior parcialmente abierta	88
Figura 50. Equipo con tapa superior e interna abiertas	88

Figura 51. Ubicación del asa en la parte inferior del equipo	89
Figura 52. Porta termistor en el pabellón auditivo	70
Figura 53. TEMP CAE. Derecho	70
Figura 54 TEMP. CAE izquierdo	70
Figura 55. TEMP plano, vista lateral y superior.	91
Figura 56. TEMP plano sobre la piel.	91
Figura 57. Porta electrodos GSR, vistas inferior y lateral.	92
Figura 58. Punta cardiaca.	92
Figura 59. Puntas cardiacas con elementos de unión y regulación de los cables	93
Figura 60. Cableado conectado al equipo	93
Figura 61. MiniDIN 4 pines (GSR)	94
Figura 62. DIN 5 pines (ECG)	94
Figura 63. (TEMP).	94
Figura 64. (TEMP CAE).	94
Figura 65. (TEMP plano).	94
Figura 66. Partes de la carcasa.	96
Figura 67. Equipo, vista frontal.	97
Figura 68. Partes, porta termistor (TEMP CAE)	97
Figura 69. Porta termistor (TEMP plano)	98
Figura 70. Porta electrodos (GSR)	98
Figura 71. Punta cardiaca con broche.	99
Figura 72. Modelos funcionales porta termistor TEMP CAE.	101
Figura 73. Modelo de volumen, equipo	102
Figura 74. Broche original y broche billetera modificado	102
Figura 75. Broche billetera.	102
Figura 76. Broche anterior y broche billetera	103
Figura 77. Conexiones. Adaptador y puerto serial.	104

Figura 78. Desasegurado, tapa superior.	105
Figura 79. Abertura máxima tapa superior.	105
Figura 80. Formas de desplegar el cableado	106
Figura 81. Salida del cableado	107
Figura 82. Ubicación puntas cardíacas.	107
Figura 83. Vistas de la ubicación del porta electrodo GSR	108
Figura 84. Colocación de porta termistor (TEMP CAE)	109
Figura 85. Contacto entre el termistor y el CAE	109
Figura 86. Mecanismo de control , contacto termistor- CAE	110
Figura 87. Conexiones en el cableado para la variable (TEMP CAE)	110
Figura 88. Ubicación porta termistor (TEMP plano)	111
Figura 89. Apertura de la tapa frontal.	111
Figura 90. Colores diferenciadores en las conexiones.	112
Figura 91. Postura analizada	122
Figura 92. Ubicación de las conexiones en el circuito.	124
Figura 93. Distribución original del cableado	124
Figura 94. Ordenamiento del cableado	125
Figura 95. Distribución de las conexiones, código de color	125
Figura 96. Ubicación del asa.	126
Figura 97. Vista lateral y detalle, transportación del equipo	126
Figura 98. Posiciones adoptadas por el especialista al ubicar los sensores.	127
Figura 99. Agarre de pellizco y área de contacto en la mano.	128
Figura 100. Ubicación y posición del paciente en la realización de una prueba.	129
Figura 101. Área de contacto puntas cardíacas	129
Figura 102. Área de contacto (TEMP plano)	129
Figura 103. Áreas de contacto palmar y dorsal, porta electrodos GSR	130
Figura 104. Áreas de contacto TEMP CAE derecho	130

Figura 105. Áreas de contacto TEMP CAE Izquierdo	130
Figura 106. Área de contacto en le Conducto Auditivo Externo	130
Figura 107. Detalle del EPT	131
Figura 108. Alto y ancho de la oreja.	132
Figura 109. Ubicación anterior de los electrodos con el plástico adhesivo	133
Figura 110. Ubicación actual de los electrodos sin el plástico adhesivo.	133
Figura 111. Triangulación con las puntas cardíacas	133
Figura 112. Diseño y ubicación de la imagen representativa del equipo.	135
Figura 113. Moldes en madera	141
Figura 114. Moldes en yeso.	142
Figura 115. Moldes para la fabricación de las piezas por apisonado.	143
Figura 116. Piezas termoformadas.	144
Figura 117. Formación de capas con acrílico auto curable	145
Figura 118. Pieza en acrílico autopolimerizable	145
Figura 119. Conexiones en resina poliéster	146

## LISTA DE ANEXOS

	<b>Pág.</b>
Anexo A. Ponderación de Requerimientos	156
Anexo B. Investigación Exploratoria	160
Anexo C. Pabellón Auricular	162
Anexo D. Conducto Auditivo Externo	168
Anexo E. Leyes de Percepción	171
Anexo F. Callosidades	173
Anexo G. Consideraciones Sobre el Ruido.	175
Anexo H. Generalidades Software	178
Anexo I. Clases de Electrodo	186
Anexo J. Termistor	187
Anexo K. Método REBA	188
Anexo L. Método LEST	197
Anexo M. Tablas antropométricas.	198
Anexo N. Espacios celulares de la mano.	200
Anexo O. Propiedades del acrílico	201
Anexo P. Tecnologías de fabricación de los materiales plásticos	202
Anexo Q. Planos Técnicos	203

**TÍTULO:** DISEÑO DE UN EQUIPO DE LABORATORIO PARA LA MEDICIÓN DE VARIABLES FISIOLÓGICAS EN PRUEBAS AUTONÓMICAS<sup>1</sup>

**AUTOR:** HERRERA ORDÓÑEZ, HENRY <sup>2</sup>

**PALABRAS CLAVES:** Variables Fisiológicas, Electrocardiograma, Respuesta Dermogalvánica, Temperatura Conducto Auditivo Externo, Pruebas Autonómicas, Diseño Industrial.

El trabajo describe el proceso de diseño formal de un equipo de retroalimentación biológica cumpliendo requerimientos específicos del laboratorio, formulando desde la óptica del Diseño Industrial, una solución de la interfaz entre (equipo – especialista y sensores –paciente), en base a un proyecto realizado con anterioridad (Conde, Sergio Andrés. Santos, Andrea.Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander- UIS, 2005), mejorando el proceso de captura de las señales biológicas y reduciendo el estrés postural en el paciente.

Inicialmente se realiza una introducción teórica sobre información fisiológica y las generalidades del diseño del *hardware* .El desarrollo del proceso proyectivo empieza con un análisis del estado actual del producto, la descripción y evaluación de las alternativas de diseño, definiendo los requerimientos del objeto.

En adición, se explica cada uno de los componentes del producto según su desarrollo formal-funcional exponiendo los factores mejorados en el proceso de evolución en la alternativa seleccionada, mostrando las etapas de manipulación del objeto por el especialista y la ubicación de los sensores en el paciente; realizando un análisis ergonómico del producto diseñado, donde se ilustra la relación (paciente- sensores) evaluando el aporte de la propuesta en la captura de cada una de las señales.

---

<sup>1</sup> Proyecto de grado.

<sup>2</sup> Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Diseño Industrial. Director: SARMIENTO LEÓN, Edgar Augusto.

**TITLE:** DESIGN OF A EQUIPMENT OF LABORATORY FOR THE MENSURATION OF PHYSIOLOGIC VARIABLES IN AUTONOMOUS TESTS

**AUTHOR:** HERRERA ORDÓÑEZ, HENRY<sup>3</sup>

**KEY WORDS:** Physiologic Variables, Electrocardiography, Answer Dermogalvanic, External Auditory Conduit Temperature, Autonomous Test, Industrial Design.

The work describes the process of formal design of a equipment of biological feedback completing specific requirements of the laboratory, formulating from the optics of the Industrial Design, a solution of the interface among (equipment - specialist and sensors - patient), based on a realized project previously (Conde, Sergio Andrés. Santos, Andrea. Tesis. Graduate Tesis: design, construction and implementation of a system for the mensuration of physiologic variables in autonomous tests. Industrial University of Santander – UIS, 2005), improving the process of capture of the biological signs and reducing the stress postural in the patient.

Initially is carried out a theoretical introduction about physiologic information and the generalities of the design of the hardware. The development of the process be proyected begins with an analysis of the current state of the product, the description and evaluation of the design alternatives, defining the requirements of the object.

In addition, each one of the components of the product is explained in according to their formal-functional development expound the factors improved in the evolution process in the selected alternative, showing the stages of manipulation of the object for the specialist and the location of the sensors in the patient; accomplish a analyze ergonomic of the designed product, where the relationship is illustrated (patient - sensors) evaluating the contribution of the proposal in the capture of each one of the signs.

---

<sup>3</sup> Faculty of Engineerings Physicalmechanics, School of Industrial Design. Director: Sarmiento León, Edgar Augusto.

## INTRODUCCIÓN

En el diario vivir del ser humano implica la constante influencia de elementos de su medio ambiente externo e interno que de una u otra forma se traducen en una serie de estímulos, los cuales generan una respuesta orgánica conciente o inconsciente que involucra de manera parcial o total a los sistemas corporales. Dichos cambios sistémicos del organismo representan a nivel biomédico un lenguaje interpretado como: *Respuestas Fisiológicas* cuando estos se suceden en condiciones consideradas como normales, o por lo menos de equilibrio.

En este sentido, las respuestas fisiológicas han sido entendidas como elementos variables susceptibles de ser medidos y evaluados, por lo que también se les ha denominado *Variables Fisiológicas*, entre las cuales encontramos el ritmo cardiaco, la temperatura corporal y la sudoración entre otros. Estas Variables han formado parte de la curiosidad de la mente humana y se convirtieron poco a poco en temas de investigación por parte de muchos científicos en el mundo, vistos no solamente desde un enfoque médico o de un profesional de la salud, sino que además biólogos, ingenieros, físicos y hasta filósofos se han interesado en ello.

No obstante, el obtener mediciones precisas y confiables de variables fisiológicas no es tarea fácil, por lo que se ha requerido el desarrollo y uso de herramientas, que a través de la historia se han especializado en el registro de cada una de las variables, que junto al avance tecnológico estas herramientas aumentaron su precisión. En un pequeño vistazo al mundo actual, encontramos una gran diversidad de estas herramientas que son verdaderamente funcionales y necesarios en diferentes lugares, los cuales van desde el hogar con el uso del

termómetro, hasta las salas de cirugía con equipos para electrocardiogramas como apoyo durante una intervención quirúrgica, entre otros.

En adición, la adquisición y entrenamiento en la utilización de equipos de laboratorio para la medición de variables fisiológicas hace parte de la formación básica de los profesionales de la salud, ya que estas son entendidas como parámetros esenciales para la anamnesis<sup>4</sup>, de suma importancia para los investigadores en áreas como la psiquiatría, psicología y fisiología del deporte, entre otros. Además, la disponibilidad de estos equipos en la Universidad Industrial de Santander – UIS es reducida dado el alto costo para su adquisición.

En consonancia con lo anterior como solución a este problema, estudiantes de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la UIS desarrollaron un sistema para la medición de estas Variables Fisiológicas, el cual ofrece confiabilidad en la captura y presentación de los datos, a un bajo costo, con la falencia de no contar con una interfaz adecuada el paciente que es analizado.

En este orden de ideas, el ***Diseñador Industrial*** como profesional idóneo para el desarrollo de interfaces, que además propende por la mejora y evolución de la comunicación objeto usuario, propone un proceso encaminado al perfeccionamiento de la interacción del equipo de medición antes mencionado, con el paciente que es analizado, evitando incomodidades que puedan repercutir en la fiabilidad de los datos obtenidos, permitiendo que durante el proceso evaluativo de las variables fisiológicas sobre el paciente éste pueda realizar algunos movimientos, sin que generen alteración en el sistema, evitando la exigencia de una posición totalmente estática que altere el análisis del paciente en una prueba de estrés (pruebas autonómicas).

---

<sup>4</sup> Conjunto de los datos clínicos relevantes y otros del historial de un paciente.

De esta manera, se facilita la maniobra del especialista sobre el equipo de medición y el paciente, por un lado; y el trabajo interdisciplinario de ingenieros y diseñadores en la creación de un equipo de medición de variables fisiológicas acorde con las necesidades del laboratorio de Neurociencias y Comportamiento, para la formación de los futuros profesionales e investigadores de las Facultades de Salud e Ingenierías Físico-Mecánicas de la Universidad Industrial de Santander.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar formalmente un equipo para la medición de variables fisiológicas (ritmo cardíaco, temperatura corporal y conductancia de la piel en humanos), como herramienta académica para los docentes y estudiantes que realizan practicas en el laboratorio de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB adscrito al departamento de Ciencias Básicas UIS.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Diseñar formalmente un equipo medico de laboratorio utilizando un hardware para la medición de variables fisiológicas desarrollado por estudiantes de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones UIS.
- facilitar la medición de variables de ritmo cardíaco, temperatura corporal y sudoración a los estudiantes que realizan prácticas de laboratorio en el Departamento de Ciencias Básicas UIS.
- Aplicar conceptos de ergonomía para mejorar la interfaz del equipo de medición con el individuo que es analizado.
- Contribuir con el Diseño Industrial al mejoramiento de un equipo de laboratorio para la medición de variables fisiológicas específicas que favorezca las prácticas docente-investigativas del grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB.
- Integrar conceptos del diseño con los de la fisiología humana, para contribuir al desarrollo del proyecto.

- Disminuir las posibles incomodidades del paciente que desde un punto de vista ergonómico puedan repercutir en la fiabilidad de los datos obtenidos.
- Aplicar conceptos estético – formales y funcionales del diseño, en el desarrollo del equipo de medición biológica.

## **METODOLOGÍA GENERAL DEL PROYECTO**

Revisión y análisis crítico de la literatura existente en nuestro medio y obtención de información en conversaciones con los expertos.

- Definición de aspectos fisiológicos y electrónicos que sustenten el desarrollo del trabajo.
- Análisis de el estado actual del producto y desarrollo proyectual del diseño.
- Construcción de modelos para la evolución funcional-formal del producto
- Revisión de los factores involucrados en la solución del problema
- Elaboración de la propuesta de diseño

## DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Dentro del proceso formativo de los estudiantes que cursan carreras en la facultad de salud UIS, el Departamento de Ciencias Básicas ofrece dentro de los programas académicos y de investigación diversas prácticas de laboratorio, las cuales requieren de la medición de algún tipo de variable fisiológica como parte integral en la formación de estos profesionales. Frente a este particular se puede decir, que la medición de variables fisiológicas no son simplemente datos que sirven de referencia dentro del trabajo de laboratorio, sino que se traducen en una pauta esencial textual y contextual de la enseñanza - aprendizaje de la fisiología humana, a través del juicio crítico y analítico.

A este aspecto se suma una problemática, la cual no es ajena a ningún sector que sea componente de la Universidad Pública relacionado con las limitaciones económicas para la adquisición de equipos apropiados que permitan desarrollar adecuadamente los objetivos académicos e investigativos, teniendo para la realización de las prácticas de laboratorio equipos escasos, anticuados y con alcances restringidos, o la ausencia de éstos para la realización de algunas practicas.

Por tal motivo, y con el fin de suplir la necesidad de medir variables fisiológicas reguladas por el Sistema Nervioso Autónomo (ritmo cardiaco, temperatura corporal y conductancia de la piel en humanos), estudiantes de Ingeniería Eléctrica han desarrollado un Hardware para la captura y codificación de dichas variables. Sin embargo, este equipo no se encuentra totalmente culminado debido a que no fueron contemplados para su realización requerimientos de tipo

ergonómico, formal, estético y técnico; que en cuanto a la manipulación del objeto por el especialista y la interfaz directa con el paciente, reflejan la dificultad que se tiene para adaptar apropiadamente los termistores al paciente y poder obtener la señal para la variable de temperatura corporal.

Por último, la adquisición por vía comercial de aparatos semejantes al que se propone mejorar, resultan de un alto costo (alrededor de US\$ 5000.), suelen ser producidos en el extranjero, por lo general nunca se ofrece una adecuada asesoría técnica y mantenimiento debido a la falta de representantes de las firmas vendedoras en nuestro país.

## JUSTIFICACIÓN

Teniendo en cuenta la importancia que asume la Universidad Industrial de Santander para con la formación de los profesionales en Salud, y la necesidad urgente por parte del departamento de ciencias básicas de la facultad de salud por obtener equipos novedosos y listos para el desarrollo de las prácticas de laboratorio, se ha propuesto el diseño formal de un equipo para la medición de variables fisiológicas (ritmo cardíaco, temperatura corporal y conductancia de la piel en humanos), sobre la base de un Hardware desarrollado por estudiantes de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones – UIS, como herramienta académica para los docentes y estudiantes que realizan practicas en el laboratorio e investigativas en el Grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB adscrito al departamento de Ciencias Básicas UIS.

De igual manera, cobra vigencia en este proyecto la importancia del trabajo multidisciplinario y el valor de la transversalidad disciplinar en la solución de problemas de nuestra Universidad, los cuales a pesar de las limitaciones de índole económico, pueden ser vistos y analizados por profesionales responsables concientes de su compromiso con el desarrollo y avance de la UIS.

# **1 GENERALIDADES RELACIONADAS CON ASPECTOS DE TIPO FISIOLÓGICO.**

## **1.1 LA TRANSMISIÓN DE LA INFORMACIÓN A NIVEL DEL SISTEMA NERVIOSO.**

El tejido neural incluye estructuras evolutivamente diferenciadas y con altos niveles de especialización. Dentro de ellas se pueden describir sensores (receptores sensoriales) cuya sensibilidad es diferenciada frente a cada modalidad física que incida sobre él; estas modalidades físicas se conocen en fisiología como los estímulos sensoriales y dentro de ellos, la modalidad que más fácilmente activa el receptor, es conocida como el estímulo adecuado. Esto quiere decir que hay estructuras cuya sensibilidad es mayor para estímulos químicos (quimiorreceptores), otras para estímulos mecánicos (mecanorreceptores), otras para estímulos electromagnéticos (visión) y otras para cambios de temperatura (termorreceptores). Los receptores sensoriales pueden estar localizados tanto en la periferia del cuerpo humano como en regiones internas e inclusive en los mismos centros procesadores del sistema nervioso.<sup>5</sup>

### **1.1.1 Grandes divisiones**

---

<sup>5</sup> HALL, John E. y GUYTON, Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. Editorial Mc Graw Hill Interamericana 9ª Edición. 1997

Las subdivisiones del sistema nervioso puede abordarse de manera complementaria desde diversos puntos de vista, por ejemplo, según las fases del flujo de información pueden describirse tres grandes componentes: el sistema aferente, que lleva la información hacia los centros, los centros procesadores (médula espinal, tronco cerebral y encéfalo), y el sistema eferente que envía información de los centros hacia los órganos efectores.

También puede dividirse según su localización anatómica en sistema nervioso central (médula espinal, tronco cerebral y encéfalo) y sistema nervioso periférico (aferencias y eferencias hacia y desde el sistema nervioso central). Otra forma de subdividir el sistema nervioso es según sus propiedades volitivas y el nivel de conciencia de las funciones, esto es, el sistema nervioso relacionado con funciones voluntarias y conscientes (sistema somático) y el sistema nervioso relacionado con funciones involuntarias e inconscientes (sistema nervioso autónomo ó SNA), estas divisiones topográficas y funcionales no son análogas, es decir las funciones del sistema nervioso están repartidas entre las diferentes áreas topográficas.<sup>6</sup>

## **1.2 SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO**

Controla las funciones viscerales del cuerpo; en general, es un sistema involuntario y actúa sobre los efectores internos como músculo liso y cardiaco, glándulas exocrinas (como las sudoríparas y salivales) y algunas glándulas endocrinas. De manera más específica, el sistema nervioso autónomo ayuda a controlar la presión arterial, motilidad y secreción gastrointestinal, excreción urinaria, sudoración, temperatura corporal y otras funciones. La función total del sistema parece ser

---

<sup>6</sup> GRABOWSKI, Sandra y TORTORA, Gerard. Anatomía y fisiología. Editorial Oxford. 9ª Edición. 2002.

mantener la homeostasis del medio interno, particularmente con respecto a temperatura y composición.

Las neuronas motoras del sistema nervioso autónomo están situadas totalmente fuera del sistema nervioso central, conectándose con este por medio de sinapsis en los ganglios (que se encuentran fuera del SNC). En el sistema nervioso autónomo las neuronas preganglionares se encuentran dentro del SNC. Con fibras que se extienden hasta los ganglios (no efectores), donde hacen sinapsis con neuronas motoras posganglionares, las que, a su vez, se ponen en contacto con las células efectoras.

### **1.2.1 Subdivisión del sistema nervioso autónomo.**

El sistema nervioso autónomo puede dividirse, tanto funcional como estructuralmente, en las divisiones simpática y parasimpática.

El segmento simpático del sistema nervioso autónomo se origina a partir de los segmentos torácicos y de los tres primeros lumbares de la medula espinal. Las fibras del parasimpático provienen de los nervios craneales tercero, séptimo, noveno y décimo, Y de los segmentos sacros segundo, tercero y cuarto de la medula espinal. En general se puede decir que el sistema nervioso simpático participa en el “combate” y “huida” en tanto que el sistema nervioso parasimpático participa en e “reposo” y “reparación”.<sup>7</sup>

La mayoría de los órganos blanco del SNA reciben inervación tanto simpática como parasimpática, las cuales generalmente producen efectos opuestos sobre la actividad del órgano. Ambos sistemas tienen la capacidad de activar o de inhibir

---

<sup>7</sup> STANLEY W. JACOB, CLARINE ASHWORTH F. Anatomía y fisiología humana. Editorial Interamericana. 3° edición.

una función de un órgano y este efecto depende del complejo señal-receptor acoplado al tejido nervioso y al órgano blanco. No obstante, de una manera muy general puede afirmarse que los efectos del SNS están asociados a la preparación del organismo para respuestas de emergencia, bien sea de lucha o de huida; esto incluye procesos de activación en unos lugares y de inhibición en otros. En esa dirección y a manera de ejemplo, la activación simpática suele aumentar el flujo sanguíneo a los músculos esqueléticos (voluntarios) mediante la relajación (inhibición de la contracción) del músculo liso vascular de estos músculos y mediante la activación de las diferentes propiedades funcionales del músculo cardíaco; La activación simpática también produce relajación del músculo liso de las vías respiratorias (bronco dilatación) lo cual disminuye la resistencia a los flujos aéreos de entrada y de salida. También produce activación de respuestas metabólicas tendientes a la liberación y/o producción de compuestos de rápida conversión energética (catabolismo) mientras se inhiben los procesos de síntesis de compuestos de reserva (inhibición del anabolismo).

La activación parasimpática en consecuencia, suele producir los efectos contrarios a la activación simpática y por ese motivo el simpático es considerado un sistema de respuesta emergente y catabólico mientras el segundo un sistema anabólico y reconstructor.<sup>8</sup>

Como complemento a la información fisiológica necesaria para la comprensión de este trabajo, se hace una descripción de cada una de las variables fisiológicas que el sistema de hardware y software desarrollado por estudiantes de ingeniería eléctrica está en capacidad de medir, siendo la actividad eléctrica del corazón, respuesta dermogalvánica de la piel y temperatura de los conductos auditivos externos.

---

<sup>8</sup> GANONG, William F. Fisiología Médica. Editorial El Manual Moderno. 18ª Edición. 2002

### 1.3 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

Las partes del corazón normalmente laten en sucesión ordenada, la contracción auricular (sístole auricular) va seguida de una contracción de los ventrículos (sístole ventricular), durante la diástole las cuatro cámaras están relajadas.

El latido cardiaco se origina dentro de un sistema de cardiaco de conducción especializado y se propaga a través de este sistema a todas las partes del miocardio. Las estructuras que constituyen el sistema de conducción se muestran en la figura 1 y son el nodo sinoauricular (nodo SA), las vías auriculares internodales, el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramas, y el sistema Purkinje. Las diversas partes del sistema de conducción y, en condiciones anormales, partes del miocardio, son capaces de descargar espontáneamente. Sin embargo, el nodo SA normalmente descarga de manera más frecuente propagándose la despolarización desde él a las otras regiones, antes que estas descarguen espontáneamente. El nodo SA es, por tanto, el marcapaso cardiaco y su frecuencia de descarga determina a la frecuencia que late el corazón. Los impulsos generados en el nodo SA pasan a través del músculo auricular al nodo AV; y de este nodo al haz de His; y a través de las ramas del haz de His, por el sistema de Purkinje, al músculo ventricular.

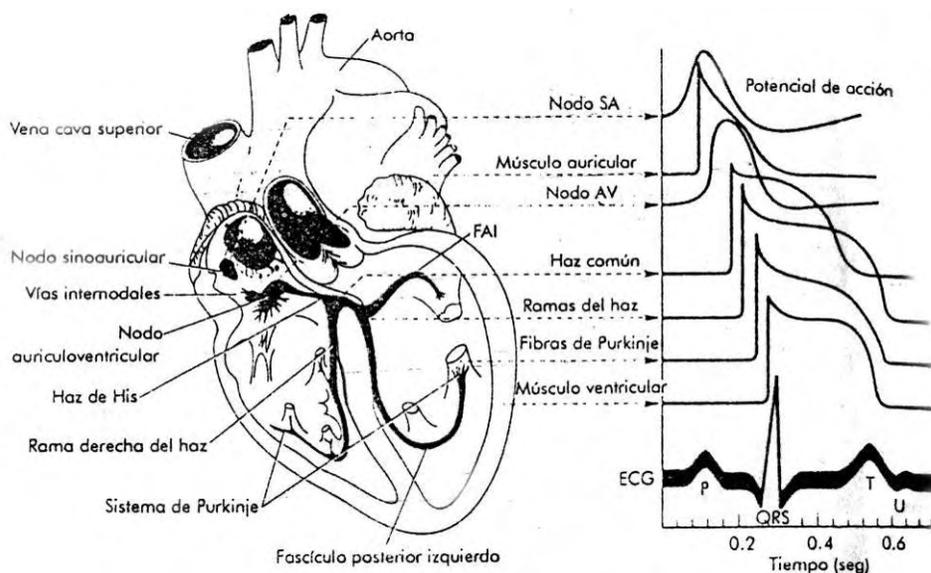


Figura 1. Sistema conductor del corazón

Potenciales de acción típicos de transmembrana para los nodos SA y SV , otras partes del sistema de conducción y los músculos auriculares y ventriculares se muestran junto con la correlación con la actividad eléctrica registrada extracelularmente , esto es, el electrocardiograma (ECG) . Los potenciales de acción y el ECG están graficados sobre el mismo eje de tiempo pero con diferentes puntos cero sobre la escala vertical. FAI fascículo anterior izquierdo.

### **1.3.1 Propagación de la excitación cardiaca**

La despolarización iniciada en el nodo SA se propaga radialmente a través de las aurículas, convergiendo sobre el nodo AV. La despolarización auricular se completa en .01 seg. Aproximadamente. Debido a que la conducción en el nodo AV es lenta, hay un retardo cercano a 0.1 seg. (retardo nodal AV) antes que la excitación se propague a los ventrículos. Este retardo se acorta por estimulación de los nervios simpáticos del corazón y se alarga por estimulación del vago. Desde la parte superior del tabique, la onda de despolarización se propaga por las fibras de Purkinje, de conducción rápida, a todas las partes de los ventrículos en 0.8 a 0.1 seg. . En el hombre, la despolarización del músculo ventricular se inicia en el lado izquierdo del tabique interventricular y se desplaza primero a la derecha a través de la porción media del mismo. La onda de despolarización se propaga luego hacia abajo del tabique hasta la punta del corazón. Esta regresa a lo largo de las paredes ventriculares hasta el surco AV, preparándose de la superficie endocárdica las últimas partes del corazón en despolarizarse son la porción posterobasal del ventrículo izquierdo, el cono pulmonar y la porción más alta del tabique.

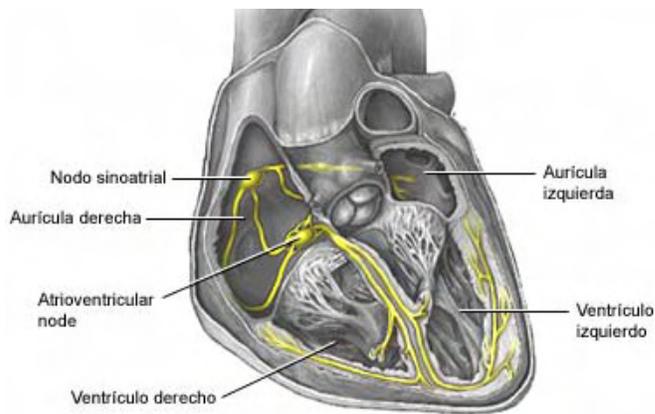


Figura 2. Propagación normal de la actividad eléctrica del corazón

### 1.3.2 El electrocardiograma

A causa que los líquidos corporales son buenos conductores (es decir por que el cuerpo es un conductor de volumen), las fluctuaciones de potencial que representan la suma algebraica de los potenciales de acción de las fibras del miocardio, pueden ser registradas extracelularmente. El registro de estas fluctuaciones de los potenciales durante el ciclo cardiaco es el electrocardiograma (ECG). La mayor parte de los electrocardiógrafos registran estas fluctuaciones en una tira de papel que se mueve a velocidad constante.<sup>9</sup>

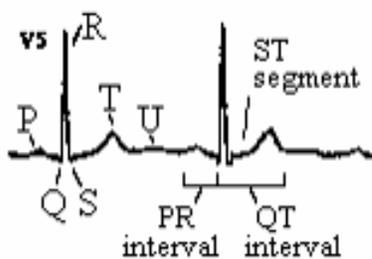


Figura 3. Ondas del ECG

<sup>9</sup> GANONG, William F. Fisiología Médica. Editorial El Manual Moderno. 18ª Edición. 2002

Las principales crestas de la onda cardiaca se dotan con las letras P, R y T, mientras que los principales valles son denotados por las letras Q y S tal como se muestra en la Figura 3. Cada una de ellas está relacionada con un fenómeno fisiológico específico dentro del proceso de contracción y relajación del corazón. La onda P corresponde a la despolarización (contracción) auricular. El complejo RQS representa la despolarización ventricular y la onda T la repolarización (relajación) del mismo. La morfología, amplitud y duración tanto de estas ondas como de los intervalos de tiempo entre ellas proporcionan la información necesaria al especialista para realizar un diagnóstico de la función eléctrica (en algunos casos también mecánica) del corazón del paciente.

En lo referente a este trabajo se tomó en cuenta el intervalo de tiempo entre ondas R-R (intervalo R-R) del electrocardiograma como parámetro para el cálculo de la frecuencia cardiaca la cual es equivalente al inverso multiplicativo de la duración de dicho intervalo.

Existen diversas formas de tomar el registro electrocardiográfico dependiendo del número, de la localización en el paciente, y de la distancia entre electrodos. En este trabajo se utilizaron tres electrodos y se midió la diferencia de potencial entre dos de ellos tomando como referencia el tercero. Los primeros pueden situarse en tres posiciones distintas tal como la muestra la Figura 4.

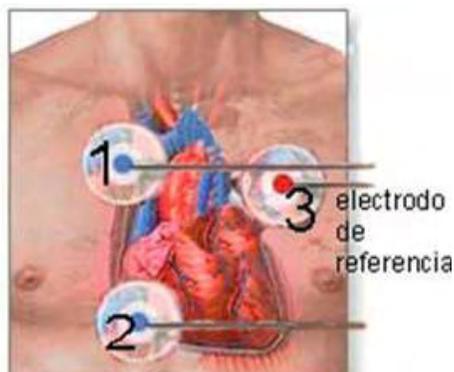


Figura 4. Derivaciones electrocardiográficas bipolares

Dependiendo de la localización de los electrodos la actividad eléctrica del corazón puede observarse de tres ángulos distintos los cuales reciben el nombre de derivaciones. La diferencia entre cada una de estas formas de ver el registro radica en la amplitud y polaridad de las ondas que lo conforman.<sup>10</sup>

**Derivaciones bipolares** Las derivaciones estándar de los miembros I, II y III son registros de la diferencia de potencial entre los dos miembros. Debido a que la corriente solo fluye en los líquidos corporales, los registros obtenidos son aquellos que se obtendrían si los electrodos estuvieran en los puntos de fijación de las extremidades, no importa donde se coloquen los electrodos de las extremidades<sup>11</sup>

### **1.3.3 Frecuencia cardiaca y su regulación por el sistema nervioso autónomo.**

El sistema nervioso autónomo ejerce influencia en la regulación de la frecuencia cardiaca mediante acción simpática o parasimpática. Los nervios parasimpáticos se dirigen principalmente al nodo sinusal, las vías internodales y en menor medida al músculo ventricular. Por otra parte, los nervios simpáticos se distribuyen por todas las partes del corazón, con una extensa representación en los ventrículos.

Los nervios parasimpáticos hacen que se libere una sustancia llamada acetilcolina, la cual tiene como efectos la reducción del ritmo del nodo sinusal y la disminución de la excitabilidad de las fibras de la unión con el nodo

---

<sup>10</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005 .Pp 13

<sup>11</sup> Fisiología Humana. Principios básicos. Publicaciones UIS. 2005

aurículoventricular. Dichos efectos causan la disminución de la frecuencia de contracción del músculo cardíaco mediante el aumento del tiempo de diástole o tiempo de reposo del corazón de manera proporcional al nivel de estimulación de los nervios parasimpáticos.

En el caso de una estimulación simpática del corazón se obtienen efectos contrarios a los obtenidos bajo estimulación parasimpática ya que aumenta la tasa de descarga del nodo sinusal, aumenta la tasa de conducción así como la excitabilidad de todas las partes del corazón y aumenta notablemente la fuerza de contracción de los ventrículos. Todo esto produce al final un aumento en la frecuencia cardíaca.

#### **1.4 TEMPERATURA CORPORAL**

La temperatura interna del cuerpo – esto es, la temperatura “central”- se mantiene casi constante, entre  $\pm 6^{\circ}\text{C}$  día con día, excepto cuando las personas padecen de alguna enfermedad febril. En realidad un individuo puede exponerse desnudo o a temperaturas bajas de hasta  $13^{\circ}\text{C}$  o muy elevadas, de  $60^{\circ}\text{C}$ , en aire seco y sin corrientes y todavía conservar una temperatura corporal central casi constante. Por tanto es evidente que los cambios para controlar la temperatura del cuerpo corresponden a un sistema de control casi perfecto.

Conceptos sobre termorregulación referentes a la temperatura corporal normal, el equilibrio entre la producción y pérdida de calor, los diferentes medios para la pérdida de calor y el control del calor por el SNS serán expuestos brevemente.

Temperatura corporal normal: No hay un nivel único de temperatura que pueda considerarse normal; mediciones efectuadas en muchas personas normales

muestran una gama de temperaturas normales,..., desde aproximadamente 36°C a 37.2°C .

Equilibrio entre producción y pérdida de calor: El calor se produce en el cuerpo de modo continuo como producto secundario del metabolismo y también se pierde de manera constante hacia el ambiente. Cuando la tasa de producción de calor es exactamente igual a la tasa de pérdida se dice que la persona está en equilibrio calórico, pero cuando estas tasas no están en equilibrio, tanto el calor como la temperatura corporal pueden aumentar o disminuir

Los diferentes medios para perder calor se muestran gráficamente en la figura 6. incluyen radiación, conducción y evaporación. La convección del aire desempeña un papel principal para perder calor por conducción y evaporación. Es evidente que la magnitud de la pérdida calórica a través de estos diferentes mecanismos varía de acuerdo con las condiciones atmosféricas.

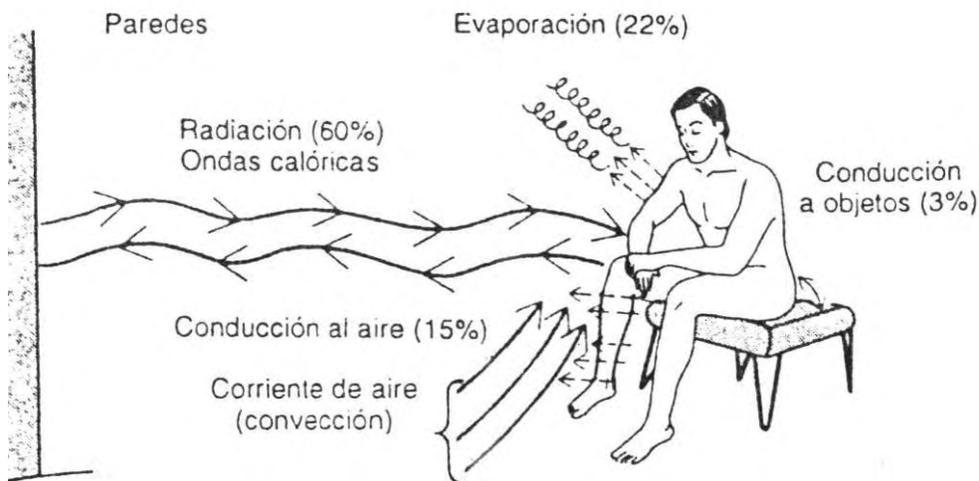


Figura 6. Mecanismos de pérdida de calor corporal.

- Radiación: pérdida en forma de rayos calóricos infrarrojos, ondas electromagnéticas que irradian desde la piel hacia los objetos circundantes más fríos que la misma piel. La pérdida aumenta conforme la temperatura ambiente desciende.

- Conducción directa a objetos: solo cantidades mínimas – quizás el 3% del total.
- Conducción al aire: recuerde que el calor es energía cinética de movimiento molecular, cuando la energía de las moléculas de la piel incrementan el movimiento de las moléculas del aire adyacente a ésta; el aire puede alcanzar la una temperatura aproximada a la corporal superficial.
- Convección: se presenta cuando el aire caliente adyacente a la piel se desprende y llega nuevo aire frío, generándose pérdida de calor corporal.
- Evaporación: único medio que tiene el cuerpo para librarse de su propio calor

#### **1.4.1 Control de conducción de calor por medio del sistema nervioso simpático.**

La conducción de calor hacia la piel por la sangre está controlada por el grado de vasoconstricción de arteriolas y anastomosis arteriovenosas que irrigan los plexos venosos cutáneos. Por otra parte, el sistema nervioso simpático gobierna casi por completa el calibre de los vasos; este sistema responde a cambios en la temperatura corporal central y a variaciones en la temperatura ambiental.<sup>12</sup>

Por otro lado, el cambio en el flujo sanguíneo a partir de mecanismos de regulación como la vasodilatación puede inducir variaciones en la temperatura en las zonas en las que este flujo aumenta, que es lo que se precisa revisar a partir del registro de la temperatura en los conductos auditivos externos derecho e izquierdo, este registro se ha realizado en estudios que han centrado su atención en el análisis de la temperatura de esta zona como *“Tympanic temperature as a*

---

<sup>12</sup> Guyton Arthor . Hall John . Fisiología y fisiopatología. Mc Graw Hill interamericana 6ª edición.

*indicator of asymmetrical brain activity: a study using stress induced by de Stroop test and its correlations with cardiovascular parameters*<sup>13</sup>.

De este documento es importante rescatar el funcionamiento lateralizado sobre el hemisferio derecho del cerebro a partir de la estimulación del sistema nervioso simpático, esto es, cuando hay estimulación de tipo emocional el hemisferio derecho incrementa su actividad y por el contrario cuando el estímulo es de tipo cognitivo quien aumenta su actividad es el hemisferio izquierdo; así, el incremento de actividad en un hemisferio en específico, incrementa a su vez el flujo sanguíneo de esta zona y se puede provocar una elevación de la temperatura en este lugar en particular; a partir de esta hipótesis nuevamente se consolida la importancia de revisar la temperatura de cada uno de los conductos auditivos externos por separado. Pues debido a la irrigación sanguínea que presentan, mostrada en la Figura 7. Su temperatura puede ser un indicador de respuesta del sistema nervioso simpático.<sup>14</sup>

---

<sup>13</sup> BELOL, Marcelo; DE VECCHI MACHADO, Lara y TOMAZ, Carlos. *Tympanic temperature as a indicator of asymmetrical brain activity: a study using stress induced by Stroop test and its correlators with cardiovascular parameters. UnB. Neurobiologia Volume 66 N°1-4. 2003*

<sup>14</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado: Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander, 2005. Pp 18.

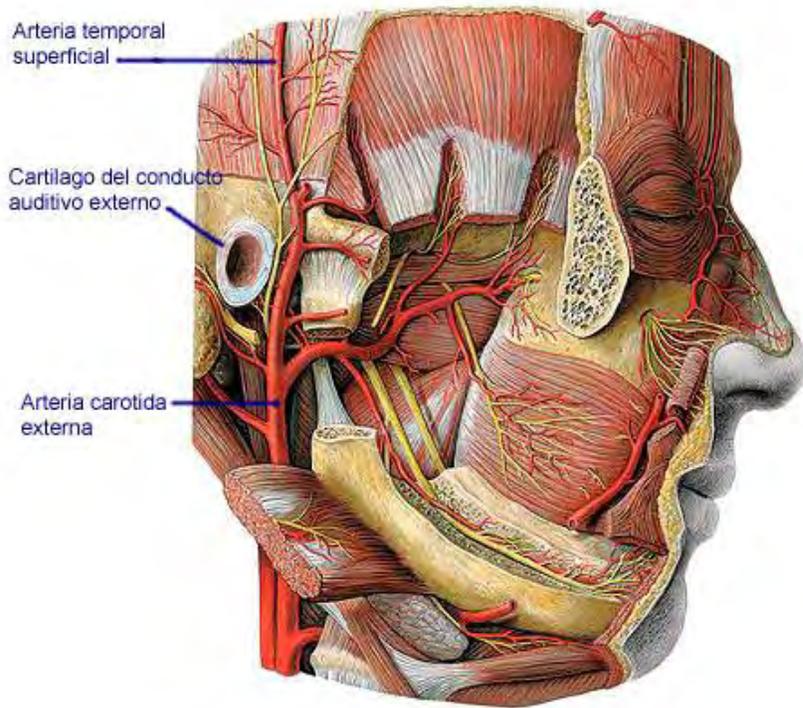


Figura 7. Irrigación sanguínea del oído.

Fuente: Solotha. Anatomía humana.

## 1.5 SUDORACIÓN

### 1.5.1 Sudación y su regulación por el sistema nervioso simpático.

Cuando el cuerpo se calienta de modo excesivo, las glándulas sudoríparas secretan gran cantidad de sudor sobre la superficie de la piel y suministran un rápido enfriamiento del cuerpo por evaporación. La estimulación de la región preóptica de la parte anterior del hipotálamo excita la producción de sudor. Los impulsos de esta región, causantes de la sudación, se transmite por vías

autónomas a la médula espinal i de allí por medio de la inervación simpática hacia las glándulas sudoríparas de la piel en todo el cuerpo.

Estando el sistema nervioso simpático ligado a reacciones de lucha y huida, la medida de la sudoración será un indicador de este tipo de reacciones más que de termorregulación.

### 1.5.2 Mecanismo de secreción del sudor

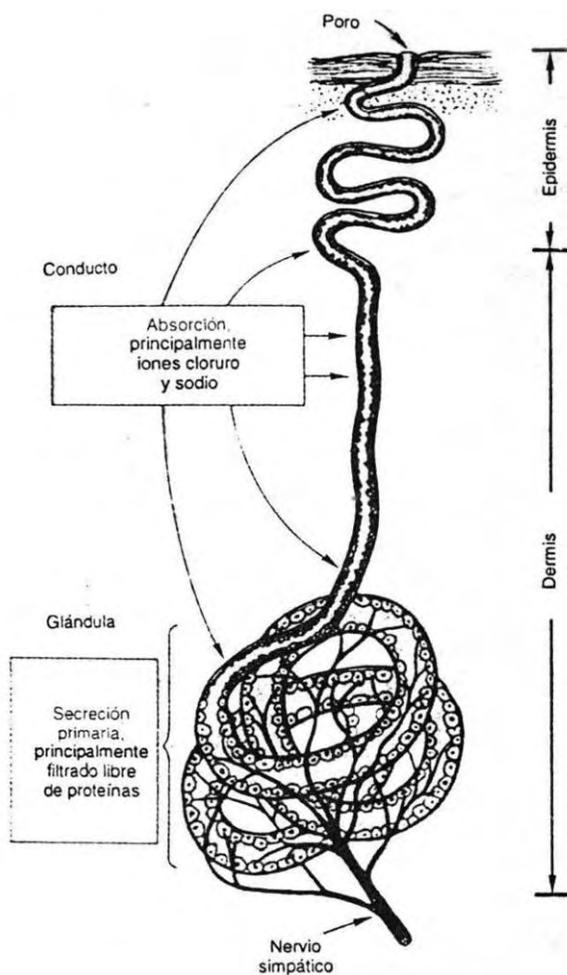


Figura 8. Glándula sudorípara inervada por un nervio simpático.

Se forma una secreción primaria en la porción glandular, pero gran parte, si no es que todos, de los electrolitos se absorben en el conducto y queda una secreción acuosa diluida.

La glándula sudorípara que se ilustra en la figura 8. Es una estructura tubular que consta de dos partes: primero una porción enrollada profunda que se encarga de secretar el sudor y segundo un conducto que pasa al exterior de la superficie epidérmica. Igual que las glándulas salivales, la porción secretora de la glándula sudorípara emite un líquido llamado secreción percusora; a continuación los componentes de este líquido se alteran conforme fluyen por el conducto.

La secreción percusora es un producto secretorio de la actividad de las células epiteliales que revisten la porción enrollada de la glándula. Terminaciones de fibras nerviosas simpáticas colinérgicas (fibras secretoras de acetilcolina) situadas sobre o cerca de las células glandulares causan la secreción.

Grandes cantidades de cloruro de sodio se pierden por el sudor; por tanto tiene especial importancia conocer cómo manejan el sodio y el cloro las glándulas sudoríparas durante el proceso secretorio. Cuando la velocidad de secreción es muy baja, las concentraciones de sodio y de cloro son también muy pequeñas debido a que la mayor parte de estos iones se reabsorbe de la secreción percusora antes de alcanzar la superficie del cuerpo. Si una velocidad de secreción aumenta progresivamente, la velocidad de resorción de cloruro de sodio no crece de modo proporcional y su concentración en el sudor de una persona normal no aclimatada suele elevarse a niveles máximos o casi a la mitad de los niveles plasmáticos.<sup>15</sup>

El cambio en la sudoración se encuentra representado por la variación de la respuesta galvánica de la piel (GSR), la cual se puede medir por las alteraciones en las cantidades de iones registradas en el sudor y que cambian la resistencia del “sudor” en la piel.

---

<sup>15</sup> Guyton Arthor . Hall John . Fisiología y fisiopatología. Mc Graw Hill interamericana. 6ª edición

Las glándulas sudoríparas pueden ser de dos tipos según su estructura, localización y tipo de secreción: ecrinas y apocrinas

### **1.5.3 Las glándulas sudoríparas ecrinas**

Son tubulares sencillas enrolladas y mucho más comunes que las glándulas sudoríparas apocrinas. Están distribuidas en toda la piel del cuerpo, con excepción del borde mucocutáneo de los labios, los lechos ungueales en pies y manos, glandes del pene y el clítoris, labios menores y membrana del tímpano. Se encuentran en mayor número en la zona de la frente, palmas de las manos y plantas de los pies; en las palmas pueden llegar hasta 450 por  $\text{cm}^2$ . El sudor producido por estas glándulas está constituido por agua. Iones principalmente de  $\text{Na}^+$  y  $\text{Cl}^-$ , úrea, ácido úrico, amoníaco, aminoácidos, glucosa y ácido láctico. Su función principal es regular la temperatura corporal mediante la evaporación del sudor. Al ocurrir ésta última se transfieren grandes cantidades de energía térmica de la superficie cutánea al entorno. El sudor aparece inicialmente en la frente y el cuero cabelludo, luego aparece en la cara y el resto del cuerpo, por último aparece en las palmas de las manos y las plantas de los pies. Sin embargo cuando hay estrés emocional, tanto palmas como plantas y axilas son las áreas en que las personas empiezan a sudar. El sudor de estas glándulas también participa mínimamente en la eliminación de desechos, como la úrea, ácido úrico y amoníaco. Es importante destacar que las glándulas sudoríparas presentes en las palmas de las manos y plantas de los pies se encuentran inervadas exclusivamente por el sistema nervioso simpático por lo cual los cambios de sudoración en estas zonas permiten evaluar la respuesta de este sistema ante diferentes estímulos.

#### **1.5.4 Las glándulas sudoríparas apocrinas**

También son tubulares, sencillas y enrolladas. Se localizan principalmente en la piel de las axilas, ingles, areolas de las mamas y región de la cara de los hombres adultos correspondiente a la barba. Su producto de secreción es un poco más viscoso que el producido por las glándulas ecrinas; además, los componentes del sudor de estas últimas contiene lípidos y proteínas. En mujeres. Las células de las glándulas sudoríparas apocrinas crecen en el periodo de ovulación y se contraen durante la menstruación. El funcionamiento de las glándulas sudoríparas ecrinas inicia poco después del nacimiento, mientras que las apocrinas lo hacen en la pubertad. Éstas últimas se estimulan durante el estrés emocional y la excitación sexual.

#### **1.6 PRUEBAS AUTONÓMICAS**

Durante el estrés físico o emocional, el sistema nervioso simpático predomina sobre el sistema nervioso parasimpático. Además del ejercicio físico diversas emociones, como el miedo, confusión, angustia e ira estimulan el funcionamiento del sistema nervioso autonómico.

Cuando se activa el SNS se inicia un conjunto de respuestas fisiológicas denominadas en conjunto reacción de lucha o huida<sup>16</sup>, que es caracterizada por efectos como dilatación de las pupilas, aumento de la frecuencia y la fuerza de la contracción cardiaca, así como la presión arterial, dilatación de las vías respiratorias, lo cual permite acelerar la entrada y salida de aire de los pulmones, contracción de los vasos sanguíneos que aportan sangre a órganos relacionados

---

<sup>16</sup> TORTORA. Op. Cit.

con la actividad física o el rechazo del peligro, tales como, músculos, miocardio, hígado y tejido adiposo, con lo cual aumenta el flujo de sangre por dichas estructuras y se incrementa la concentración de azúcar en la sangre, entre otros.

A partir de esta información los investigadores seleccionan las variables fisiológicas que es importante registrar para poder realizar una descripción completa de la respuesta del cuerpo a los estímulos a los que el sujeto va a ser sometido. Dentro de las pruebas más comunes están: la maniobra de valsalva, que mide la capacidad pulmonar del individuo, medición de la frecuencia cardiaca, presión arterial, la respuesta galvánica de la piel, cambios de temperatura en los conductos auditivos externos y en la frecuencia respiratoria, entre otras. En ocasiones las pruebas fisiológicas van acompañadas de diferentes test que pueden ser de respuesta escrita u oral, tales como el test de stroop<sup>17</sup>, test de stai<sup>18</sup>. entre otros.

Dentro del “Laboratorio de Neurociencias y Comportamiento de la Universidad Industrial de Santander” se experimenta con pruebas de estimulación auditivo-visual, estas pruebas pueden presentar diferentes variantes, en el laboratorio se utiliza una que consiste en una serie de imágenes enlazadas por una historia, esta última puede ser de tipo emocional o no emocional. Al mismo tiempo el sujeto se conecta a los equipos que permiten la medición de variables fisiológicas. Gracias a la elaboración del equipo de medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas, el laboratorio contará con la posibilidad de realizar registros de la frecuencia cardiaca y la respuesta galvánica de la piel, que actualmente ya realizan con el equipo Biofeedback 2000 que posee en este momento el laboratorio, con la ventaja que además se podrán sensar señales que actualmente

---

<sup>17</sup> Test de stroop: mide la capacidad de inhibir as interferencias que se producen cuando alguien desarrolla una conducta ‘inesperada y desautomatizada’.

<sup>18</sup> Test de stai: prueba psicométrica que mide ansiedad.

no es posible registrar como la temperatura en los conductos auditivos externos y la señal electrocardiográfica<sup>19</sup>.

## 2 EQUIPO DE RETROALIMENTACIÓN BIOLÓGICA

En la actualidad encontramos una gran variedad de elementos que tienen como función proporcionarnos información sobre nuestras variables fisiológicas, han sido perfeccionados para diferentes propósitos que incluyen desde el uso en nuestros hogares, laboratorios de investigación, salas de cirugía. Etc.

El equipo que se desarrollara en este proyecto tiene como objetivo la medición de variables fisiológicas con fines académicos y de investigación, enmarcándolo en un contexto específico dentro de la amplia variedad de los dispositivos para la medición de variables fisiológicas. Este equipo se encuentra dentro de los denominados de retroalimentación biológica o *biofeedback*, como comercialmente se conocen; tienen el distintivo de poder obtener un registro en tiempo real sobre una variable específica, capturada por medio de sensores desde el paciente, codificada por medio de un hardware especial y ser visualizada en la pantalla de un computador.

***Biofeedback*** El término *Biofeedback* (BFB) nace a fines de 1969, y describe un conjunto de procedimientos experimentales -cuyo estudio se inició en la década de los 40 en Estados Unidos-, en los cuales se utiliza un instrumento externo para proveer al organismo de una información inmediata del estado de sus condiciones biológicas tales como tensión muscular, temperatura de la piel, ondas cerebrales,

---

<sup>19</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005. Pp 19-20

presión sanguínea, ritmo cardíaco, etc., con el propósito de hacer aprovechable esta información que normalmente no está al alcance del individuo.

Los aparatos de BFB permiten detectar las señales del cuerpo y hacerlas concientes. Estos instrumentos reciben y amplifican una o varias señales del cuerpo, que entonces se traducen en signos fácilmente observables, como una luz que se enciende, el movimiento de una aguja, un sonido, etc. La persona puede así "oír" o "ver" sus ondas cerebrales, su respuesta psicogalvánica o su corazón y contaría con la información que se necesita para empezar a controlarlos.

El Biofeedback se presentaría como una alternativa más moderna para el tratamiento de muchas enfermedades que tienen en común la dificultad de curación por los métodos tradicionales. En el campo de la Psicología, el tratamiento de fobias, depresión, ansiedad, insomnio, estrés, son algunos de los problemas factibles de tratarse mediante el entrenamiento.

Como técnica se aplica también en el campo de la medicina. Por ejemplo para tratar migraña, cefalea tensional, hipertensión, arritmias cardíacas, la enfermedad de Raynaud (desorden circulatorio que produce manos extremadamente frías), parálisis, daños en la columna vertebral y otras afecciones motrices, para remediar las consecuencias de derrames, aneurismas, daño traumático del cerebro, esclerosis múltiple, epilepsia, hipoglucemia y diabetes, epilepsia, síndrome premestruar, dolores crónicos, incontención urinaria, etc.

Entre los usos más importantes del BFB encontramos el estudio experimental de los sistemas orgánicos, las investigaciones de las relaciones cerebro-comportamiento y el estudio de la naturaleza del aprendizaje.<sup>20</sup>

---

<sup>20</sup> Cazau P (2002) Vocabulario de Psicología. Disponible en Redpsicología: [www.galeon.com/pcazau](http://www.galeon.com/pcazau)

### 3 GENERALIDADES DISEÑO HARDWARE

El equipo diseñado está en capacidad de realizar tres tipos de registros de variables fisiológicas: Temperatura en cada uno de los conductos auditivos externos, conductividad en la piel (GSR) y frecuencia cardiaca a través del registro electrocardiográfico (EKG).

Este proceso de registro se realiza por medio de varias etapas donde se incluyen el sensado, amplificación, filtrado, aislamiento y conversión análoga-digital de las señales, así como el direccionamiento y almacenamiento de los datos en el computador.

Una vez hecha la conversión análoga-digital, se transmiten los datos a través del puerto serial hacia el computador, donde una interfaz amigable desarrollada en LabView se encarga de su visualización y procesamiento.

#### 3.1.1 Diagrama de bloques

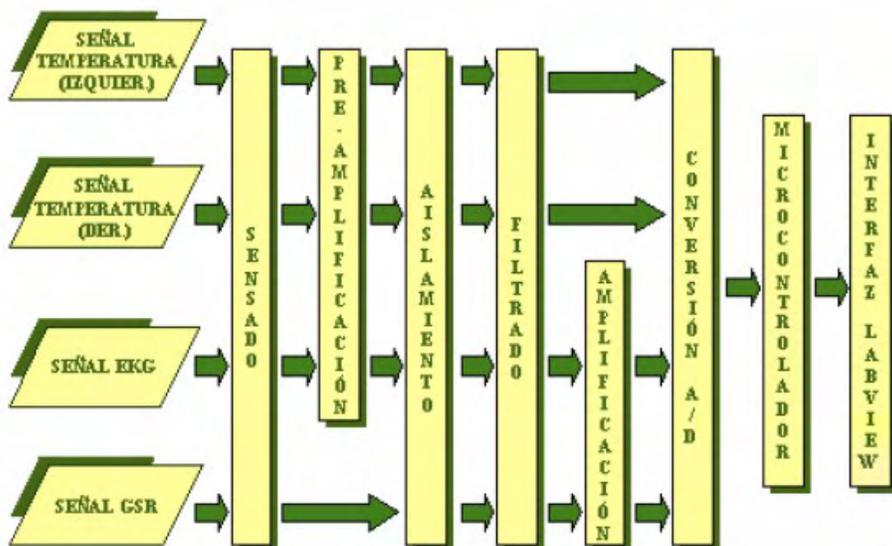


Figura 9. Diagrama de bloques etapas del hardware

El diagrama de bloques presentado muestra cada una de las etapas que conforman el dispositivo.

En primera instancia se encuentra la etapa de sensado de las señales. Este proceso se realizará a través de sensores específicos para cada variable. Para la medición de temperatura se utilizaron dos termistores, los cuales son elementos pasivos cuyo valor de resistencia varía de acuerdo a la temperatura a la cual estén expuestos. En el caso de la conductividad eléctrica de la piel y el registro electrocardiográfico se usaron electrodos superficiales de plata-cloruro de plata, los cuales en el caso de la señal GSR se encuentran también acoplados a un puente de Wheatstone.

En seguida se encuentra una primera etapa de amplificación (preamplificación) implementada con amplificadores de instrumentación. Dicha preamplificación se hace necesaria para las señales electrocardiográfica y de temperatura debido a que estas se presentan en magnitudes muy reducidas. En el caso de la señal de respuesta dermogalvánica de la piel se utilizó el amplificador para referenciar la salida diferencial del puente de Wheatstone al punto de referencia de todo el circuito y no para realizar algún tipo de amplificación ya que la magnitud de esta señal a la salida del puente ya es lo suficientemente grande.

La tercera etapa es la de aislamiento, la cual es imprescindible para garantizar la seguridad del paciente protegiéndolo contra posibles descargas eléctricas provenientes de la red de alimentación o cualquier eventual falla en alguno de los integrados o componentes del equipo. Esta etapa se implementó mediante el uso de amplificadores de aislamiento y convertidores DC/DC, para el aislamiento de las fuentes de alimentación.

La siguiente etapa es el filtrado de las señales. En esta etapa se reducen al máximo todas las componentes en frecuencia presentes en la señal que estén por fuera de los rangos de frecuencia típicos de las señales fisiológicas que están siendo sensadas. Para el caso de las señales de EKG se utilizó un filtro pasa-altas

y uno pasa-bajas, de cuarto y segundo orden respectivamente. Para la señal de temperatura y GSR se implementó un filtro pasa-bajas de cuarto orden.

Como quinta etapa se encuentra una nueva fase de amplificación. El principal objetivo de esta etapa, además de la amplificación como tal, es ajustar los niveles de voltaje generados por el procesamiento de las señales biológicas a niveles equivalentes al máximo rango dinámico del convertor análogo-digital.

En la fase de conversión análogo-digital. Para su implementación se utilizó un convertor análogo-digital de dieciséis bits, de cuatro canales y salida serial, trabajando en un rango de voltaje entre cero y cuatro voltios.

La séptima etapa es la transmisión de datos y control de la conversión análogadigital resultante del registro de cada una de las señales. Dicho control se realiza utilizando un microcontrolador quien se encarga de establecer la frecuencia de conversión, control de la multiplexación de los cuatro canales del convertor y transmisión serial de los datos a través de una interfaz serial-USB donde se utilizó el integrado FT232BM para este fin.

Finalmente se encuentra la etapa de visualización y procesamiento de las señales transmitidas utilizando una interfaz amigable desarrollada en Labview.

### **3.1.2 Etapa de sensado**

La etapa de sensado de las variables es una de las principales etapas del desarrollo del equipo en cuestión. De una correcta selección de los sensores depende en gran parte la fidelidad del registro. En esta etapa se utilizaron sensores encargados de la transducción de las variables fisiológicas contempladas en este trabajo a variables de tipo eléctrico.

Para el sensado de la señal electrocardiográfica y respuesta dermogalvánica de la piel se utilizaron electrodos superficiales de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) y en

el caso de la toma de la temperatura de los conductos auditivos externos se utilizaron un par de termistores.

### **3.1.2.1 Sensor de temperatura**

Como sensores de temperatura se utilizaron termistores NTC, de referencia KS103J4 fabricados por la empresa US SENSOR. Estos termistores presentan una precisión de  $0.1^{\circ}$  en el rango entre  $36^{\circ}$  y  $40^{\circ}$ , una constante de tiempo térmica de máximo diez segundos y un diámetro de máximo  $0.25\text{cm}^{21}$ . Estas características permiten realizar un registro con una velocidad y precisión acorde a su aplicación además de tener un tamaño lo suficientemente pequeño para no producir molestia en el oído del sujeto al cual se le realice el registro.

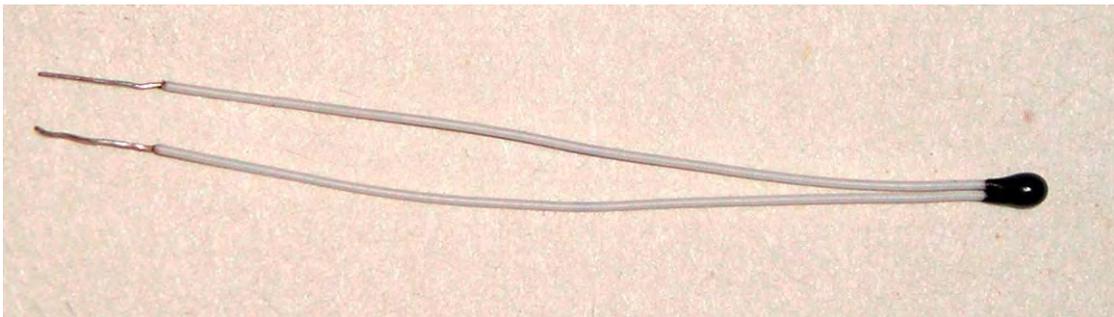


Figura 10. Termistor de referencia KS103J4

### **3.1.2.2 Sensores de conductividad eléctrica y registro electrocardiográfico**

Como sensores de conductancia eléctrica y registro electrocardiográfico se utilizaron electrodos superficiales de plata-cloruro de plata. Teniendo en cuenta que la función del electrodo superficial es permitir la circulación de corriente a través de la interfaz cuerpo-equipo de medición y que las corrientes presentes en el cuerpo son de tipo iónico, es posible afirmar que los electrodos son transductores de corriente iónica a corriente electrónica.

---

<sup>21</sup> Tomado de la hoja de datos del dispositivo. Ver Anexo J



Figura 11. Electrodo Ag- AgCl

Este tipo de electrodo en particular está compuesto de una placa de plata recubierta con una capa de cloruro de plata. El cual es un compuesto iónico ligeramente soluble en dicho metal y que contiene como anión al cloro.

Finalmente todo este elemento es sumergido en una solución de una alta concentración del anión en cuestión.

Específicamente se utilizaron electrodos de plata-cloruro de plata de referencia 2223 de la empresa 3M.

### 3.1.2.3 Cableado.

Para la conexión de estos electrodos al equipo de registro se ofrece en el mercado gran variedad de cables, sin embargo, después de realizar la cotización de varios de ellos se decidió fabricarlos pues su costo comercial es muy elevado. En adelante se hará referencia al cable fabricado por nosotros como cable ANSER

Dentro del proceso de diseño se tuvieron en cuenta características como la constante de conductividad, el calibre del material conductor y la longitud completa del cable. Todos estos parámetros se contrastaron con cables existentes en el

mercado y principalmente con el utilizado por el equipo Physio Recorder S<sup>22</sup> comercializado por Lafayette Instr con fines de registro similares a los del actual proyecto.

Las primeras pruebas se realizaron haciendo uso de un cable blindado duplex de audio al cual se soldaron en sus terminaciones unos broches que permitieran acoplar el cable a los electrodos.<sup>23</sup>



Figura 12. Equipo Physio Recorder S

---

<sup>22</sup> Physio Recorder S es un equipo que posee actualmente la Facultad de Salud en su laboratorio de Neurociencia y Comportamiento, el cual realiza medición de SCL, SCR, pulso, volumen sanguíneo, etc.

<sup>23</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005 . Pp 21-28

## 4 ESTRUCTURACIÓN DEL PROBLEMA

### 4.1 DETECCIÓN DE NECESIDADES

Al observar el *hardware* desarrollado por estudiantes de ingeniería eléctrica para el laboratorio de NYC creado para suplir la necesidad que se tiene, por la escasez de equipos y la restricción de estos para algunas practicas; Se encontraron dificultades para la captura de temperatura corporal dentro del conducto auditivo externo, estos inconvenientes manifestados por los creadores del sistema no corresponden a deficiencias referentes a la parte electrónica u operacional del circuito o los sensores. La imposibilidad de realizar la prueba autonómica obedece a la falta de una interfaz adecuada entre el paciente y los sensores (electrodos y termistores) que permitan la captura de las señales referentes a cada variable registrada.

Al no considerarse el diseño de la interfaz del equipo con el paciente y el especialista, se evidencian más dificultades, las cuales se pretenden solucionar por medio de la práctica proyectual el Diseño Industrial en la elaboración de la interacción equipo- especialista y sensores- paciente. Ya que nuestra experiencia como diseñadores en la solución de problemas específicos, facilitan la realización de las pruebas mediante e manejo controlado de la forma en los diferentes componentes del equipo que es posible la intervención.

Para la detección de las situaciones problemáticas se recurre a información teórica sobre el tema, aportes obtenidos por medio de conversaciones informales VER Anexo B. con las personas adscritas al laboratorio y los ingenieros creadores del sistema, cuyo conocimiento y experiencia facilitan el entendimiento de las variables que participan en la resolución de los problemas relacionados con el proyecto, mejorando la práctica del Diseño Industrial “Es ciertamente concebible que, valiéndose de las informaciones obtenidas por los técnicos o los expertos, pueda proyectarse objetos aunque no haya penetrado por completo en los requerimientos científicos... Siendo posible orientar en el momento oportuno de un modo más bien que de otro la proyección de cada objeto”<sup>24</sup>

---

<sup>24</sup> Gillo Dorfles. El Diseño Industrial y su estética.

## 4.2 ANÁLISIS DEL ESTADO ACTUAL

Los siguientes son equipos para el acondicionamiento de la señal emitida por las variables fisiológicas, acompañado de los diferentes sensores que se encargan del proceso de captura de la señal sobre el paciente.

La función principal de estos elementos es la captura y codificación de cada variable fisiológica, para luego ser transmitida a un computador, logrando la visualización de los datos por medio de un *Software*, y de esta manera poder ser analizados por el especialista de la salud, para dar una valoración del paciente o formar parte de la información en un proceso investigativo.

### 4.2.1 Equipo de acondicionamiento de la señal

#### DOILER D-202



Figura 13. Biofeedback Doiler

#### **Descripción:**

Tiene la capacidad para acondicionar tres variables fisiológicas.

- Actividad electrodermal (EDA). Concretamente mide la conductancia de la piel.
- Actividad cardiaca (tasa cardiaca o p.p.m.). Actividad cardiaca (curva de actividad).
- Temperatura periférica.

### Unidad transductora

Su función es captar y acondicionar las señales analógicas provenientes de las sondas para enviarlas al ordenador en formato digital.

Se conecta al ordenador a través del puerto estándar de impresora y dispone de su propia fuente de alimentación. En su cara frontal tenemos los puertos conectores para los sensores.

### **Ventajas**

- manejable (por su tamaño)
- conexión de los cables al equipo con diferentes terminales evitando la confusión al conectar los sensores.
- envía la señal al ordenador en formato digital
- la conexión al computador es por puerto estándar
- se pueden acondicionar tres variables distintas.

### **Desventajas**

- no tiene asa de agarre para su transporte
- no incluye estuche para su transporte
- los electrodos deben ser guardados en un estuche aparte (cajón, bolsa)
- deben usarse sensores comerciales , pues el equipo viene sin ellos
- no tiene batería , debe conectarse directamente a una red de alimentación
- 

### **EI CARADIOBACK ND-45**



Figura 14. Biofeedback Cardioback

## **Descripción:**

Es un electrocardiograma portátil, que registra la frecuencia cardíaca o amplitud de onda (diástole). Por su aislamiento óptico eléctrico es posible trabajar conectado a la red, evitando la descarga de sus baterías, así como con ordenador. Dispone de muchas ventajas tanto para el sujeto como para el terapeuta, en otras, avisador acústico de umbrales "THRESHOLD"

El diseño de este instrumento ha sido pensado para su utilización particular, uso terapéutico, en investigación y en uso profesional. Interruptor, y la conexión a impresora u ordenador. Hecho que facilita al terapeuta y usuario la evaluación, aprendizaje y tratamiento de las variables fisiológicas para incrementar sus valores, disminuirlos o mantenerlos

Barra de luces: 15 leds, 3 colores, escala lineal

BATERÍA: Auto recargable. Carga para 12 horas

CONSUMO MÁXIMO: 3.6 w

PESO: 800 gr. (incluidas baterías).

DIMENSIONES: 8 H x 14 P x 20 A (cm.)

## **Ventajas**

- elemento portátil con asa
- evita el descargue de sus baterías durante el uso
- tiene incorporado un sistema acústico de umbrales, avisando cuando el ritmo cardíaco se encuentra en rangos anormales.
- contiene puertos estándar para conectar al computador y la impresora
- todos los botones en su función encendido muestran señal luminosa por medio de led

## Desventajas

- mide una sola variable
- los electrodos deben ser guardados en un estuche aparte (cajón, bolsa)
- deben usarse sensores comerciales , pues el equipo viene sin ellos
- sus dimensiones son grandes 8 H x 14 P x 20 A (cm.) teniendo en cuenta que el equipo mide una sola variable fisiológica
- no presenta un análisis formal-funcional en su estructura

## WAVERIDER PRO

### 4 CHANNEL BIOFEEDBACK



Figura 15. Biofeedback Waverider Pro

### Descripción:

El equipo Profesional de WaveRider es un sistema completo, mientras procesa la señal va desplegando y mostrando en su PC signos biológicos como, el electroencefalograma (EEG), frecuencia cardiaca, tensión muscular (EMG), y GSR.

El equipo cuenta con cuatro electrodos y dos anillos para medir GRS. más dos conexiones para el PC.

Con el equipo adquirirá: un tubo de gel para los electrodos, el manual de uso, forro para el equipo, cable de conexión serial (6FT 9 NIP M-F), cable de serie 0.

## **Ventajas**

- muestra los datos en tiempo real
- el equipo incluye electrodos
- viene con manual del usuario
- mide cuatro variables fisiológicas
- trae indicación luminosa de encendido
- incluye forro para su transporte

## **Desventajas**

- no cuenta con conexiones estándar para el PC
- los electrodos deben ser guardados en un estuche aparte (cajón, bolsa)
- no tiene batería , debe conectarse directamente a una red de alimentación
- usa el mismo tipo de conector para todo el cableado de las variables, facilitando confusiones
- los colores usados en los conectores no generan algún grado de diferenciación entre ellos.

### **4.2.2 Sensores para la captura de la señal**

#### **4.2.2.1 Sudoración**

##### **ANILLOS SENSORES GSR**



Figura 16. Anillos sensores GSR

### **Descripción:**

Mide la resistencia superficial de la piel.

No deben colocarse necesariamente en la mano para que funcionen, en cualquier parte de la piel funcionarían

Los anillos son ajustables

### **Ventajas**

- se pueden colocar en los dedos sin ningún tipo de elemento extra
- no requieren la aplicación de gel para su funcionamiento
- su diámetro es graduable
- el electrodo no es desechable

### **Desventajas**

- al ser una placa metálica la que recibe la señal, esta se podría polarizar haciendo que la medición fuese incorrecta o tuviera interferencia.
- no se puede colocar fácilmente en la palma de la mano que es una de las partes de la geografía corporal, junto con las axilas en la cual se puede medir mejor la respuesta galvánica de la piel.

### **ANILLOS BELCRO GSR**



Figura 17. Anillos belcro GSR

### Descripción:

Un sensor para medir la conductancia de la piel, puede usarse como anillos en los dedos de las manos, usan electrodos de AgCl (cloruro de plata), cuenta con un cierre tipo velcro.

### Ventajas

- su diámetro es graduable
- el electrodo no es desechable
- el electrodo es no polarizable al ser de cloruro de plata (AgCl)

### Desventajas

- no se puede colocar fácilmente en la palma de la mano que es una de las partes de la geografía corporal, junto con las axilas en la cual se puede medir mejor la respuesta galvanica de la piel.
- el cierre tipo velcro no permite la transpiración, cubre el electrodo de AgCl y la piel del dedo, haciendo que se puedan presentar incrementos en la sudoración medida como efecto de la falta de transpiración de la piel.

#### 4.2.2.2 Temperatura

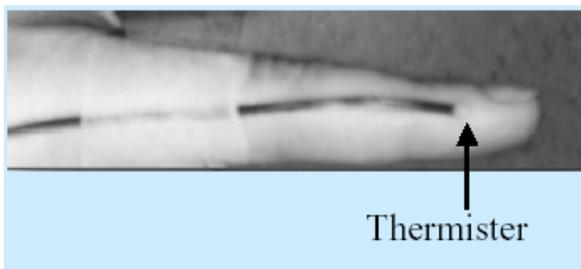


Figura 18. Termistor en el dedo



Figura 19. Termistor con funda para CAE

### Descripción:

Un sensor de temperatura superficial, midiendo entre 10°C - 45°C (50°F - 115°F). El dispositivo usa una resistencia que rastrea los cambios de temperatura superficial

### Ventajas

- su tamaño reducido lo hace perfecto para tomar la medición en lugares difíciles
- el termistor no es desechable.

### Desventajas

- no cuenta con un sistema de sujeción propio del termistor al cuerpo de la persona.
- No captura bien la señal si es ubicado dentro del conducto auditivo externo.
- El termistor se encuentra expuesto a factores externos que disminuyen su vida útil.

#### 4.2.2.3 Ritmo cardiaco



Figura 20. Puntas cardiacas

## Descripción:

Puntas cardiacas de broche con cables de alambre visible

## Ventajas

- su sistema de broche que impide el giro del termistor, disminuye considerablemente el nivel de ruido generado en el circuito por causas de la rotación.

## Desventajas

- los movimientos leves en el cable son transmitidos al electrodo de AgCl a través de broche, generando ruido en la señal.

MUESTRA DE UN EQUIPO COMPLETO DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL CON LOS SENSORES

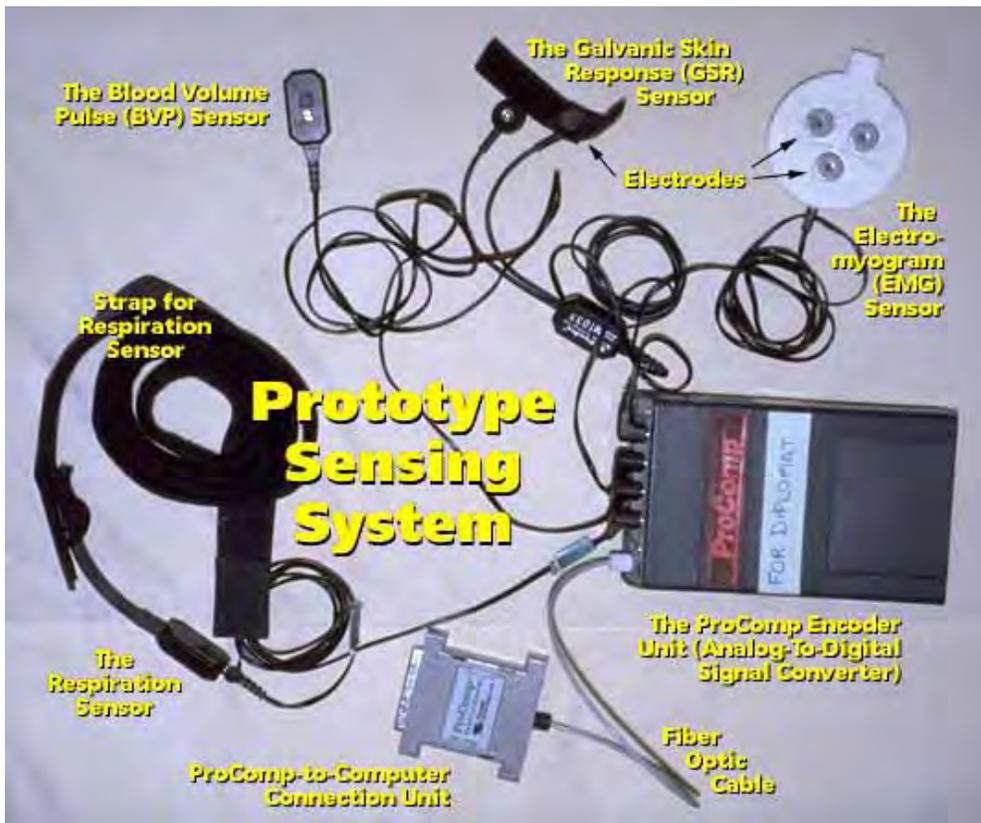


Figura 21. Biofeedback, equipo y sensor

### 4.3 DIVISIÓN DEL PROBLEMA EN SUB. PROBLEMAS

Se identificaron las variables del problema a solucionar con el fin de analizar el grado de dependencia entre los diferentes factores.

- que materiales se utilizaran para la fabricación del equipo y los porta electrodos
- que procesos se efectuaran para la fabricación del equipo y los porta electrodos
- que parámetros ergonómicos, fisiológicos se deben tener en cuenta para el diseño del equipo y los porta electrodos
- que parámetros eléctricos y electrónicos se deben tener en cuenta
- que consideraciones deben tenerse para el diseño de los porta electrodos para:
  - ritmo cardíaco
  - temperatura corporal
  - sudoración

Se encuentra un grado de dependencia entre el diseño del equipo (carcasa) y los porta electrodos, ya que para poder realizar alternativas del equipo se deben tener definidas las propuestas para los demás componentes.

### 4.3.1 Clasificación de sub. Problemas

PROBLEMAS CLAVE.

- que materiales y procesos productivos se utilizaran para la fabricación del equipo y los porta electrodos
- que consideraciones se deben tenerse, en el diseño del porta termistor para capturar la señal de temperatura corporal en el CAE.

## 4.4 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

con el fin de concretar los resultados esperados , se realizó un listado teniendo en cuenta el marco teórico y los aspectos que caracterizan al objeto de diseño tales como su uso, funcionamiento, estructura, proceso de producción , materias primas, etc.<sup>25</sup>

Los requerimientos de diseño están ponderados con una escala teniendo en cuenta el grado de importancia o incidencia sobre el desarrollo del diseño.

La escala usada es:

- El numero 3 representa mayor importancia
- El numero 2 representa importancia media
- El numero 1 representa menor importancia

---

<sup>25</sup> Rodríguez, Gerardo. Manual de Diseño Industrial. Universidad Autónoma Metropolitana-Azcapotzalco. Editorial Gustavo Gili . México 1995. p 52-62

	ponderación
<b>REQUERIMIENTOS DE USO</b>	
facilitara la realización eficiente de la medición	3
no causara incomodidades en el paciente que puedan afectar los resultados de la medición	3
no debe generar algún factor de riesgo para el paciente durante la realización de la prueba	3
Se tendrán en cuenta los parámetros antropométricos y anatómicos que influyen sobre cada variable.	2
El equipo tendrá asas para permitir su fácil movilización.	1
Debe permitir el acceso al circuito para su mantenimiento.	1
Los porta electrodos no causaran efectos sobre el paciente como inflamación por sobre presiones en la piel.	3
<b>REQUERIMIENTOS DE FUNCIONALES - ESTRUCTURALES.</b>	
El equipo permitirá guardar los porta electrodos en su interior.	2
Los mecanismos usados serán de baja complejidad facilitando su mantenimiento	2
Tomar en cuenta que las partes diseñadas deben ocupar el menor volumen posible.	3
Los mecanismos deberán ser accionados manualmente.	1
Usara los termistores originales del equipo.	1
Se diseñara un porta termistor para medir la temperatura en una superficie plana de la piel, permitiendo ser intercambiado por el porta termistor diseñado para medir la temperatura en el CAE.	2
El equipo mostrara el estado actual de funcionamiento( prendido – apagado)	1
Debe ser estable físicamente.	3
El porta electrodo para GSR debe permitir la circulación del aire	3

normalmente evitando sudoración por impedimento de la transpiración en la piel.	
El porta electrodo para GSR evitara que un movimiento leve en el cable ocasione un movimiento en el electrodo de AgCl.	2
El porta electrodo para ECG reducirá interferencias generadas por el giro entre el broche y el electrodo de AgCl.	2
El porta termistor para temperatura no obstruirá el conducto auditivo externo evitando dificultad en la audición o generando un aumento de la temperatura registrada.	3
El porta termistor para temperatura mantendrá el termistor en la posición adecuada, evitando que salga del CAE por movimientos en el cable.	3
El porta termistor para temperatura poseerá partes flexibles que se adapten a las diferencias anatómicas en el CAE de los pacientes.	2
<b>REQUERIMIENTOS TÉCNICO PRODUCTIVOS</b>	
Los materiales a usar en la fabricación del equipo serán resistentes a la humedad.	1
El material de fabricación debe ser de fácil consecución y bajo costo.	3
Su fabricación será acorde con los sistemas tecnológicos locales.	2
Modo de producción: el equipo será fabricado teniendo en cuenta que es único prototipo, pues cumple requerimientos específicos del laboratorio de NYC, y no requerimientos de un mercado.	3
Para agilizar y simplificar la producción se pueden incluir en el diseño elementos semitransformados de venta comercial que cumplan con las características del diseño.	1
<b>REQUERIMIENTOS FORMALES</b>	
Tendrá unidad basado en la coherencia formal entre los diferentes componentes del producto.	3

Las superficies de contacto directo por las personas no tendrán bordes ni filos.	2
Las superficies de agarre deben ser antideslizantes.	2
Los colores usados deberán evitar causar estrés al paciente.	1
La forma indicara estabilidad visual para el paciente.	1
<b>REQUERIMIENTOS DE IDENTIFICACIÓN</b>	
Debe contemplarse la ubicación del nombre comercial del producto ( Biofeedback) en una superficie visible de la carcasa.	2
Las características principales del producto y sus cuidados, se usaran con texto y símbolos.	3

Tabla 1. Requerimientos de Diseño

## 5 ALTERNATIVAS DE DISEÑO

Después de hacer un análisis de la información tanto médica, técnica y de diseño; que pueda ser requerida en el desarrollo de un equipo de laboratorio para la medición de variables fisiológicas, se integrarán todos estos conocimientos en el desarrollo de un producto que presente una interfaz óptima del paciente con los electrodos y del especialista con todo el producto.

La metodología para el desarrollo de las alternativas se hace de la siguiente manera debido a la complejidad en el problema de diseño.

- Las alternativas propuestas se basan en las posibilidades estructurales útiles para la solución del problema.
- Se diseñaran y evaluaran en primera instancia las alternativas de los porta electrodos y porta termistor, las cuales condicionan las alternativas del equipo (carcasa) debido a la variedad de tamaños y ubicaciones manejados.
- Teniendo seleccionadas las alternativas para todo el producto, se buscara una unificación formal del conjunto, manejada por la coherencia entre los elementos.

## 5.1 DESCRIPCIÓN DE ALTERNATIVAS

### 5.1.1 Porta termistor TEMP (temperatura corporal)

El elemento porta termistor debe poder adaptarse a las diferencias dimensionales en el pabellón de los pacientes, con el fin de realizar efectivamente la captura de la señal, al ubicar el termistor en la posición correcta .ver análisis ergonómico.

Permitiendo el contacto del termistor con las paredes del CAE, evitando incomodidad en el paciente por movimientos del termistor y ruido en la señal debida al rozamiento.

El elemento cuenta con dos superficies de apoyo que se encuentran en la proximidad del pabellón auricular y facilitan la estabilidad del termistor dentro del conducto auditivo externo.

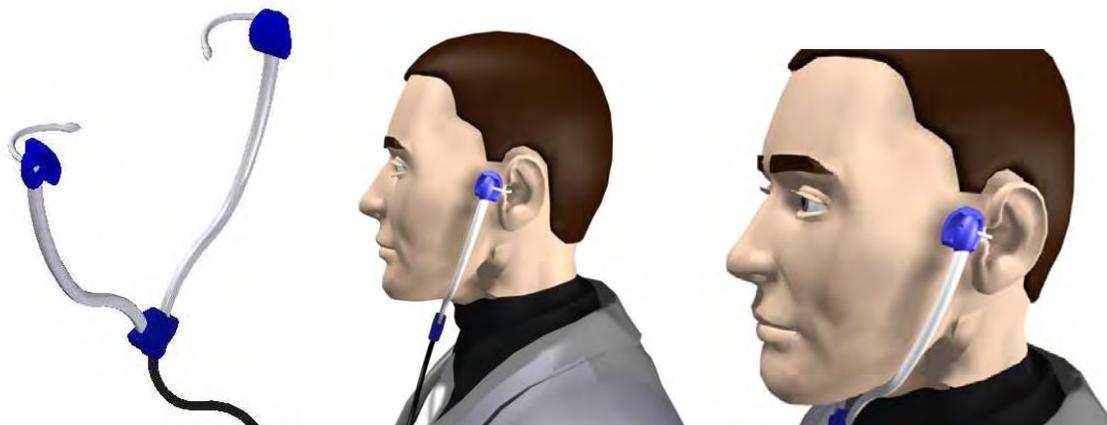


Figura 22. Estructura y uso, alternativa TEMP a

Cada apoyo se realiza sobre el hueso temporal con el fin de evitar movimientos producidos cuando el paciente habla; Los soportes se mantienen en su posición gracias a una fuerza producida por una parte flexible, ubicada en la división del cableado para los oídos, estos cables son protegidos por una estructura tubular

que va desde el punto de división del cableado hasta el punto de apoyo, y que es el responsable de transmitir la fuerza de apoyo.

- a. La forma de este elemento esta basada en la zona de adherencia del pabellón auricular al cráneo, haciendo que el objeto se pueda sostener al rodear parcialmente esta región.

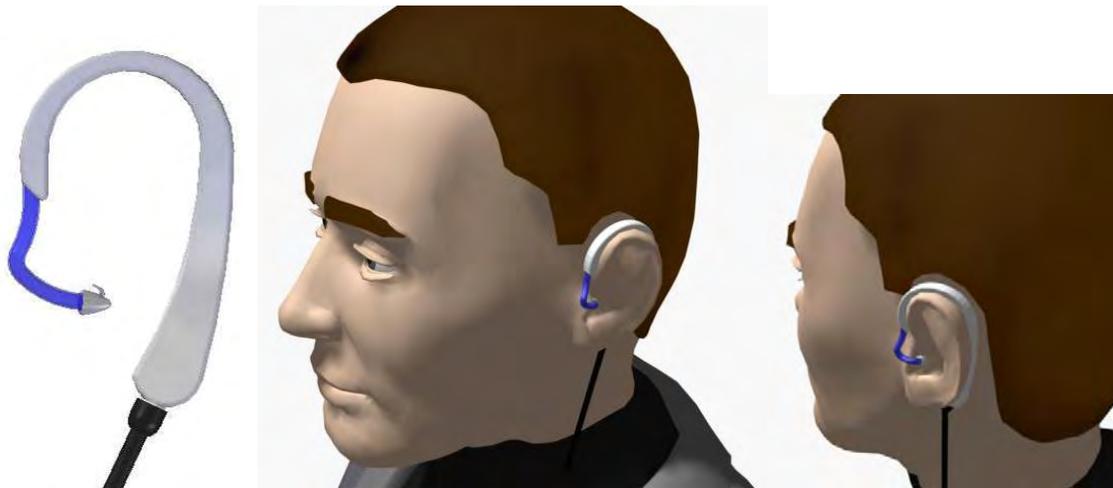


Figura 23. Estructura y uso, alternativa TEMP b

El cable sale por la parte posterior del elemento y la tensión ejercida por este ayuda a estabilizarlo.

Un cuerpo flexible es el encargado de mantener la posición del termistor dentro del CAE, para cada oído hay un elemento con cableado independiente.

- b. Esta opción mantiene al aparato en una posición fija al apoyarse en la concha de la oreja tanto por su cara posterior como anterior, de esta manera se ejerce presión sobre el cuerpo cartilaginoso de la concha.

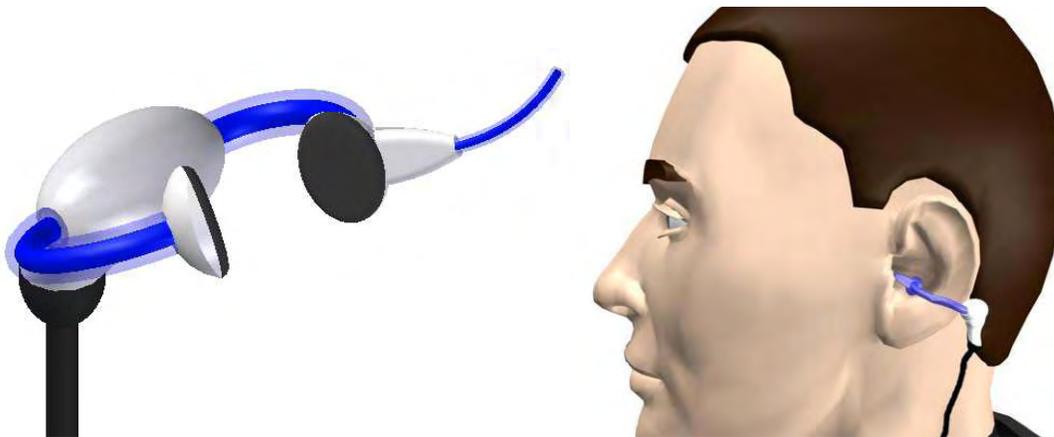


Figura 24. Estructura y uso, alternativa TEMP c

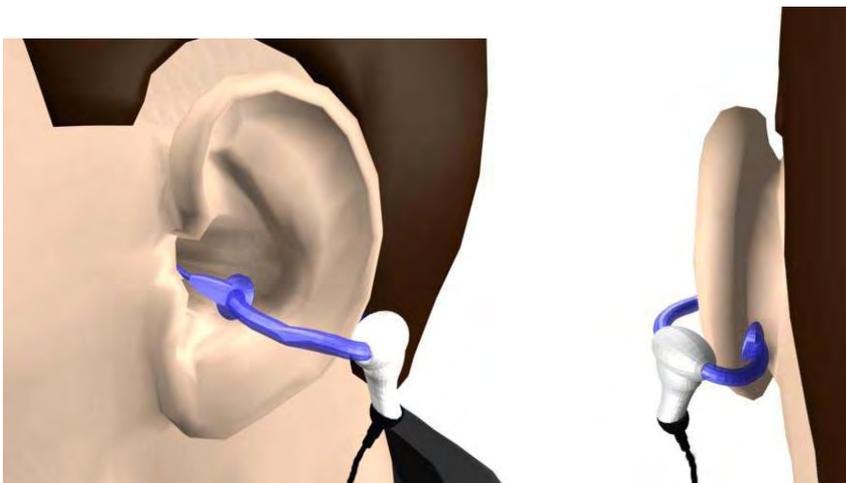


Figura 25. Detalle, alternativa TEMP c

La presión es ejercida por medio de un brazo elástico, el cual se encarga de mantener el apoyo de la parte posterior de la concha.

El brazo de la parte frontal es hueco permitiendo el paso del cableado por su interior; el termistor es llevado dentro del conducto auditivo externo por medio de un cuerpo flexible.

### 5.1.2 Porta electrodos GSR (sudoración)

Para disminuir interferencias por movimientos de los electrodos de AgCl. Ver Anexo I), ocasionados por el movimiento de los cables o por el giro del electrodo en el broche, que generaría ruido en el sistema; se busca un elemento que cumpla con estas características y que además me admita la sujeción del electrodo a la palma de la mano, permitiendo usar el electrodo sin el plástico adhesivo que impide la transpiración de la piel en la zona de medición.

- a. El objeto debe ser colocado sobre una superficie horizontal como una mesa o escritorio que se encuentre al alcance del paciente.

Este se mantiene estático y para su funcionamiento el paciente debe apoyar la mano, quedando esta en su posición funcional.



Figura 26. Uso, alternativa GSR a



Figura 27. Estructura, alternativa GSR a

De esta manera la palma de la mano se encuentra en contacto directo con los electrodos de AgCl; la fuerza ejercida sobre los electrodos debe ser la equivalente al peso de la mano.

Durante la medición el paciente no puede mover la mano.

- b.** Este dispositivo se apoya en la mano por su cara palmar y dorsal, facilitándole una estabilidad al mantenerse fija en la mano, eliminando el uso de una superficie de soporte.

En la cara dorsal se encuentra un apoyo que cubre una gran cantidad de área, en la parte palmar se localizan los electrodos de AgCl que están en contacto directo con la piel.



Figura 28. Uso, alternativa GSR b



Figura 29. Estructura, alternativa GSR b

El espacio existente entre la mayoría de la pieza palmar y la piel permiten un flujo normal del aire y no impiden la transpiración de la piel en el lugar de medición.

El paciente puede mover la mano con libertad sin que esto implique un movimiento en el electrodo que repercutiría en ruido para el sistema.

- c. Por medio de una presión digital-tenaza ejercida por la mano del paciente, el elemento se puede mantener en una posición estable, una parte del objeto esta en contacto con las falanges media y distal de la mano y los electrodos de AgCl se apoyan en la palma de la mano en la región abarcada por los músculos de la eminencia tenar.

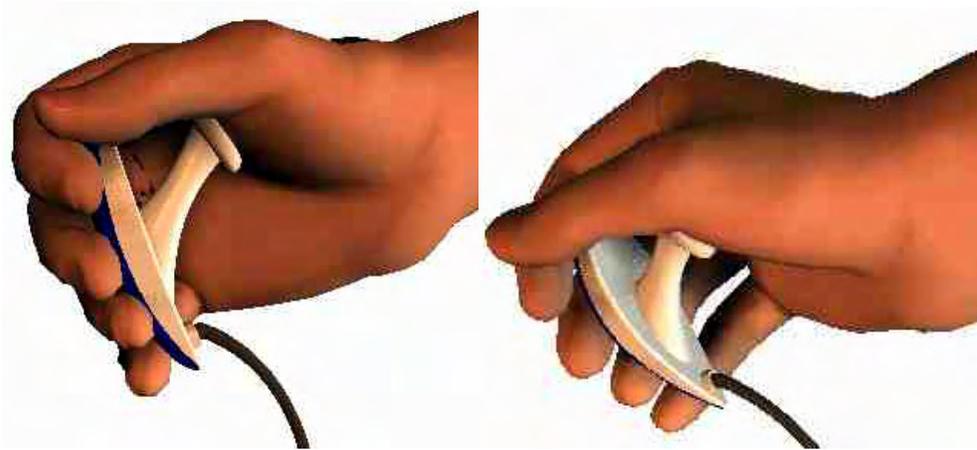


Figura 30. Uso, alternativa GSR c



Figura 31. Estructura, alternativa GSR C

El paciente puede mover la mano si lo desea, pero no la puede abrir, ni hacer cambios bruscos de la fuerza que esta ejerciendo con la mano sobre el elemento.

### 5.1.3 Porta electrodos ECG (ritmo cardiaco)

Permite una mejor manipulación de las puntas cardiacas y una protección del broche para los electrodos de AgCl, también debe reducir las interferencias provocados por el giro entre el broche y el electrodo de AgCl.

- a. Esta alternativa se basa en la formación de un triángulo equilátero en donde se encuentran ubicadas en cada uno de sus vértices las puntas cardiacas las cuales tienen el broche para colocar el electrodo de AgCl.

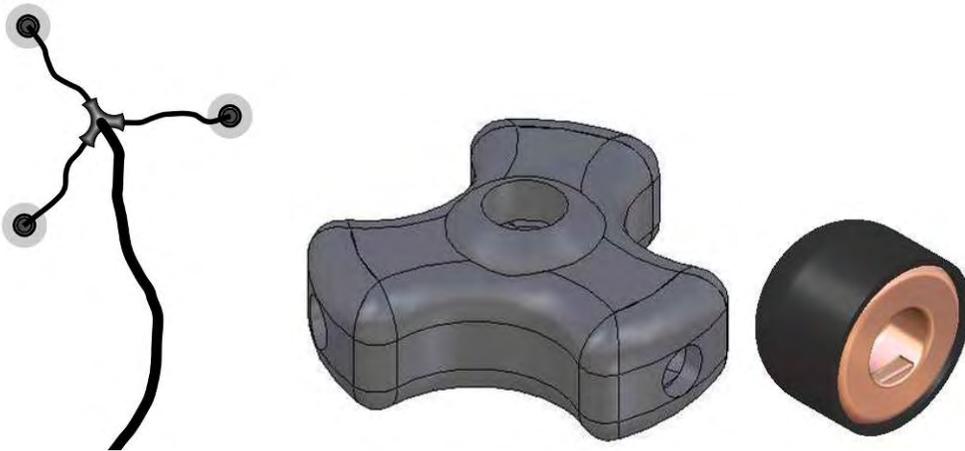


Figura 32. Estructura y componentes, alternativa ECG a

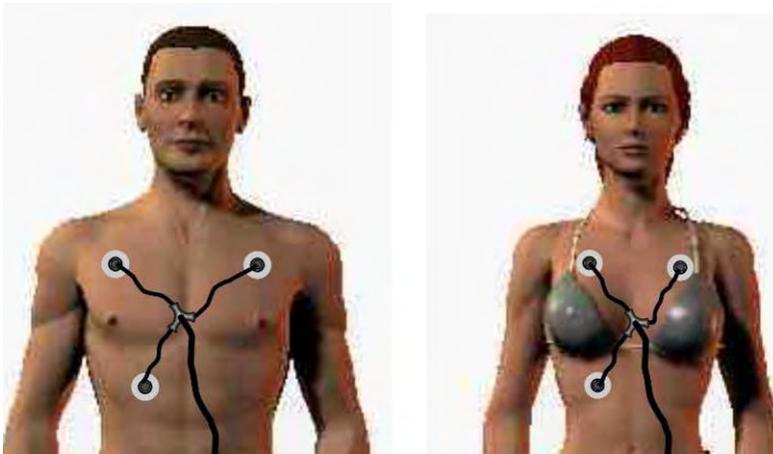


Figura 33. Uso, alternativa ECG a

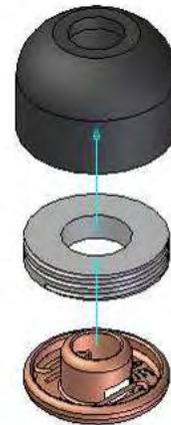


Figura 34. Punta cardíaca

Al hacer converger los cables pertenecientes a cada punta cardiaca y posteriormente agruparlos por medio de un elemento de unión, se busca disminuir el giro de los electrodos sobre sus broches. Aunque la distancia entre los electrodos durante la prueba no es determinante para la medición, esta distancia de dejaría fija. El elemento para la unión de los cables debe ubicarse sobre la posición del corazón.

- b. Las puntas cardiacas en esta opción no son iguales, pues dos mantienen su forma original y la tercera ha sido diseñada para que cumpla dos propósitos; el primero de ellos es el de proteger el broche para el electrodo de AgCl, el segundo hace referencia a la unificación del cableado.

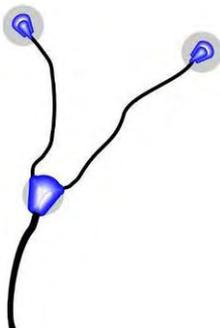


Figura 35. Estructura, alternativa ECG b

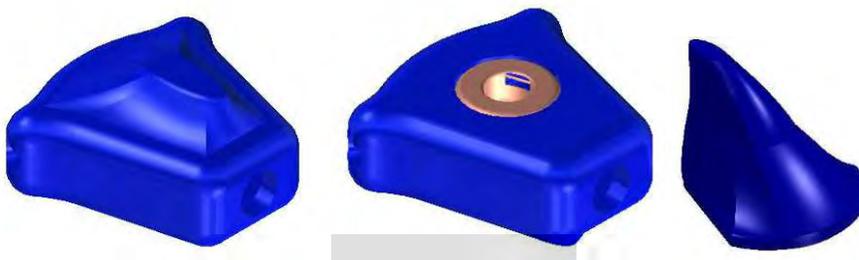


Figura 36. Componentes, alternativa ECG b

Haciendo que esta punta cardiaca reciba el cableado de los otros electrodos y aloje el broche para la conexión del tercero.

Las puntas cardiacas se realizarían por fundición del material polimérico sobre el broche ya soldado al cableado.



Figura 37. Uso, alternativa ECG b

#### 5.1.4 Equipo de medición (carcasa)

Protege el circuito de los factores ambientales como la humedad y el polvo; De la manipulación por parte de los usuarios; resguarda los porta electrodos en su interior haciéndolos parte integral del equipo.

Facilita la transportación y limpieza del producto e informa las principales características, los cuidados o recomendaciones y facilita el uso del equipo al especialista.

- a. La alternativa cuenta con cuatro compartimentos en su cara superior con el fin de colocar los porta electrodos y el cableado de estos en su interior. Se plantea que al circuito se le incorpore el sistema de adaptador de corriente, haciendo del cable de poder un elemento fijo en el equipo, el cual cuenta con un compartimiento en la parte lateral para ser guardado apropiadamente.

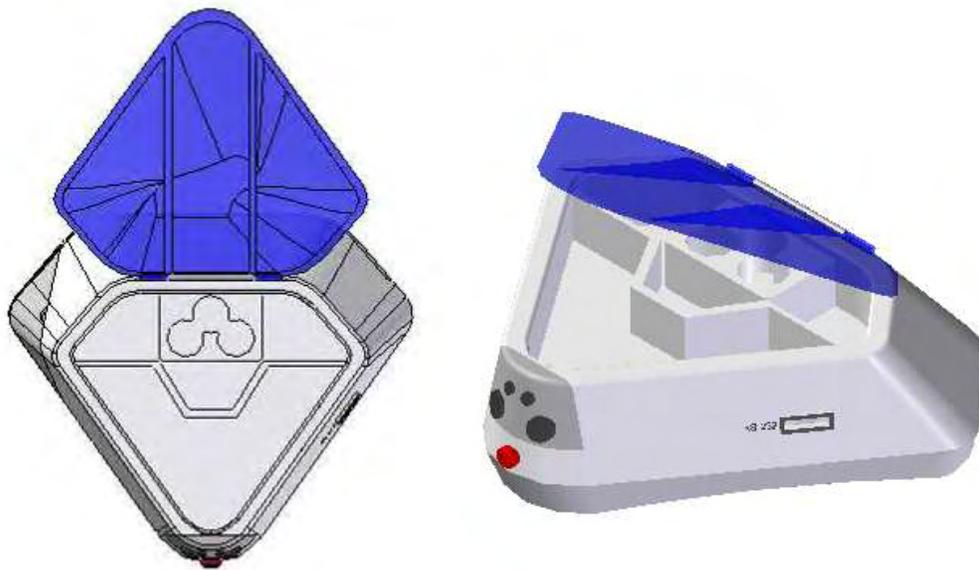


Figura 38. Compartimentos, alternativa CARCASA a

Los conectores de los electrodos al circuito se encuentran en la parte frontal, para poder guardar el cableado después de una sesión de medición, estos se deben desconectar y los cables son ajustados manualmente al compartimiento mas grande el cual esta destinado para guardarlos.

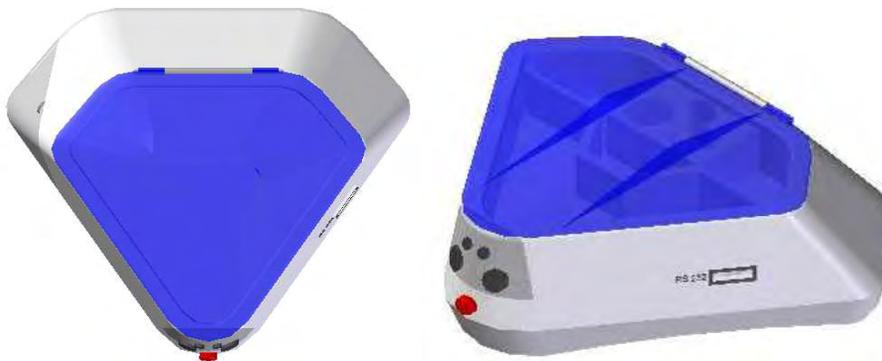


Figura 39. Vistas superior e ISO, alternativa CARCASA a

El conector para el puerto serial se localiza en la cara lateral. Cuenta con un asa en la parte inferior que facilita su transporte.

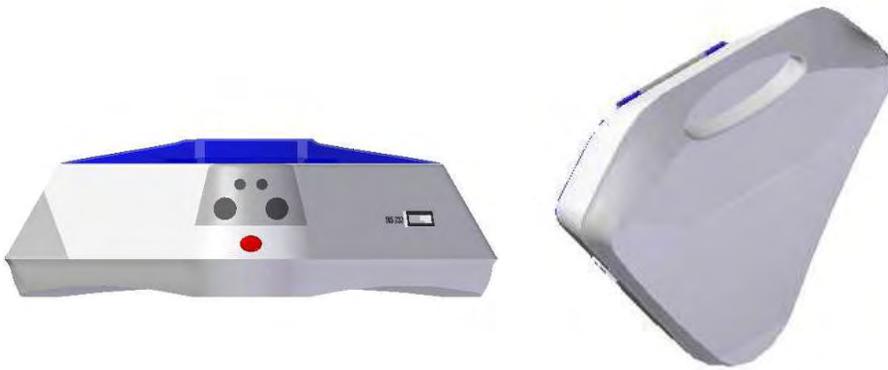


Figura 40. Vista frontal y asa, alternativa CARCASA a

- b. Esta carcasa tiene cuatro partes móviles que se distribuyen de la siguiente manera: un compartimiento frontal destinado a guardar los porta electodos de ( ECG, GSR, TEMP); dos tapas laterales que resguardan el adaptador de corriente y el cable del puerto serial; una perilla en la parte superior que ayuda a guardar el cableado con facilidad.

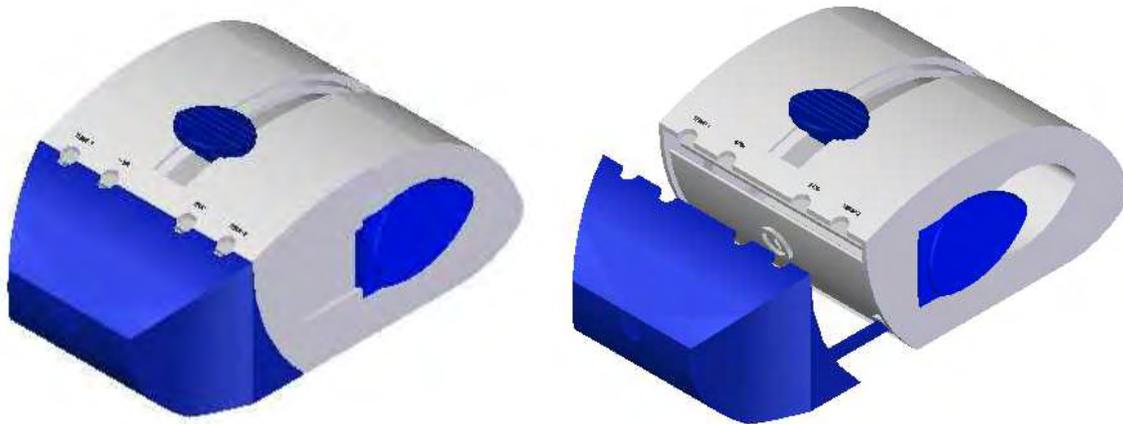


Figura 41. Posiciones compartimiento frontal, alternativa CARCASA b.

El movimiento del compartimiento frontal y las dos tapas laterales se encuentra conectado, permitiendo abrir o cerrar los tres en una sola operación.

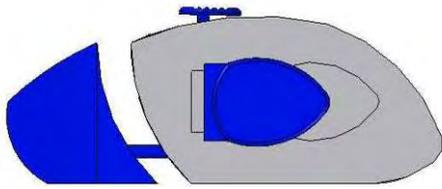


Figura 42. Posiciones tapas laterales, alternativa CARCASA b.

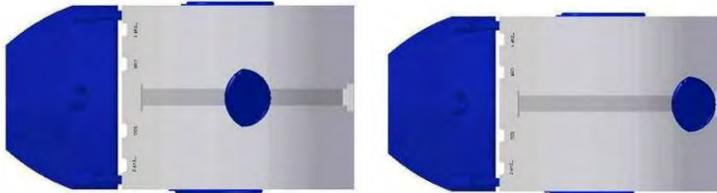


Figura 43. Movimiento perilla superior, alternativa CARCASA b

Los conectores de los cables se encuentran en el interior de la sección frontal evitando la conexión y desconexión de estos para poder guardar los porta electrodos.

- c. Esta opción facilita el enrollado de los cables para ser guardados y el despliegue de estos para realizar una prueba autónomica. Lo anterior se consigue por medio de cuatro prismas elípticos móviles; cuando los prismas se encuentran en su posición más elevada se pueden enrollar fácilmente los cables sobre su superficie lateral, usando un prisma para cada porta electrodo (ECG, GSR, TEMP CAE DER. , TEMP CAE IZQ.).



Figura 44. Posiciones prismas elípticos, alternativa CARCASA c

Cuando los prismas se bajan al ejercer presión sobre su cara superior, se puede retirar con facilidad los cables ya que han sido liberados.

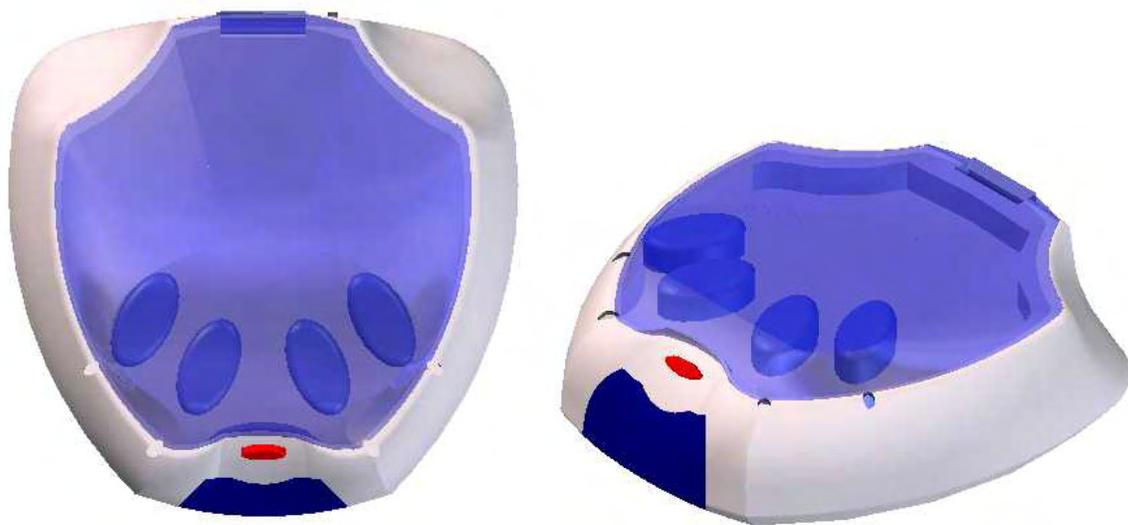


Figura 45. Vistas superior e ISO, alternativa CARCASA c.

El cableado de las variables no necesita ser conectado y desconectado, pero permite su desconexión si se desea usar los porta electrodos en otro equipo Biofeedback.



Figura 46. Vista lateral, alternativa CARCASA c.

Los puertos correspondientes a la entrada de energía por medio de un adaptador de corriente y la salida de la señal al PC por un puerto serial se localizan en la parte posterior de la carcasa.

## 5.2 EVALUACIÓN DE ALTERNATIVAS

Las alternativas se evalúan en conjunto con los ingenieros (desarrolladores del circuito y software) y miembros del grupo de NYC, donde son expuestos los diferentes puntos de vista en relación a las características de cada una de las propuestas de diseño y son confrontadas con los parámetros y requerimientos más relevantes. Para efectos de esta evaluación se tienen en cuenta dos factores, el primero es el índice de importancia ( **R** ) de cada parámetro, Ver Anexo A, y el segundo es el grado de cumplimiento de cada parámetro en particular en base a una escala ordinal.<sup>26</sup>

- Índice de importancia :
  - El numero 3 representa mayor importancia
  - El numero 2 representa importancia media
  - El numero 1 representa menor importancia
- Grado de cumplimiento:
  - El numero 3 mayor
  - El numero 2 medio
  - El numero 1 menor

El producto entre el valor del índice de importancia con el grado de cumplimiento, nos da la puntuación de cada alternativa en relación al requerimiento, siendo su máximo valor 9.

Teniendo en cuenta el conjunto de requerimientos se realizaran sumas parciales de las puntuaciones, posteriormente se obtiene un TOTAL donde se destacan las alternativas que cumplen a mayor cabalidad con los requerimientos y que serán usadas para el desarrollo del producto.

---

<sup>26</sup> La escala ordinal es una escala e clasificación en la que los números se asignan a los objetos para indicar el grado relativo en que los objetos poseen ciertas características . Una escala ordinal nos permite determinar si un objeto tiene más o menos cantidad de cierta característica que algún otro, pero no cuanto más o menos .De manera que, indica la posición relativa, pero no magnitud de las diferencias entre los objetos.

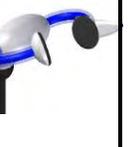
REQUERIMIENTOS	R	porta electrodo (GSR)			porta termistor (TEMP)		
		a	b	c	a	b	c
							
<b>DE USO</b>							
facilita la medición	3	1	3	2	1	2	3
comodidad	3	2	3	1	2	3	2
disminución de riesgo físico	3	3	2	2	1	3	2
transportación	1	1	2	3	1	2	3
mantenimiento y reparación	1	2	2	3	1	3	2
antropometría	2	3	2	1	2	1	3
<b>1 SUBTOTAL</b>		<b>27</b>	<b>32</b>	<b>23</b>	<b>18</b>	<b>31</b>	<b>32</b>
<b>FUNCIONALES – ESTRUCTURALES</b>							
baja complejidad	1	2	2	3	2	3	2
menor tamaño	3	1	2	3	1	2	3
versatilidad	2	2	2	2	3	1	3
estabilidad	3	1	3	1	3	1	2
confiabilidad	2	2	3	2	3	1	3
resistencia	2	3	2	3	2	3	2
desempeño	3	2	3	2	3	1	3
<b>2 SUBTOTAL</b>		<b>28</b>	<b>40</b>	<b>35</b>	<b>39</b>	<b>25</b>	<b>42</b>
<b>TÉCNICO PRODUCTIVOS</b>							
tecnología requerida	2	1	2	3	2	3	3
materiales	3	2	2	3	1	3	2
prefabricación	1	1	2	2	3	2	2
Facilidad de fabricación.	2	2	2	3	1	3	2
<b>3 SUBTOTAL</b>		<b>13</b>	<b>16</b>	<b>23</b>	<b>12</b>	<b>23</b>	<b>18</b>
<b>FORMALES</b>							
unidad	3	2	2	3	2	2	1
superficie	2	2	3	3	1	3	3
familiaridad formal	1	3	2	1	3	2	1
<b>4 SUBTOTAL</b>		<b>13</b>	<b>14</b>	<b>16</b>	<b>11</b>	<b>14</b>	<b>10</b>
<b>5 TOTAL</b>		<b>81</b>	<b>102</b>	<b>97</b>	<b>80</b>	<b>93</b>	<b>102</b>

Tabla 2. Evaluación de Alternativas GSR, TEMP.

REQUERIMIENTOS	R	porta electrodo (ECG)		Equipo (carcasa)		
		a	b	a	b	c
						
<b>DE USO</b>						
facilita la medición	3	3	2	2	2	3
comodidad	3	3	3	3	1	2
disminución de riesgo físico	3	2	3	3	2	3
transportación	1	2	3	3	1	2
mantenimiento y reparación	1	3	2	3	1	3
antropometría	2	3	2	2	2	3
1 SUBTOTAL		35	33	34	21	35
<b>FUNCIONALES – ESTRUCTURALES</b>						
baja complejidad	1	3	2	3	1	2
menor tamaño	3	2	3	2	1	3
versatilidad	2	2	3	3	2	2
estabilidad	3	3	1	3	2	3
confiabilidad	2	3	3	3	2	3
resistencia	2	2	2	3	2	2
desempeño	3	3	2	2	2	3
2 SUBTOTAL		41	36	42	28	43
<b>TÉCNICO PRODUCTIVOS</b>						
tecnología requerida	2	2	2	3	2	3
materiales	3	2	3	2	2	3
prefabricación	1	3	3	2	2	2
Facilidad de fabricación.	2	3	2	3	1	2
3 SUBTOTAL		19	20	20	14	21
<b>FORMALES</b>						
unidad	3	3	2	2	2	3
superficie	2	3	3	3	2	3
familiaridad formal	1	3	2	2	1	2
4 SUBTOTAL		18	14	14	11	17
5 TOTAL		113	103	110	74	116

Tabla 3. Evaluación de Alternativas ECG, equipo

## 6 EVOLUCIÓN DE LA ALTERNATIVA SELECCIONADA

Con el fin de integrar todos los componentes del equipo a nivel funcional y formal-estético, se realiza una propuesta de diseño basada en observaciones, sobre modelos de volumen elaboradas en cada una de las partes del objeto, que permiten evaluar las relaciones dimensionales con el usuario, y las interacciones espaciales entre cada uno de los componentes del equipo, haciendo mejoras sobre los aspectos que fueron necesario para un mejor desempeño del producto.

El producto consta de cuatro elementos principales:

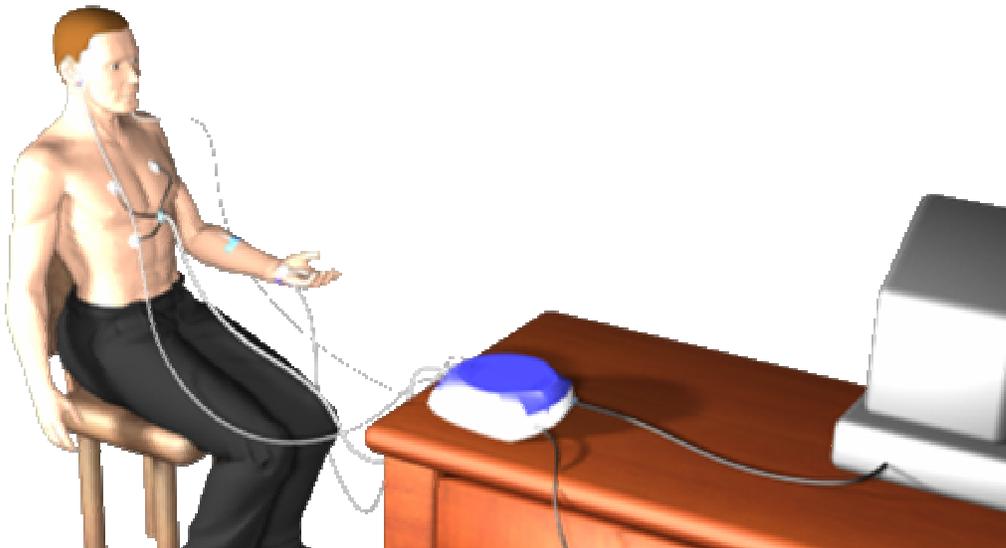


Figura 47. Vista preliminar del producto.

- El equipo (carcasa)

Los porta sensores

- Porta termistores (Variable. temperatura)
- Porta electrodos (Variable. GSR )
- Puntas cardiacas (Variable. ECG)

Como partes secundarias están:

- Cableado de los porta sensores
- Conexiones

## 6.1 EQUIPO (CARCASA)

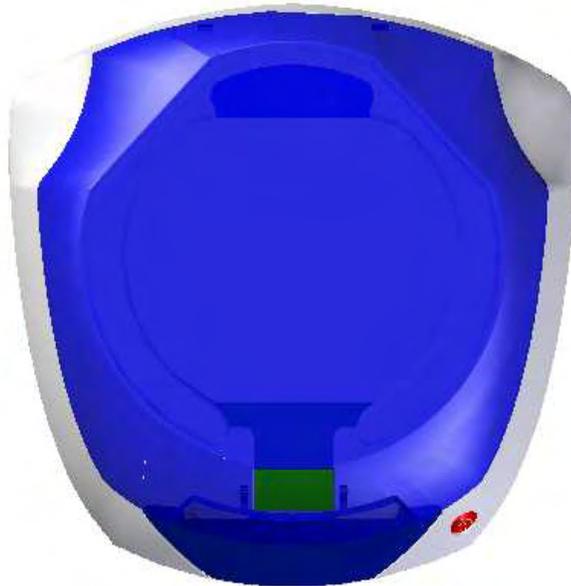


Figura 48. Vista superior, Equipo.

Tomando la alternativa escogida se crea un compartimiento frontal que resguarda las conexiones del cableado, para cada una de las variables, permitiendo su desconexión cuando sean requeridos para ser usados en otro equipo *Biofeedback*.

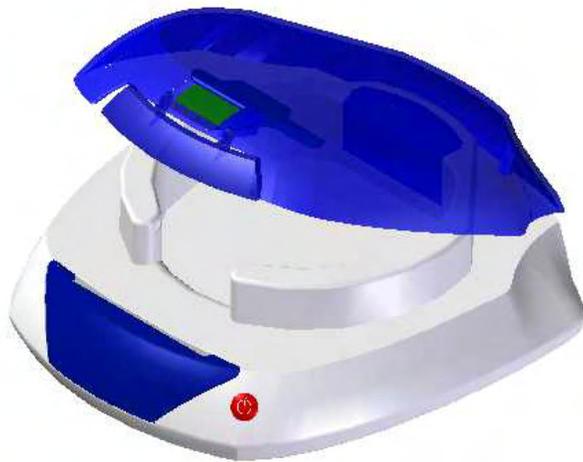
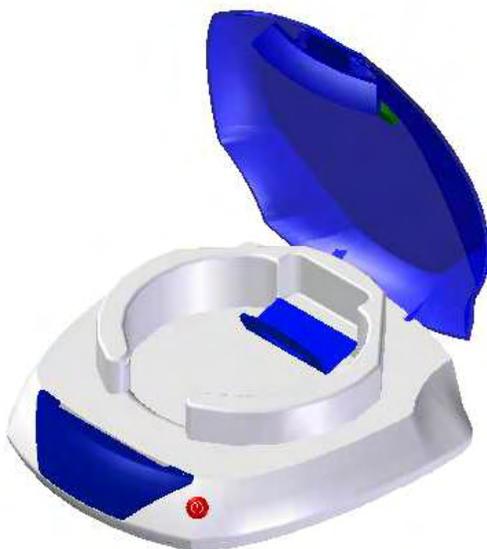


Figura 49. Equipo con tapa superior parcialmente abierta.

En la tapa superior se incorpora un pulsador que realiza la función de inmovilizar la tapa, y al ser presionado la libera del seguro permitiendo el acceso al cableado y los porta sensores.

La tapa superior es dividida generando una pequeña “cubierta frontal superior” que facilita la salida del cableado teniendo la tapa superior en posición cerrada.



Se sustituyeron los prismas elípticos móviles por una sola estructura fija, que simplifica el enrollado y despliegue del cableado; teniendo que dar dos vueltas a su alrededor, para guardar los porta sensores, después de la realización de una prueba autonómica.

Figura 50. Equipo con tapa superior e interna abierta.

En la parte central se introduce un espacio suficiente donde se ubican los porta sensores después de enrollar el cableado, manteniéndolos protegidos de factores externos y facilitando su transportación con el equipo.

En el interior se crea una división para guardar los porta termistores que registran la temperatura corporal en un lugar plano de la topografía del cuerpo humano (TEMP. plano). Ya que estos son intercambiados en el cableado de la variable temperatura corporal, cuando no se desea medir la temperatura en el CAE. (Conducto auditivo externo).



Figura 51. Ubicación del asa en la parte inferior del equipo

## **6.2 PORTA TERMISTORES, TEMPERATURA CORPORAL (TEMP)**

### **6.2.1 Porta termistor para el conducto auditivo externo .(TEMP CAE)**

Buscando una mayor estabilidad del porta termistor, se mejora la sujeción de este al pabellón auditivo.

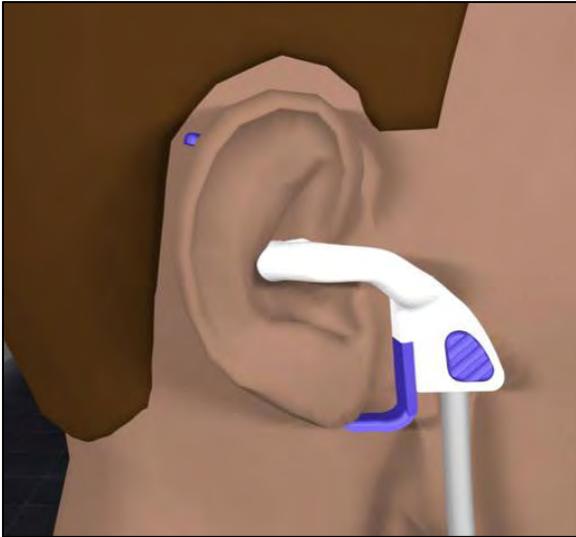


Figura 52. Porta termistor en el pabellón auditivo.

Manteniendo el concepto de la alternativa seleccionada, se conservan los dos apoyos siendo uno flexible y el otro rígido y hueco.



Figura 53. TEMP CAE. Derecho

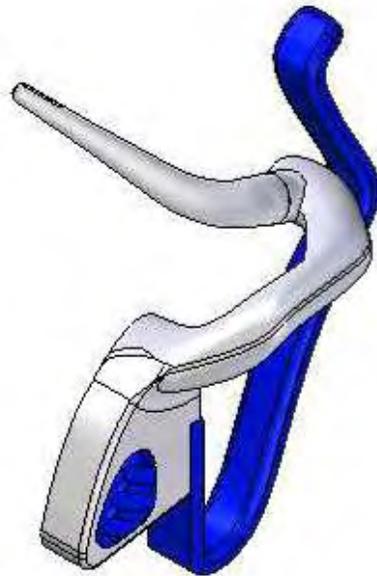


figura 54. TEMP. CAE izquierdo

En el brazo rígido se introducen dos elementos nuevos en el diseño, que aseguran un contacto directo entre la cabeza del termistor y las paredes del CAE. Ellos son el “elemento protector del termistor” y la perilla de control. Su funcionamiento se explica en la sección 7.3.4

### 6.2.2 Porta termistor para la piel. (TEMP plano)

La creación de este complemento se hace por la necesidad que se tiene en el laboratorio de realizar mediciones de temperatura superficial, que serán útiles para pruebas de carácter investigativo.

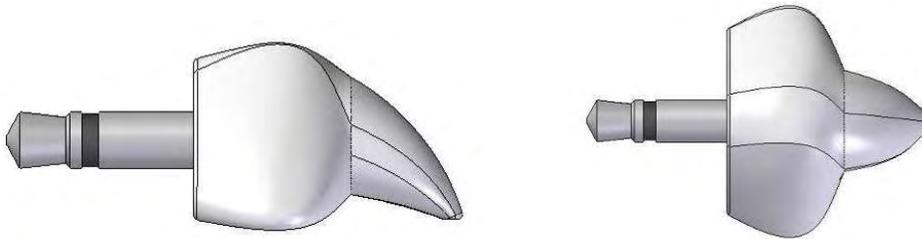


Figura 55. TEMP plano, vista lateral y superior.

Para conseguir un ahorro de espacio en el equipo, se usa para el porta termistor (TEMP plano) el mismo cableado de (TEMP CAE) y se disponen unas conexiones para intercambiar los diferentes porta-termistores según las necesidades del especialista al realizar la medición.

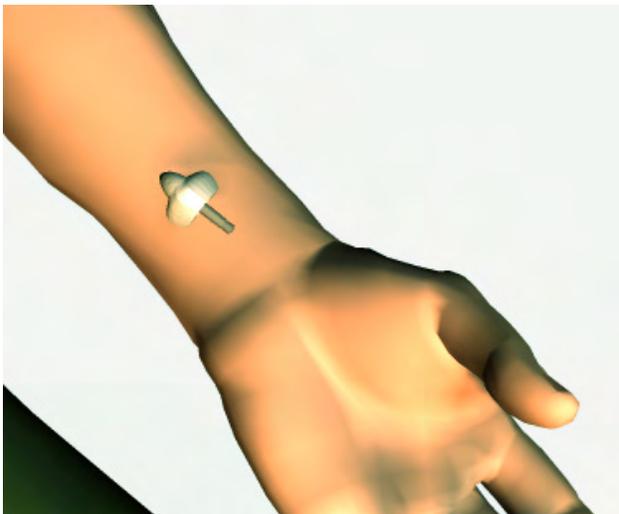


Figura 56. TEMP plano sobre la piel.

El porta termistor se coloca en la superficie de la piel y es fijado al paciente por medio de papel adhesivo, que se desecha después de cada prueba.

### 6.3 PORTA ELECTRODOS, SUDORACIÓN (GSR)

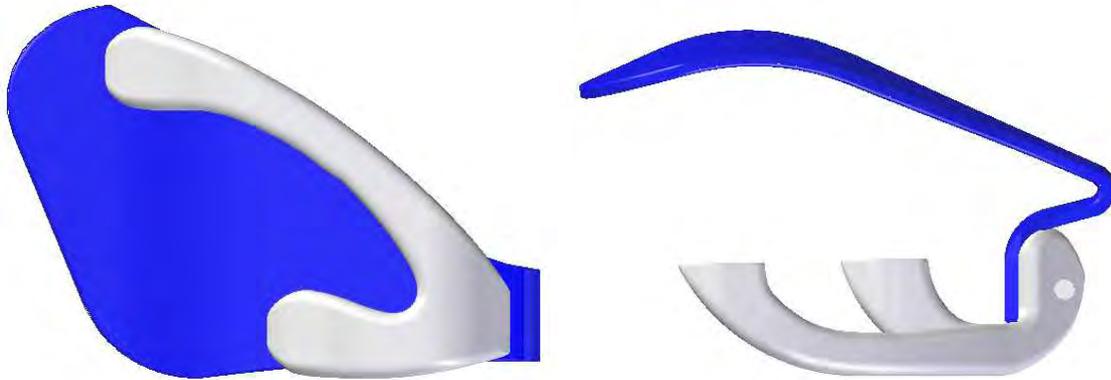


Figura 57. Porta electrodos GSR, vistas inferior y lateral.

Para lograr un mayor desempeño se evolucionó la alternativa seleccionada especializándola para su uso en la mano izquierda, ubicando los electrodos de AgCl en la región palmar, apoyándolos en un punto que disminuye el movimiento de estos por flexión de los dedos. Y distanciándolos de prominencias óseas con el fin de evitar la ubicación de los electrodos sobre callosidades, Ver Anexo F.

### 6.4 PUNTAS CARDIACAS (ECG)

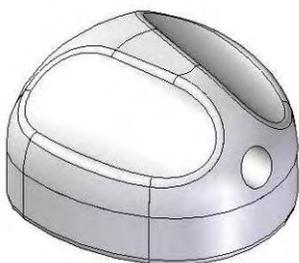


Figura 58. Punta cardiaca.

Se realizó un cambio formal en las puntas cardiacas con el objetivo de relacionarlas con la variable que se está sensando.

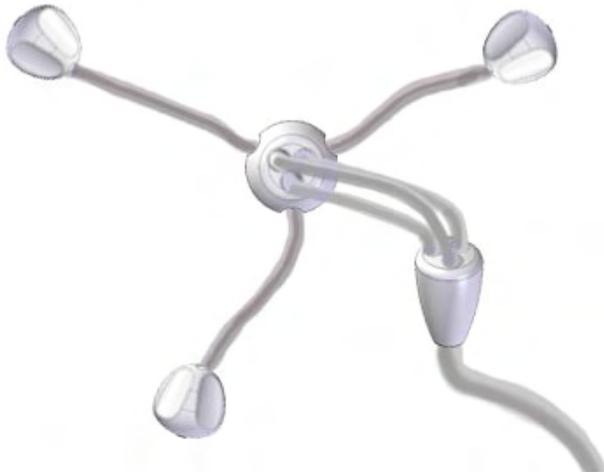


Figura 59. Puntas cardiacas con elementos de unión y regulación de los cables.

El elemento que agrupa el cableado fue dividido en dos partes, la primera unifica los cables y la segunda regula la longitud de estos desde una máxima establecida, hasta la distancia requerida según las dimensiones del paciente, posibilitando una mejor triangulación

## 6.5 CABLEADO

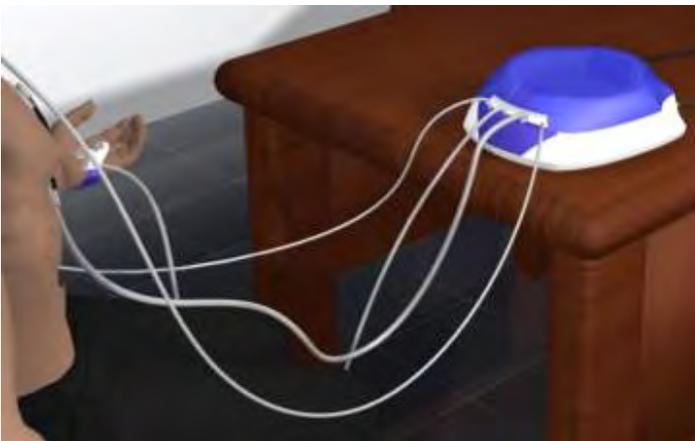


Figura 60. Cableado conectado al equipo.

Los cambios hechos en este corresponden a la unificación de los cables originales, que correspondían a conductores de audio blindados, con una longitud específica y que fueron seleccionados por variables como el diámetro de los conductores, constante de conductividad, su selección se explica en la sección 3.1.2.3

## 6.6 CONEXIONES

Para facilitar el agarre y la identificación de las conexiones se modificaron en su parte formal, dejando el tipo de conexión establecido para cada variable en el circuito original. Se incorporaron dos conexiones nuevas que corresponden a la variable de temperatura corporal y que me permiten intercambiar el porta termistor de (TEMP CAE) con el de (TEMP plano) usando el mismo cableado.

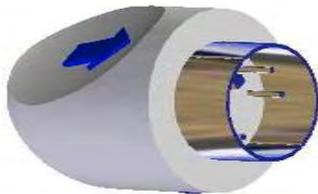


Figura 61. MiniDIN 4 pines (GSR)

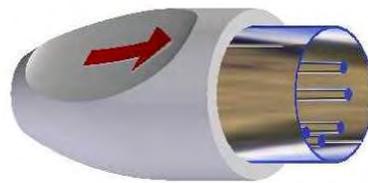


figura 62. DIN 5 pines (ECG)



Figura 63. (TEMP).

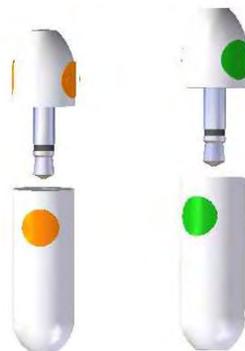


Figura 64. (TEMP CAE).

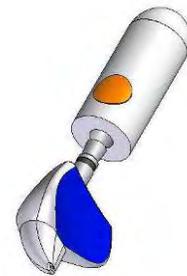


Figura 65. (TEMP plano).

Para la variable de temperatura se usan terminales monofónicos.

## 7 DESARROLLO DEL PRODUCTO

### 7.1 DESCRIPCIÓN DEL PRODUCTO

El equipo protege al circuito de factores externos y de la manipulación por parte de los usuarios, organizando el cableado, facilitando el acceso a los porta sensores, resguardándolos en su interior y haciéndolos parte integral del sistema.

La carcasa a su vez está conformada por siete partes:

- soporte: en este se hace el montaje del circuito , se encuentra el asa y el sistema para la articulación de la tapa frontal
- Chasis: tiene los sitios para la disposición de los demás componentes del objeto ( conexiones, cableado y porta sensores), estando ubicados de la siguiente manera:
  - En la cara frontal esta la sección para las conexiones entre los cables y el circuito.
  - En la parte superior se encuentra el espacio para ubicar los porta sensores, en el volumen encerrado por del prisma en forma de ( C ) que permite enrollar el cableado.
- Tapa frontal: contiene las conexiones para cada una de las variables sensadas.
- Tapa interior: separa el porta termistor (TEMP plano) del resto del grupo que se encuentra unido al cableado.
- Tapa superior: resguarda al cableado y los porta sensores cuando no están en uso y facilita el acceso a ellos para realizar una prueba autonómica.

- Tapa frontal superior: permite la salida del cableado con la tapa superior cerrada y se encuentra constituida por una lámina articulada en la tapa superior.
- Pulsador: asegura la tapa superior, tapa frontal y frontal superior. Manteniendo una estabilidad en la transportación del equipo.

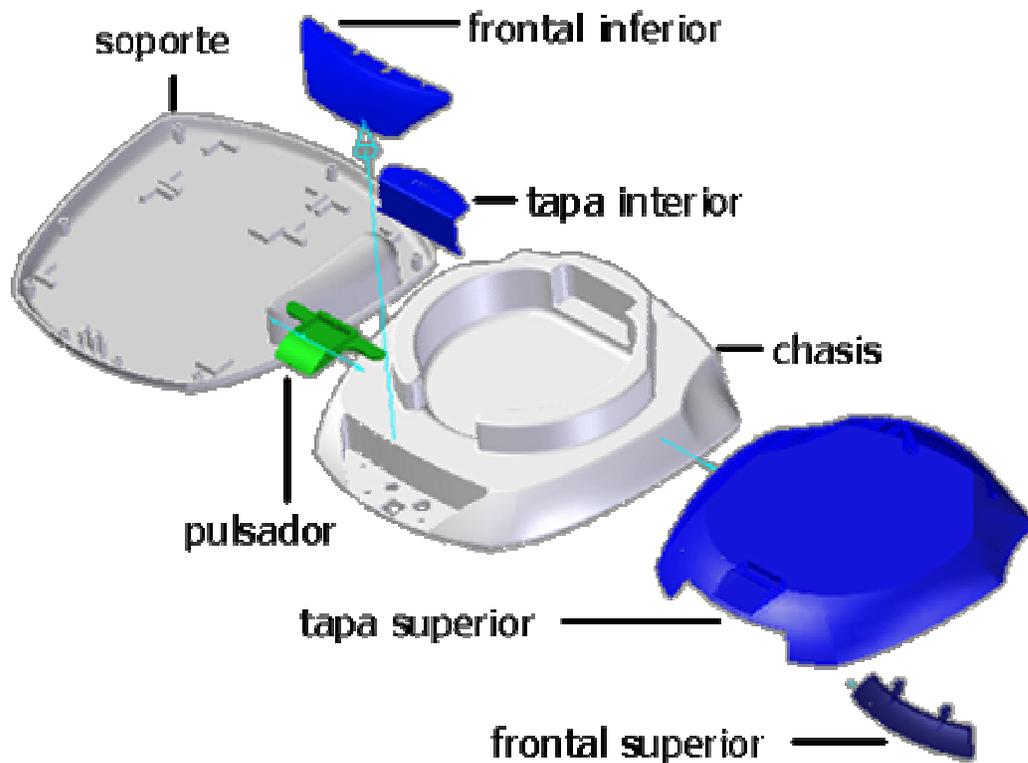


Figura 66. Partes de la carcasa.

En la parte posterior de la carcasa se encuentran las conexiones para el adaptador de corriente y el puerto serial que transmite los datos al computador. El interruptor para el encendido y apagado del equipo se ubica en la cara frontal.



Figura 67. Equipo, vista frontal.

Uno de los porta sensores es el porta termistor que registra la temperatura corporal interna dentro del conducto auditivo externo, y se compone de cuatro partes fabricándose piezas simétricas para cada uno de los pabellones auditivos.

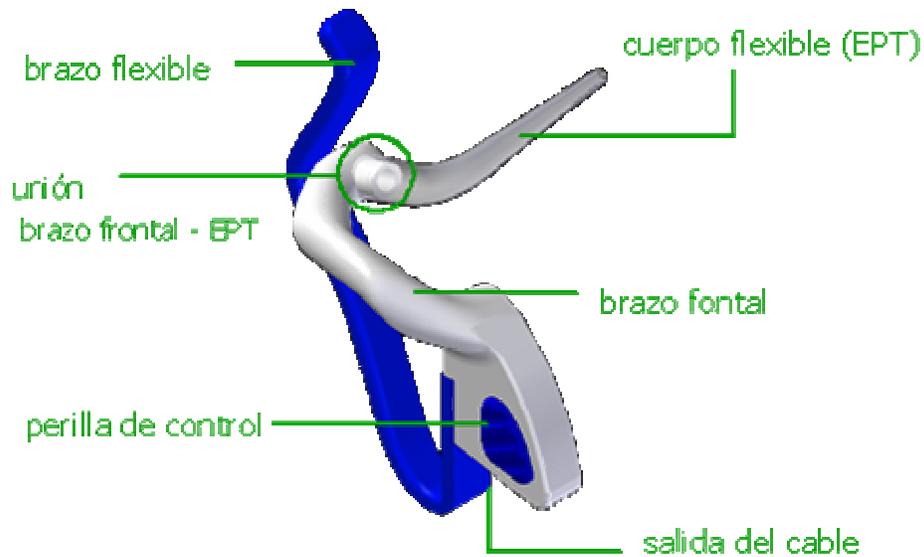


Figura 68. Partes, porta termistor (TEMP CAE)

- Un brazo flexible que ejerce presión en la cara anterior de la concha del pabellón auditivo, manteniendo la estabilidad del elemento.
- En el brazo frontal, que es rígido y hueco, pasa el cableado y se une con el termistor; de igual forma sirve para el montaje de los otros elementos.
- El elemento protector del termistor (EPT) en conjunto con la perilla de control y una cuerda flexible, ubican la cabeza del termistor en la posición

correcta, capturando efectivamente la medición para la variable de temperatura corporal.

El porta termistor para la variable de temperatura corporal superficial ( TEMP plano) , es una pieza hueca con una pequeña tapa para acceder a la soldadura entre el sensor y el conector monofónico. Su función es proteger al termistor de la manipulación y conectarlo al cableado asociado a la variable de temperatura.

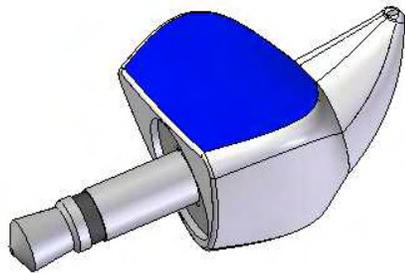


Figura 69. Porta termistor (TEMP plano)

El porta electrodos para (GSR) se encuentra integrado por una parte flexible que asegura el elemento en la posición establecida por el especialista, y otra rígida y hueca por la cual pasa el cableado y se conecta a los broches con los electrodos de AgCl.



Figura 70. Porta electrodos (GSR)

Las puntas cardiacas están compuestas por dos partes rígidas que al ser unidas ajustan los broches para la conexión de los electrodos.

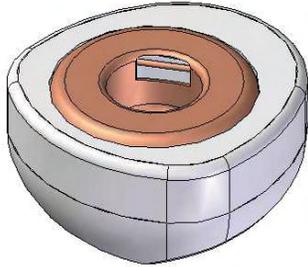


Figura 71. Punta cardíaca con broche.

Todas la piezas se encuentran elaboradas en acrílico, usando láminas para las partes flexible y acrílico autopolimerizable para las piezas rígidas.

## 7.2 DESARROLLO FUNCIONAL

El carácter funcional del producto se encuentra presente en cada uno de sus componentes, haciendo referencia a la interacción del objeto con el especialista, esto es las maniobras necesarias para la ubicación de los porta sensores en el paciente, el manejo que se tiene sobre el equipo cuando no esta en operación; y la interacción directa entre la persona que es analizada con los porta sensores durante la realización de una prueba autonómica.

Por medio del desarrollo funcional, se provee un objeto práctico y útil, como herramienta académica e investigativa, basados en los requerimientos específicos del laboratorio, y teniendo en cuenta aspectos de carácter electrónico propuestos por los desarrolladores del *hardware*.

La realización de la función no es el criterio único, también pueden tenerse en cuenta los valores intercambiables de otros criterios tales como disponibilidad, coste, peso, energía, fiabilidad, y coste de mantenimiento.<sup>27</sup>

Para una correcta manipulación del producto, se constituyen señales que direccionan al usuario en el desarrollo de un proceso adecuado y coherente. Estas señales inherentes en el carácter informativo de la interrelación entre componentes, se estructuran basadas en las proporciones y formas adecuadas de la interacción especialista – objeto y paciente - sensores.

Los factores que influyen en las dimensiones de los componentes son. La correcta ubicación sobre la anatomía humana de cada uno de los sensores buscando su máximo desempeño; los percentiles usados para las dimensiones, dependiendo de la interacción entre objeto- persona; la ubicación de los componentes electrónicos y el contacto entre cada parte del objeto, buscando una lógica estructural, formal, funcional.

Los ángulos empleados para la ubicación del termistor en el CAE están basados en la literatura sobre anatomía de ORL , usando una inclinación de 80° respecto al plano sagital , y una pendiente creciente de aproximadamente 30° en la parte inicial tomando como referencia el plano transversal . Sin embargo, el elemento protector del termistor (EPT) esta conformado en polietileno, obteniendo un cuerpo flexible que se adapta a las pequeñas diferencias en la anatomía del conducto en las personas.

La evaluación de los modelos funcionales para el porta termistor a ubicar en la oreja, ayudaron a definir claramente el área de contacto entre las piezas y el cartílago auricular, Ver Anexo C, buscando estabilizar el elemento , sin hacerlo dependiente de las dimensiones generales del pabellón auditivo. Por otro lado el desarrollo del EPT cumple la función de poner en contacto la capa epóxica del

---

<sup>27</sup> JAIMES, Ernest . CORMICK, Mc. Ergonomía , editorial GG Diseño , Pp 408.

termistor con las paredes del CAE; lo cual garantiza la captura de la temperatura corporal centran de la forma correcta.

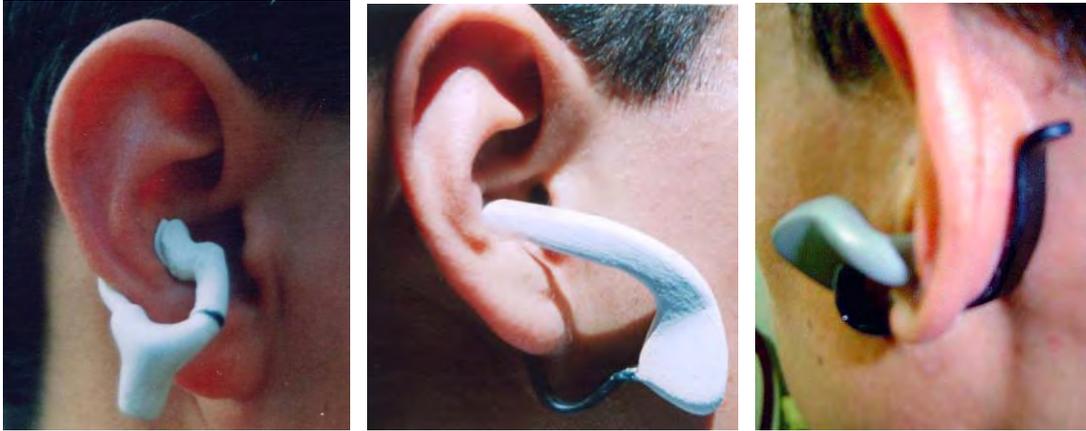


Figura 72. Modelos funcionales porta termistor TEMP CAE.

Para reducir los movimientos físicos de los electrodos durante la capturan en la variable de GSR, que reflejan interferencias en la señal, al producir cambios en la amplitud de las ondas mostradas en la interfaz RECONOBIO .Ver Anexo H, y que son denominados vestigios .Ver Anexo G .Se especializó el elemento para la mano izquierda, ubicando los electrodos en la parte media de la palma<sup>28</sup> , evitando la prohibición de algunos movimientos en la mano , reduciendo el estrés postural generado por una posición estática, durante la prueba para evaluar el estrés o ansiedad ante determinados estímulos (prueba autonómica) que afectarían la fiabilidad de los datos obtenidos . La adaptación de la lámina flexible se consigue modelando la forma basándose en la sección horizontal a nivel de los metacarpianos de la mano. Ver Anexo N.

La construcción de modelos de volumen para el equipo permitió analizar con mayor detalle la relación entre el cableado y la carcasa, promoviendo cambios dimensionales en el chasis, mejorando el enrollado de los cables.

---

<sup>28</sup> Zonas de Verdán y Michon , de afección de tendones y flexores en la región palmar de la mano.

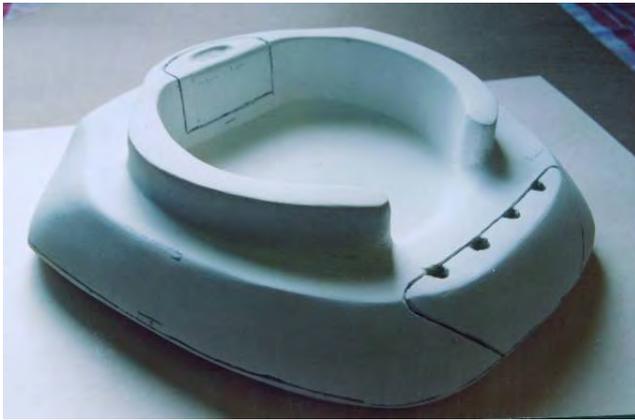


Figura 73. Modelo de volumen, equipo

La interacción entre los componentes del objeto usando modelos de volumen , determinaron la ubicación de los porta sensores y el asa para la transportación del equipo. La distribución de las conexiones en el chasis fue cambiada (según la distribución original en el circuito) teniendo en cuenta el ordenamiento del cableado y los principios de la teoría de Gestalt ,Ver Anexo E, Para una fácil identificación de los conectores.

En las puntas cardiacas para evitar el giro de los electrodos y con el animo de reducir costos, se buscan piezas prefabricadas que cumplan con esta función, encontrando el broche billetera (ampliamente usado en el sector de la marroquinería) que inmoviliza al electrodo de AgCl, con la misma fuerza de los costosos broches en puntas cardiacas comercializadas con los equipos médicos, a un precio menor.



Figura 74. Broche original y broche billetera modificado figura 75. Broche billetera.

Remplazando con la incorporación de este broche, los usados por los ingenieros en el desarrollo de su proyecto, que proporcionaban escasa resistencia al giro de los electrodos.



Figura 76. Broche anterior y broche billetera.

### **7.3 ANÁLISIS DE USO.**

Los usuarios del equipo son el especialista y el paciente, siendo el especialista el encargado de manipular todos los elementos.

Los especialistas son miembros del grupo de NYC y estudiantes que realizan alguna práctica de tipo investigativo adscrita al laboratorio; y en su mayoría son profesionales de un área de la salud, como por ejemplo médicos y fisioterapeutas, ó se encuentran realizando los estudios de pregrado para obtener el título profesional. Todos con entrenamiento para el manejo de los equipos usados en el laboratorio para las pruebas. Los especialistas son hombres y mujeres se encuentran en un rango de edades de 17 a 55 años.

Los pacientes son hombres y mujeres mayores de 18 años y menores de 50 años, que son requeridos para proyectos de investigación, con diferentes finalidades.

Previamente del inicio de la prueba autonómica, el especialista explica al paciente en que consistirá, y cada una de sus etapas.

Primero el paciente es dispuesto , limpiando los lugares donde se ubican los electrodos, con alcohol etílico al 70%, para remover grasa y otras impurezas en la superficie de la piel que impiden la adhesión del los electrodos abrochados en las puntas cardiacas , proporcionando una buena derivación al reducir la resistencia entre los electrodos y la piel.

El paciente es ubicado en posición sedente, cerca al equipo, siendo el especialista o estudiante el encargado de colocar los sensores.

### **7.3.1 Manipulación del equipo.**

Esta inicia antes de la llegada del paciente con la conexión del adaptador de corriente y el puerto serial RS232 que se ajusta a uno de los puertos COM del computador.



Figura 77. Conexiones. Adaptador y puerto serial.

Durante la prueba los cables asociados a cada variable se encuentran acoplados, su desconexión y conexión se explica al final en la sección 7.3.6.

Los pasos para la extracción del cableado y los porta sensores son:

Oprimir el pulsador de color verde ubicado en la parte frontal- superior del equipo.



Figura 78. Desasegurado, tapa superior.

Sin dejar de ejercer presión sobre él, se abre la tapa superior al liberarla del seguro, hasta su máxima posición, donde se mantiene estable.



Figura 79. Abertura máxima tapa superior.

Asir los porta sensores de su ubicación en el equipo para desplegar el cableado unido a estos.



Figura 80. Formas de desplegar el cableado.

El desenvolvimiento de los cables se puede realizar de dos formas: En la primera son tomados los electrodos y se da dos vueltas en el sentido contrario al que fueron enrollados. Ó se recogen los porta electrodos en una mano y con la otra el cableado es sacado con un movimiento vertical sobre el prisma en el cual se encuentran rodeados.

La elección de cómo realizar la acción es decidida por la persona, sin embargo siempre se recomienda coger primero los porta electrodos evitando que caigan o se estropeen.

Al sacar el cableado se cierra la tapa superior, no sin antes girar la tapa frontal superior que permite la salida del cableado.

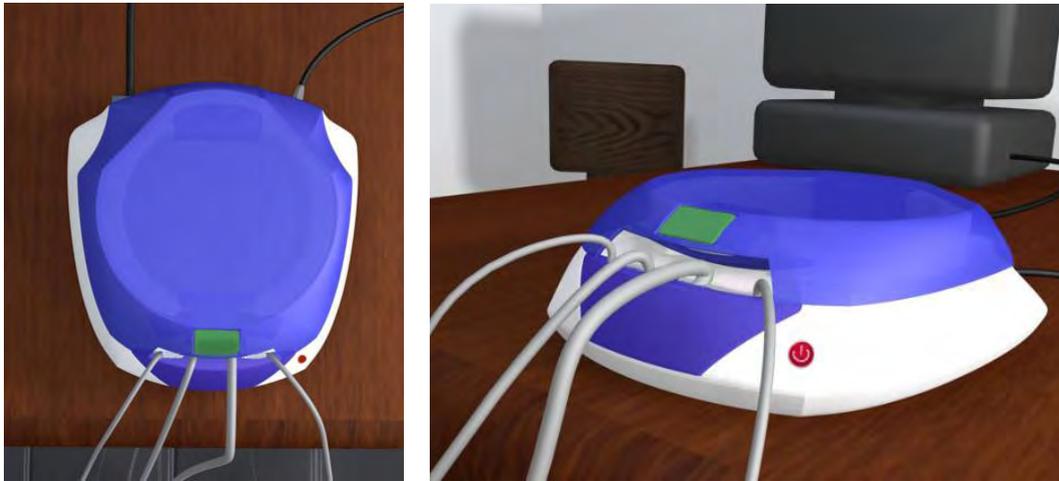


Figura 81. Salida del cableado

Posteriormente se ubican uno a uno los porta sensores en el paciente (en la realización de algunas pruebas no se requiere de ubicar todos los electrodos o termistores). Y su fijación no tiene ningún orden específico.

### 7.3.2 Utilización de las puntas cardiacas

En la ubicación de las puntas cardiacas primero son abrochados los electrodos de AgCL y luego se remueve el plástico que protege la parte adhesiva.

Se pegan en el pecho del paciente buscando crear una triangulación usando como centro el corazón y ajustando la longitud del cableado.

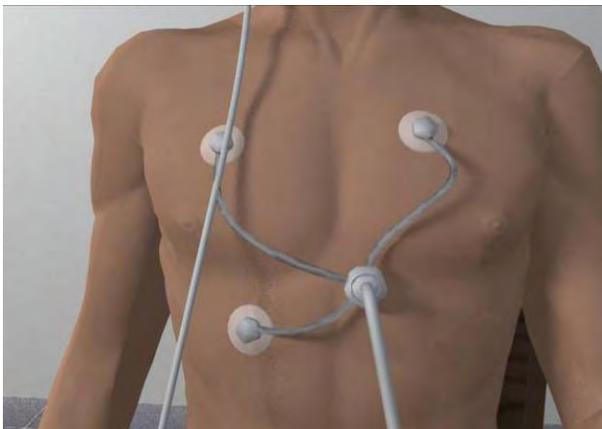


Figura 82. Ubicación puntas cardiacas..

### 7.3.3 Manejo porta termistor GSR.



Figura 83. Vistas de la ubicación del porta electrodo GSR

La sujeción se realiza en la mano izquierda según como lo muestra la figura 83 , colocando los electrodos de AgCl sin la parte plástica en los broches, y en contacto directo con la superficie palmar.

### 7.3.4 Utilización del porta termistor TEMP CAE:

Al situar el termistor en el conducto auditivo externo (CAE), se separan los dos brazos, el flexible y el frontal, por medio de la flexión del primero como se indica en la figura 84 , al ejercer presión bidigital. A continuación se introduce el EPT en el conducto dirigiéndose siempre en dirección anterior superior.<sup>29</sup>

Para sujetar el porta termistor al pabellón auricular, se posiciona la punta del brazo rígido en la profundidad de la concha ,Ver Anexo C, y se deja de ejercer presión sobre el brazo flexible, situando este último en la parte posterior de la concha.

---

<sup>29</sup> Movimientos básicos en la realización de un examen otoscópico.



Figura 84. Colocación de porta termistor (TEMP CAE)

El contacto entre la cabeza del termistor y las paredes del CAE se realiza al desplazar la perilla de control. Su mecanismo y funcionamiento se ilustran en la figura 86 .

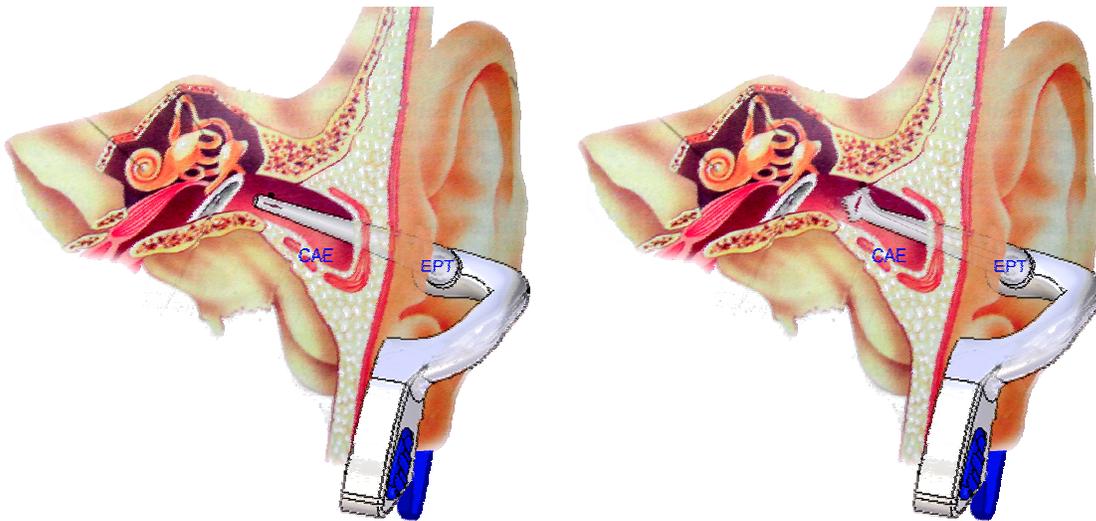


Figura 85. Contacto entre el termistor y el CAE

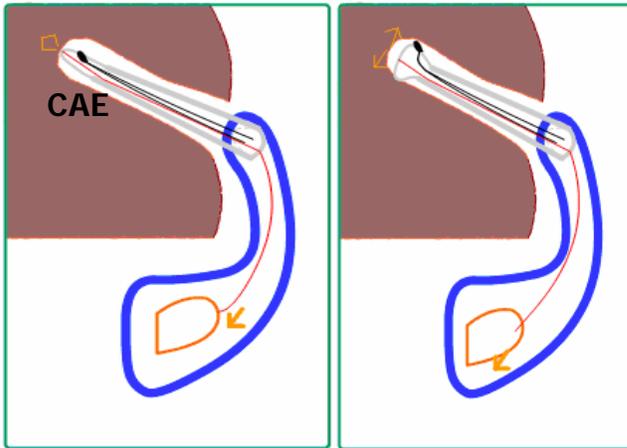
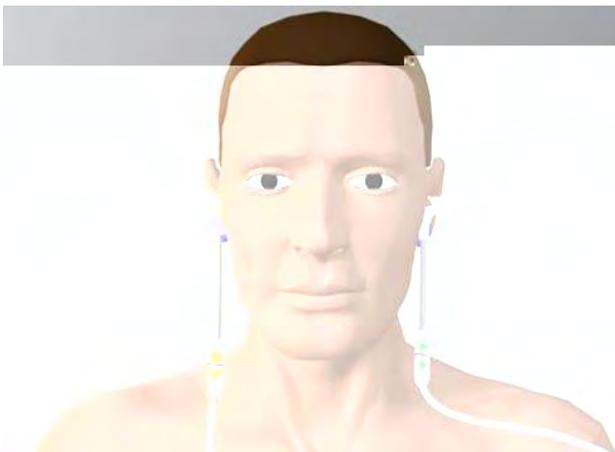


Figura 86. Mecanismo de control, contacto termistor- CAE

El EPT cumple las siguientes funciones:

- Poner en contacto el termistor con la paredes del CAE
- Permite graduar la posición (diámetro de abertura del EPT) en relación con la sección transversal del CAE.
- Asegura el contacto termistor – CAE durante el periodo de la prueba
- El material de fabricación es flexible acomodándose a las diferencias del CAE en la personas.

Si los elementos no se encuentran conectados a los cables, su conexión se realiza con conexiones monofónicas que se encuentran diferenciadas por su color, usando el naranja para el (TEMP CAE) derecho y el verde para el izquierdo.



Esta conexión disminuye el riesgo para el paciente por un movimiento fuerte y repentino en el cable, al desconectarse evitando una salida rápida del termistor en el CAE.

Figura 87. Conexiones en el cableado para la variable (TEMP CAE

### 7.3.5 Uso del porta termistor TEMP plano.

Para tomar la temperatura corporal en una parte plana del cuerpo, se desconecta el porta termistor (TEMP CAE) de su cable y se procede a intercambiarlo por el porta termistor (TEMP plano). El elemento se sujeta al cuerpo con papel adhesivo que se desecha después de cada prueba.



Figura 88. Ubicación porta termistor (TEMP plano)

Posteriormente que el especialista sitúa los sensores en el paciente se realiza la prueba autonómica siguiendo los protocolos establecidos para cada una de estas

### 7.3.6 Manipulación de las conexiones

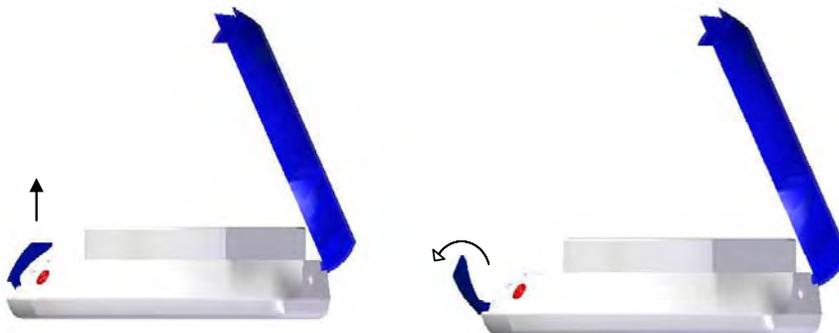


Figura 89. Apertura de la tapa frontal.

Cuando los sensores se van a usar en otro equipo *biofeedback* se desconectan los cables que tiene sus terminales protegidos por la tapa frontal. Para acceder a ellos, primero se abre la tapa superior, y a continuación con un movimiento vertical y otro de giro se abre la tapa frontal.



Figura 90. Colores diferenciadores en las conexiones.

Las conexiones mostradas en la sección 6.6 son acopladas al equipo según su identificación de color , y están ubicados de izquierda a derecha así:

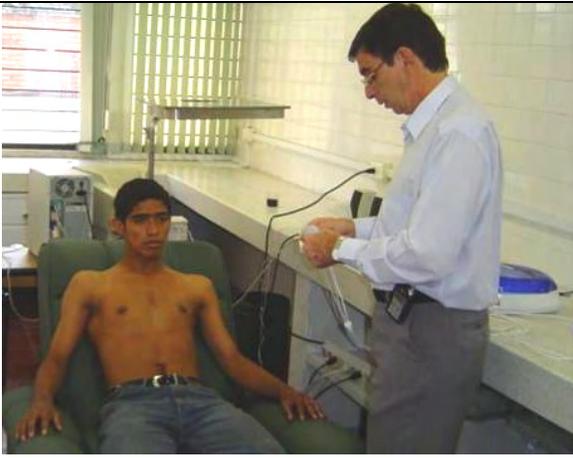
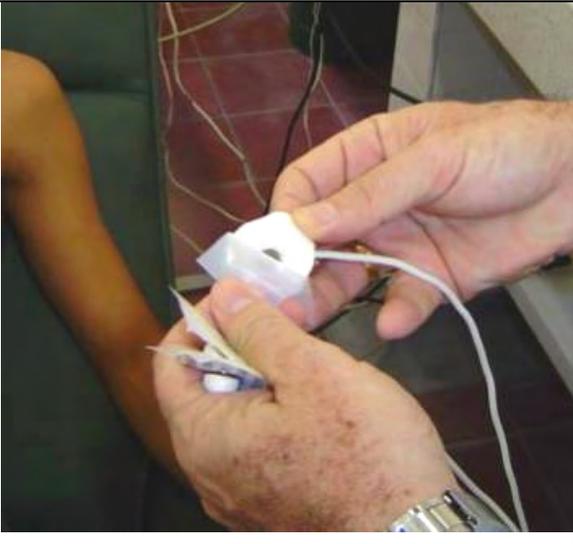
TEMP oreja izquierda (conexión monofónica -con color verde), GSR mano izquierda (conector Mini DIN 4 Pines- con color azul), ECG puntas cardiacas (conector DIN 5 Pines- con color rojo) y TEMP oreja derecha (conexión monofónica -con color naranja).

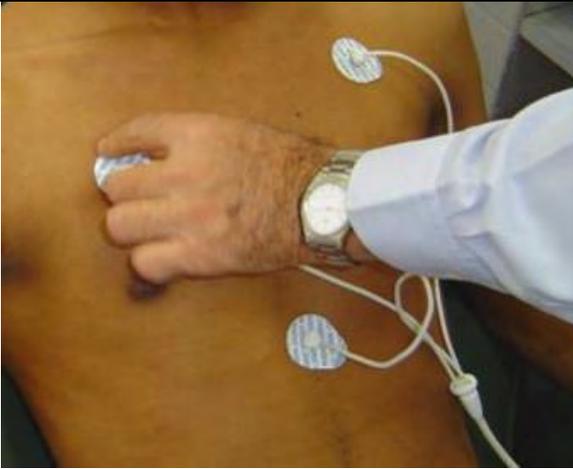
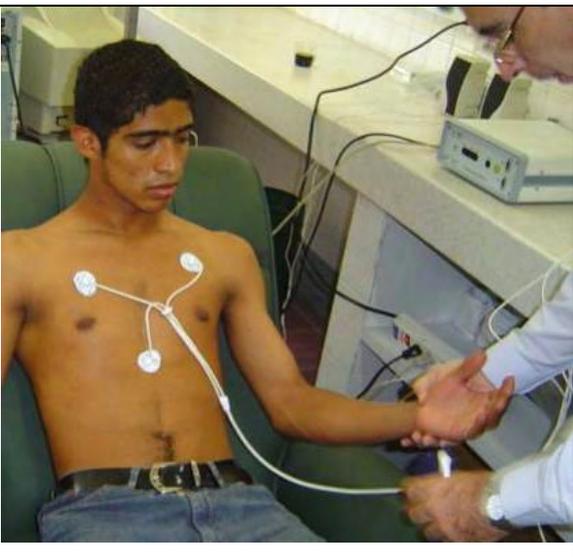
### **7.3.7 Procedimiento de uso**

Se expone la manipulación de los componentes por parte del especialista teniendo en cuenta los procedimientos en la realización de una prueba autonómica.

imagen	Elementos	Operaciones
	<p>Carcasa, Conexiones para adaptador de corriente y puerto serial.</p>	<p>Se identifican el tipo de conexiones y su ubicación; también la articulación de la tapa superior.</p>
	<p>Equipo, adaptador de corriente y puerto serial</p>	<p>Conexión de los puertos. Se percibe la estabilidad física del equipo.</p>
	<p>Carcasa, interruptor de encendido-apagado.</p>	<p>activación del interruptor, indica el estado "encendido" por señal visual (iluminación del interruptor)</p>
	<p>Pulsador , tapa superior</p>	<p>Presión del botón, señal visual ( se ve el desplazamiento del pulsador y desasegurado la tapa superior)</p>

	<p>Carcasa, tapa superior, tapa frontal superior.</p>	<p>Se abre la tapa superior y frontal superior. Se observa el cableado enrollado y la ubicación de los porta sensores.</p>
	<p>Porta sensores, cableado.</p>	<p>Se cogen los porta sensores y se despliega el cableado</p>
	<p>Carcasa, cableado</p>	<p>Asociación de cada cable a una variables específica, identificándolos por su nombre.</p>

	<p>Tapa superior, tapa frontal superior y cableado</p>	<p>Cierre de la tapa superior y salida del cableado</p>
	<p>Cableado y porta sensores.</p>	<p>Elección del orden para la ubicación de los porta sensores requeridos en la prueba.</p>
	<p>Puntas cardiacas, electrodos de AgCl.</p>	<p>Remoción del plástico que protege la parte adhesiva y el gel conductor</p>

	<p>Puntas cardiacas</p>	<p>Se fijan los electrodos en el pecho del paciente, creando una triangulación.</p>
	<p>Puntas cardiacas y cable de ECG</p>	<p>Ajuste de la longitud del los cables para las puntas cardiacas.</p>
	<p>Porta electrodos GSR</p>	<p>Giro de la mano del paciente con la cara palmar hacia arriba.</p>

	<p>Porta electrodos y cable de GSR.</p>	<p>Sujeción del elemento en la mano izquierda.</p>
	<p>Porta termistores TEMP DER y TEMP IZQ</p>	<p>Se diferencian los porta termistores por la letra D (para TEMP DER) , I (para TEMP IZQ)</p>
	<p>Porta termistor TEMP CAE</p>	<p>Separación del brazo flexible y el frontal</p>

	<p>Porta termistor TEMP CAE ( elemento protector del termistor)</p>	<p>Introducción del EPT en el CAE.</p>
	<p>Porta termistor TEMP CAE ( brazo flexible)</p>	<p>Sujeción del elemento en el pabellón auricular.</p>
	<p>Porta termistor TEMP CAE ( perilla de control)</p>	<p>Con la textura se indica la dirección de desplazamiento, movimiento de la perilla, señal visual en el software (registro de la variable Temp. CAD , CAI )</p>
	<p>Equipo, sensores, porta sensores, puertos, PC, software ReconoBio.</p>	<p>Realización de la prueba autonómica.</p>

	<p>Equipo, cableado, porta sensores.</p>	<p>Al terminar la prueba los elementos son retirados del paciente y se acciona el interruptor a la posición apagado.</p>
	<p>Equipo, tapa frontal</p>	<p>Abertura de la tapa frontal para acceder a las conexiones (solo cuando se desean desconectar para ser usadas en otro equipo)</p>
	<p>Equipo, cableado, conexiones.</p>	<p>Identificación del código de color en las conexiones. Asociación del color con cada variable</p>
	<p>Equipo, conexiones</p>	<p>Manipulación de las conexiones para su ajuste y/o separación al equipo según el caso.</p>

	<p>Equipo, cableado, porta sensores, puertos externos.</p>	<p>Desconexión del puerto serial y adaptador de corriente; enrollado del cableado, ubicación de los porta sensores, cierre del equipo, asegurado tapa superior.</p>
	<p>Equipo (asa)</p>	<p>Transportación</p>

Tabla 4 Secuencia de uso.

#### 7.4 ANÁLISIS ERGONÓMICO

El análisis ergonómico del producto se basa en características dinámicas del cuerpo humano, aspectos fisiológicos, antropométricos y condiciones que influyen durante la manipulación del equipo en la realización de la prueba autonómica.

Para lo cual se deben analizar las relaciones entre el objeto - especialista y porta sensores paciente.

En la interacción del especialista con el objeto, se realiza estudio de movimiento y carga postural bajo los siguientes parámetros, evaluándolos usando el método REBA<sup>30</sup>, y las consideraciones antropométricas usadas en el diseño del equipo.

- interacción persona-carga
- análisis postural
- tipos de agarre
- nivel de riesgo.

En el análisis del paciente se dispondrán los aspectos fisiológicos manejados para el diseño de la porta sensores, análisis antropométrico y ergonómico evaluando los siguientes aspectos:

- características dinámicas del cuerpo humano
- fuerza – superficie
- análisis postural estático.

### **Análisis postural y nivel de riesgo.**

Método REBA (*Rapid Entire Body Assessment*): Este método tiene las siguientes características: se ha desarrollado para dar respuesta a la necesidad de disponer de una herramienta que sea capaz de medir los aspectos referentes a la carga física de los trabajadores; el análisis puede realizarse antes o después de una intervención para demostrar que se ha rebajado el riesgo de padecer una lesión; da una valoración rápida y sistemática del riesgo postural del cuerpo entero que puede tener el trabajador debido a su trabajo.

---

<sup>30</sup> Método REBA (*Rapid Entire Body Assessment*) Evaluación de las condiciones de trabajo y carga postural.

Se analiza la postura que adopta el especialista o estudiante al situar los electrodos en el paciente. En este caso la manipulación es realizada por una sola persona con apoyo en ambas piernas estando ubicado entre el equipo y el paciente.



Figura 91. Postura analizada

Las puntuaciones de cada uno de los diagramas y la valoración final son las siguientes, Ver Anexo K:

#### **GRUPO A:**

- El tronco está flexionado entre 0° y 20 °: puntuación 2
- El cuello está recto: puntuación 1
- Las piernas tienen Soporte bilateral: puntuación 1

El índice A vemos que el valor resultante es 2

Sumamos a continuación el valor de la tabla de carga/ fuerza (inferior a 5 kg):  
puntuación 0

El resultado del grupo A es de 2

**GRUPO B:**

- El brazo está flexionado entre 20° y 45 °: puntuación 2
- El antebrazo está flexionado entre 60° y 100°: puntuación 1.
- La muñeca recta sin desviación o torsión: puntuación 1.

En el índice B vemos que el valor resultante es 1.

Sumamos a continuación el valor de la tabla de agarre (bueno): puntuación 0

El resultado del grupo B es de 1.

En el índice C vemos que la puntuación resultante de ambos grupos es de: 1.

Sumamos la actividad (sin actividad adicional) para obtener el resultado final que es de: 1 punto.

Este resultado final indica que el nivel de riesgo es INAPRECIABLE y que es NO es necesario una modificación para poder reducir así el nivel de riesgo.

**Reubicación de las conexiones y ordenamiento del cableado.**

Se hace una nueva distribución de las conexiones sobre la carcasa basándose en la ubicación original de los puertos en el circuito. Donde se estudiaron principios de agrupamiento, proximidad y similitud para obtener un ordenamiento de los cables y conexión coherente de las terminales. Ver Anexo E.

Ubicación de las conexiones en el circuito: hay una buena agrupación de los elementos adquiriendo un mayor significado la variable de temperatura corporal como unidad, pero se evidencia una incorrecta distribución del cableado.

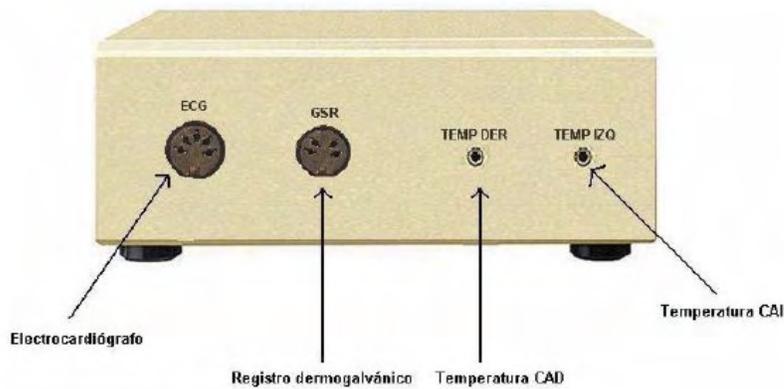


Figura 92. Ubicación de las conexiones en el circuito.

Fuente: tesis de grado. CONDE, Sergio, SANTOS Andrea.



Figura 93. Distribución original del cableado

Ordenamiento de las conexiones en la carcasa: usando el principio de similaridad con el manejo del tamaño y color, se establece una agrupación por tamaños de cada conexión, uniendo las dos conexiones para la variable de temperatura corporal debido a su igualdad dimensional y a su vez diferenciando la del oído

derecho de la del izquierdo por su divergencia de color, obteniendo agrupación y diferenciación de las conexiones con un optimo ordenamiento del cableado.

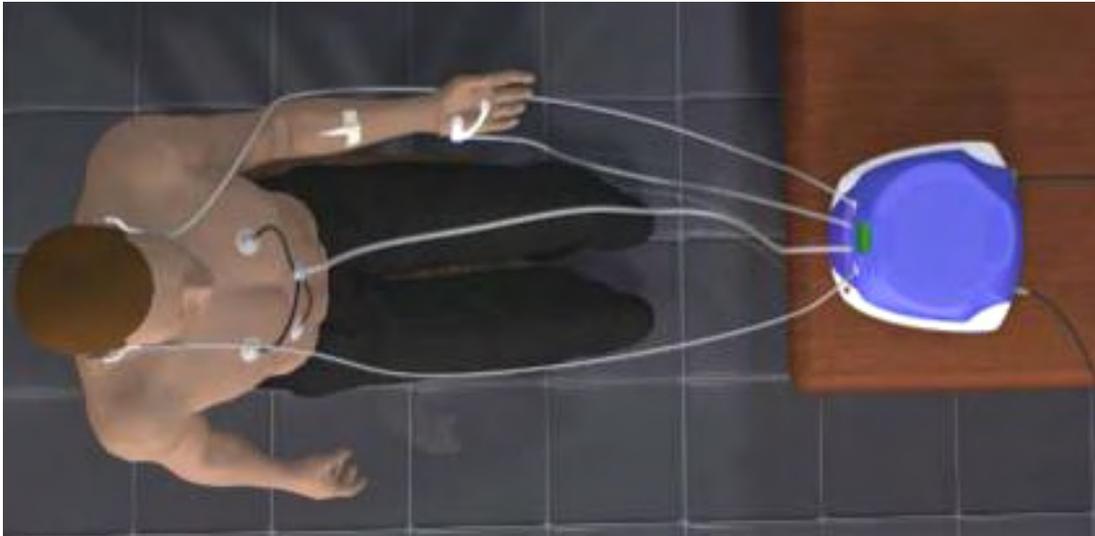


Figura 94. Ordenamiento del cableado.

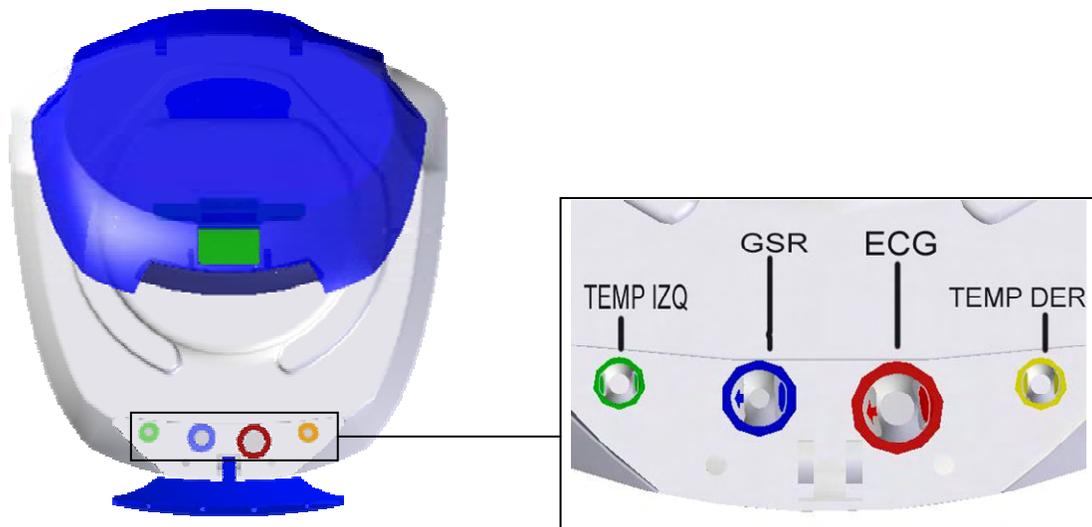


Figura 95. Distribución de las conexiones , código de color

### **Asa para la transportación del equipo.**

Bajo los requerimientos del laboratorio de NYC se construyó un asa en la estructura de la carcasa, para facilitar el cambio de ubicación del equipo (de una

entidad Medica o Educativa a otra) sin la necesidad de usar estuches especiales tanto para el equipo y los sensores, sin embargo esta clase de desplazamientos es poco habitual, pero cuando se efectúa, se ve reflejada la necesidad de un asa que facilite la sujeción y movilización del equipo.

Con éste requerimiento del grupo de NYC, el diseño del asa no se encuentra visible (en la posición normal del objeto) proponiéndolo como un equipo propio del laboratorio y eliminando la visión de un equipo portátil que lo desvincula psicológicamente de un lugar de permanencia estable.



Figura 96. Ubicación del asa.

En las dimensiones del asa se aplica como referencia la anchura palmar y el espesor palmar en la mano, usando el 95° percentil para el hombre. Ver Anexo M.

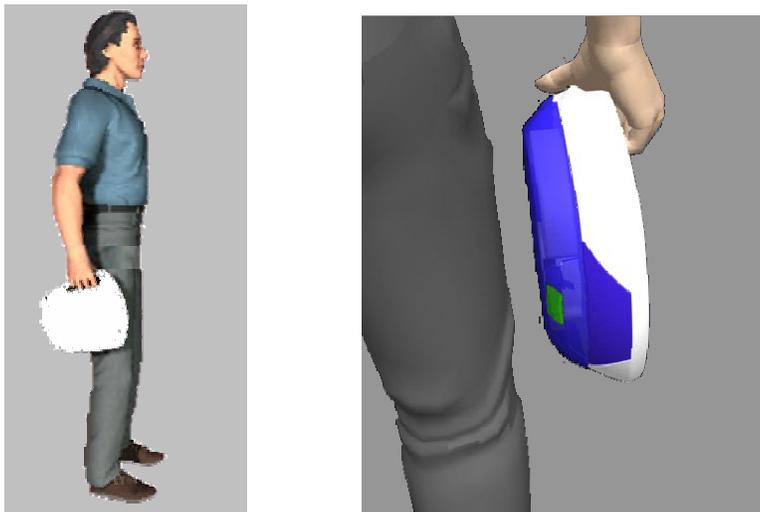


Figura 97. Vista lateral y detalle, transportación del equipo.

Todos los movimientos que el especialista realiza en el equipo se encuentran dentro de los rangos normales de alcance y desplazamiento articular. Dependiendo de la ubicación del paciente, tendrá que moverse una distancia no mayor a 1.5m. (Longitud del cableado) para ubicar los sensores.

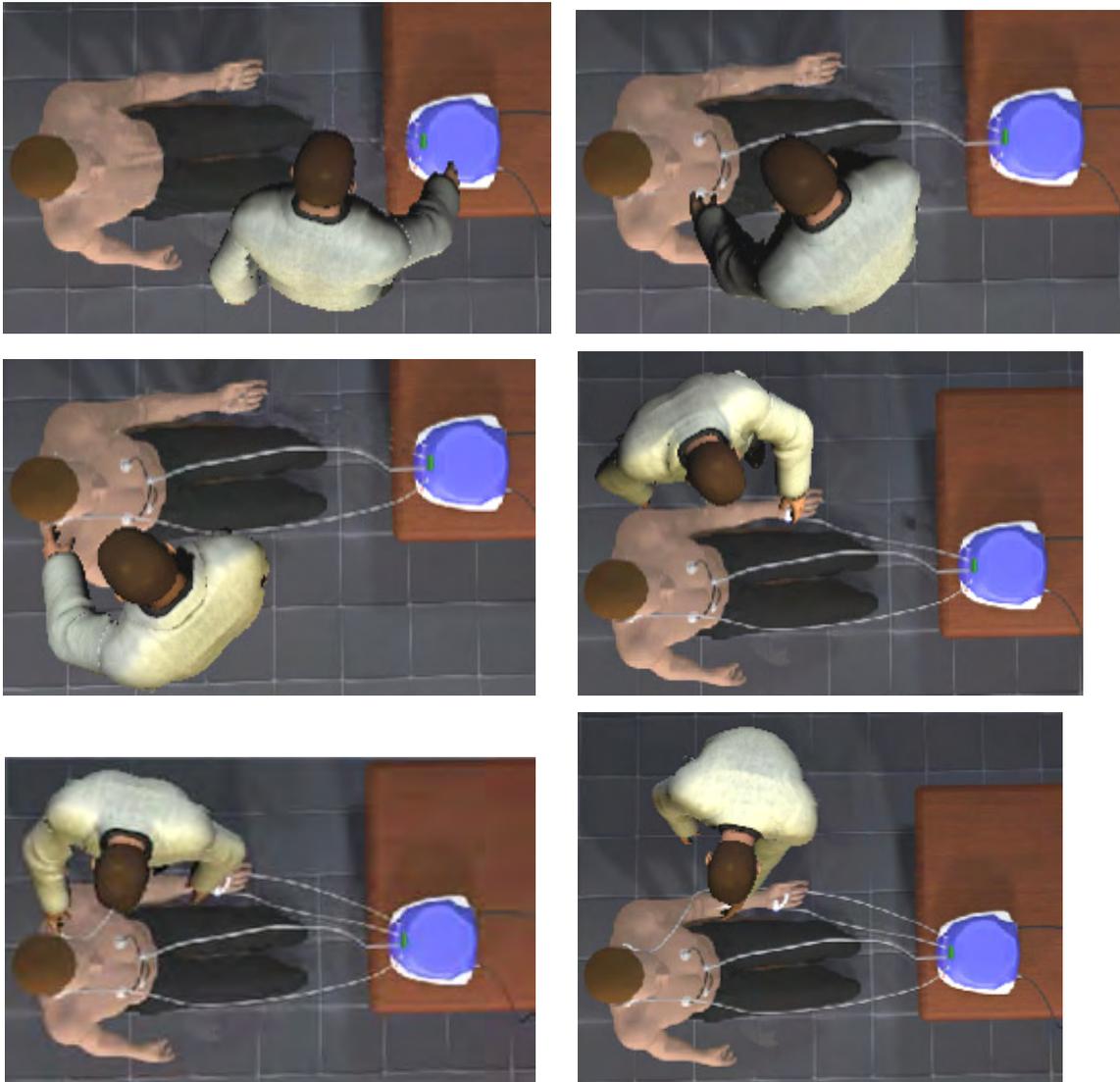


Figura 98. Posiciones adoptadas por el especialista al ubicar los sensores.

El análisis en los porta sensores se realiza asumiendo su rol como herramientas especializadas, que son manipuladas por el especialista y tiene acción sobre el

paciente, siendo evaluadas bajo la relación fuerza – superficie durante su manipulación en contacto con el especialista y el paciente.

La manipulación del porta termistor TEMP CAE, en el momento de doblar el brazo flexible para sujetar el elemento al pabellón auditivo, presenta un agarre de pellizco, contemplando para la longitud del brazo flexible el 5° percentil en el máximo agarre de este tipo. Ver Anexo M.

El área de contacto en la mano del especialista se presenta en la figura 99.

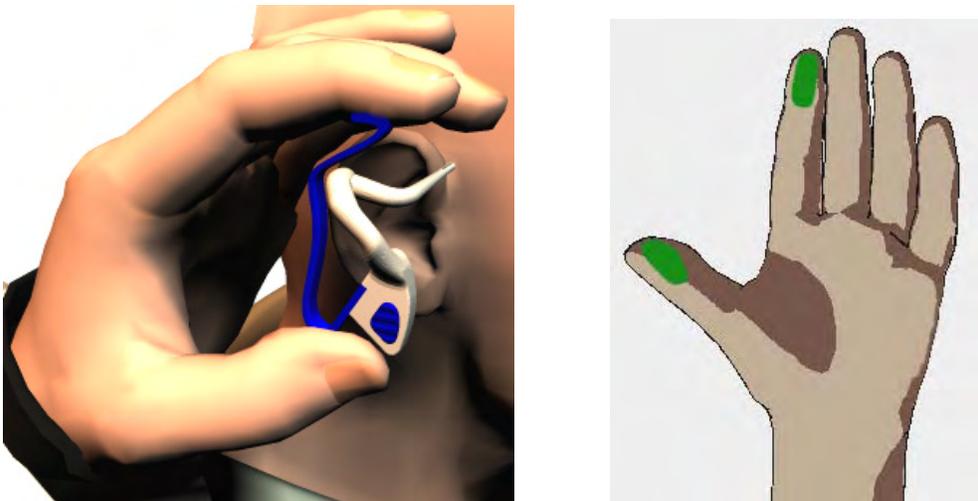


Figura 99. Agarre de pellizco y área de contacto en la mano.

### **Análisis del paciente**

Después de observar los aspectos relacionados con el especialista, se exponen los factores tenidos en cuenta para el desarrollo del objeto en la interacción paciente – porta sensores.

El paciente permanece en posición sedente durante la realización de la prueba, haciendo el análisis bajo el concepto de carga estática, considerando una postura de trabajo con actividad isométrica de los músculos y asociando la fatiga física no a la realización de una actividad dinámica, si no, al mantenimiento de una postura forzada e invariante. El diagnóstico se basa en el tiempo promedio para la

realización de una prueba autonómica (30 a 40 min)<sup>31</sup>, de acuerdo con el método LEST (para carga estática) Ver Anexo L, según la escala establecida, se obtiene como resultado la valoración de cero siendo la mínima implantada para carga estática, reflejando una situación satisfactoria.

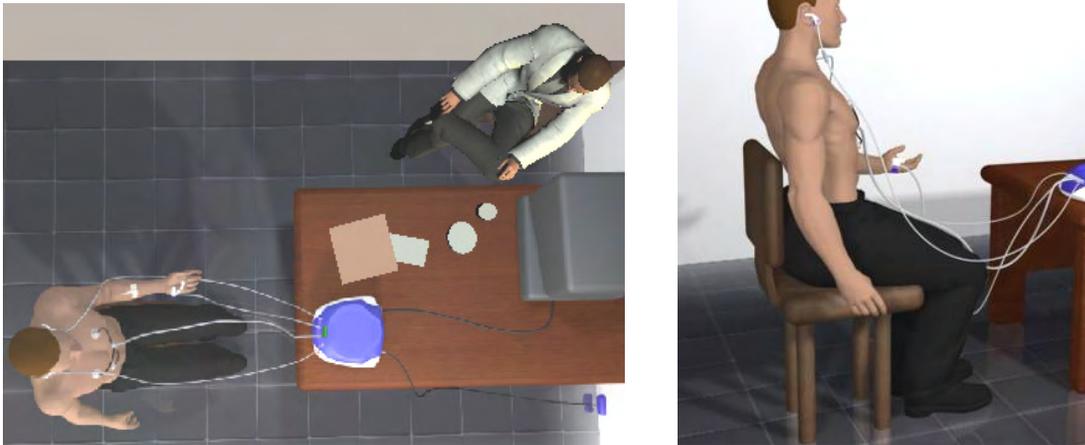


Figura 100. Ubicación y posición del paciente en la realización de una prueba.

Las áreas de contacto entre el paciente y los porta sensores, son usadas para estabilizar los elementos y realizar la captura de las señales. En el caso del porta termistor (TEMP plano) se representa una posición hipotética, dado que se puede ubicar en cualquier superficie “plana” de la topografía corporal.

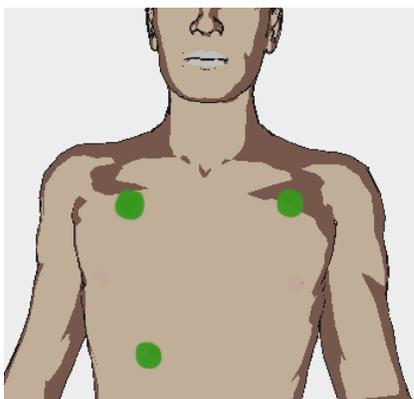


Figura 101. Área de contacto puntas cardíacas

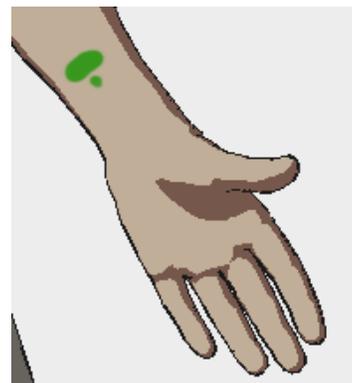


Figura 102. Área de contacto

(TEMP plano)

---

<sup>31</sup> Tiempo promedio estimado por el MD. PhD. Carlos Arturo Conde, Director del grupo de Neuro Ciencias y Comportamiento UIS-UPB.

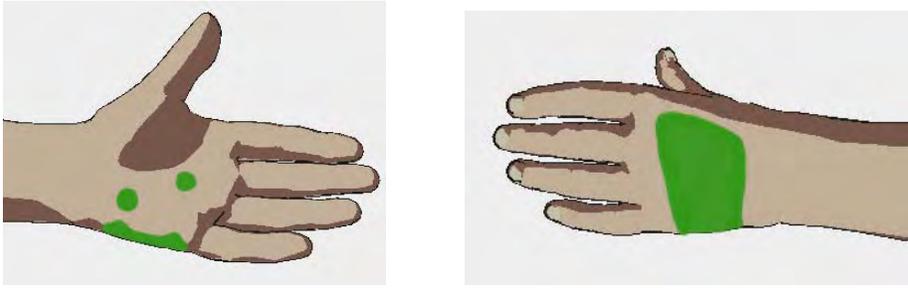


Figura 103. Áreas de contacto palmar y dorsal, porta electrodos GSR

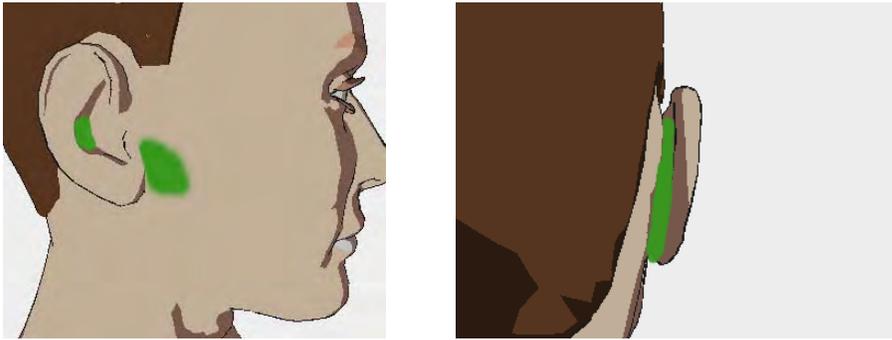


Figura 104. Áreas de contacto TEMP CAE derecho

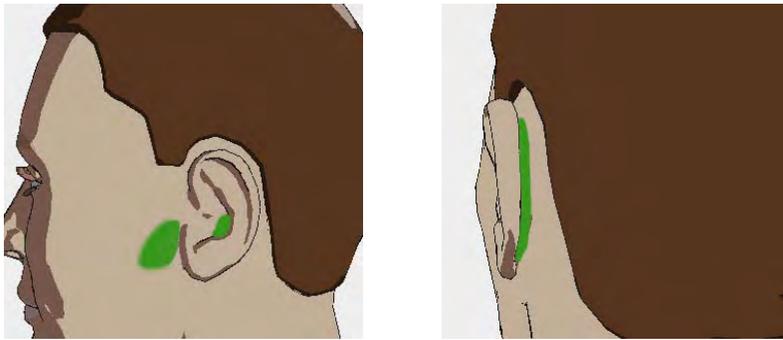


Figura 105. Áreas de contacto TEMP CAE Izquierdo

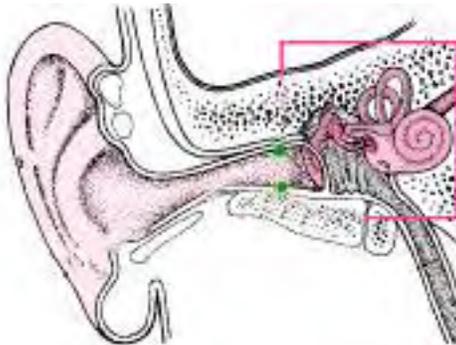


Figura 106. Área de contacto en le Conducto Auditivo Externo

La región de contacto señalada para el CAE es producida por el elemento protector del termistor, que evidentemente causa un grado de incomodidad en el usuario, resultando totalmente normal, en los procesos de medición y diagnóstico por métodos invasivos.

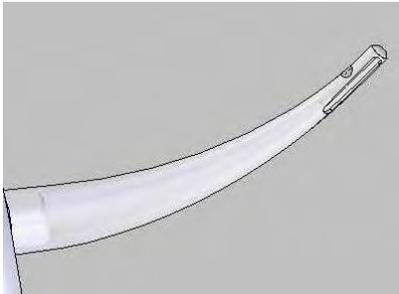


Figura 107. Detalle del EPT

Para el elemento protector del termistor (EPT), en las pruebas iniciales, aunque se introducía la cabeza del termistor a la profundidad indicada, esta no ejercía contacto con las paredes del CAE, haciendo que la temperatura registrada fuese incorrecta. Teniendo que modificar la forma del EPT, creando un mecanismo que permitiera cambiar de posición la cabeza del termistor después de estar introducida en él, ya que causaría una gran incomodidad si se encontrara en contacto con las paredes del CAE desde el inicio de la instalación. El funcionamiento del mecanismo fue expuesto en la sección, 7.3.4.

En su diseño fueron contemplados las secciones, dimensiones, ángulos y partes móviles<sup>32</sup> del conducto auditivo externo. Ver Anexo D.

Al dimensionar del porta termistor TEMP CAE se uso el 95° percentil en el ancho y alto de la oreja para el hombre, Ver Anexo M.

---

<sup>32</sup> la sección cartilaginosa sufre una reducción en su diámetro cuando la mandíbula se articula al hablar.

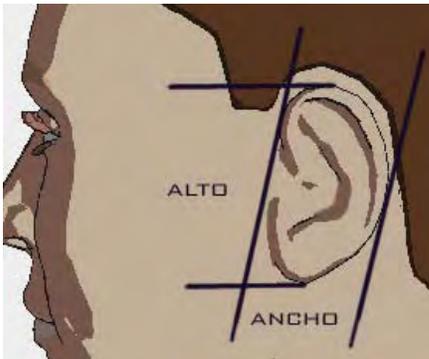


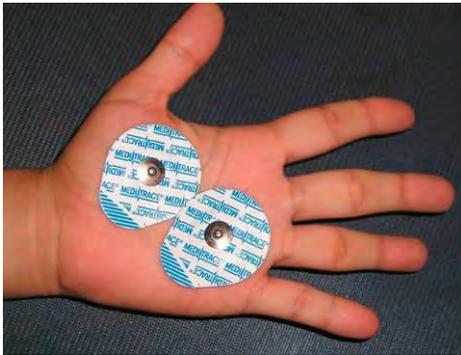
Figura 108. Alto y ancho de la oreja.

El porta electrodo GSR tiene cuatro puntos de apoyo sobre la mano mostrados en la figura 103 correspondiendo, uno a la cara dorsal, otro a la región hipotenar y los dos restantes a los electrodos de AgCl. Y sus medidas están basadas en el 5° percentil para la anchura palmar y el 95° percentil en el espesor palmar, Ver Anexo M.

Con éste aditamento los electrodos no experimentan vibraciones por causa de movimientos en el cableado, que son ocasionados ya sea al agitar directamente los cables o al realizar actividades dinámicas en la mano. Con lo cual el paciente puede realizar los siguientes movimientos suaves sin que se presente un vestigio de ruido en la señal, reduciendo de esta manera el estrés postural:

Parte del cuerpo	Tipo de movimiento
Dedos de la mano.	Extensión , flexión, aducción, extensión de los dedos con flexión de las falanges medias y distales
mano	Flexión, extensión, abducción, aducción.
Antebrazo	Flexión, extensión.

Tabla 5. Movimientos permitidos en la mano.



Anteriormente el paciente debía mantener la mano estática, ya que se causaba ruido en el sistema por el movimiento relativo entre la superficie de la piel y el electrodo.

Figura 109. Ubicación anterior de los electrodos con el plástico adhesivo



Al tener que usar los electrodos sin el plástico adhesivo se permite la transpiración de la piel, asegurando que la respuesta dermogalvánica registrada obedece a una actividad del sistema nervioso autónomo y no a un factor físico externo sobre el área de medición que incrementa el valor registrado.

Figura 110. Ubicación actual de los electrodos sin el plástico adhesivo.

En el cableado asociado a la variable de ECG la distancia máxima permitida para la triangulación es fijada en base al 95° percentil de la anchura de los hombros, Ver Anexo M.

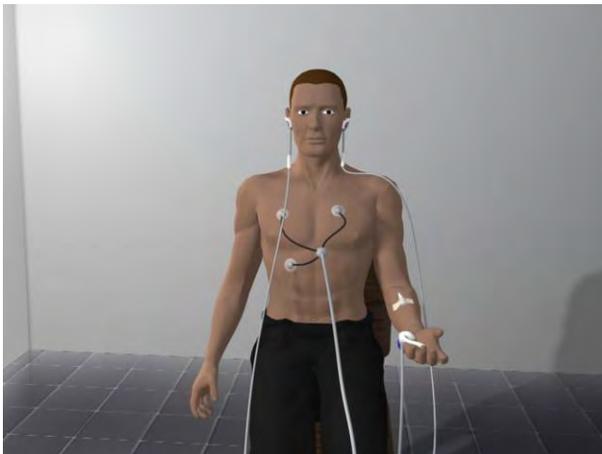


Figura 111. Triangulación con las puntas cardíacas

## 7.5 IMAGEN GRÁFICA DEL EQUIPO.

Para generar un factor de recordación del equipo y una identidad de la propuesta de diseño, se crea un nombre y logotipo que reúna las cualidades del objeto y lo identifique como un dispositivo de retroalimentación biológica, consiguiendo una fácil lectura y asociación formal con el producto, usando conceptos aplicados para el diseño de este.

Se crean alternativas de nombre basados en características del objeto:

- Sensores
- Captura ( señales)
- Bioingeniería
- Diseño Industrial
- Desempeño ( en la captura de la señal)
- Unidad (de los componentes)

El objetivo de la imagen grafica del equipo no es el de generar un nivel de recordación del objeto, como parte de un producto que entra a competir al mercado de equipos Médicos, sino, reflejar al Diseño Industrial como un valor propio en el desarrollo de proyectos interdisciplinarios al interior de nuestra Universidad.

Se desarrollaron alternativas de nombres para el producto teniendo diferentes combinaciones de las palabras clave, buscando cualidades como: sonoridad, fácil recordación, asociación con el nombre del *software*, que reflejaran el trabajo interdisciplinario.

Después de hacer el análisis se escogió la siguiente combinación de palabras para el diseño de la imagen gráfica.

- Las iniciales **BFB** (*Biofeedback*) situando al objeto en un campo específico de acción en los diferentes equipos médicos.
- La combinación de nombres **CAPBIO** reflejando el objetivo de los sensores en la captura de señales biológicas y asociándolo con el nombre del *software* RECONOBIO.
- La frase **Diseño y Bioingeniería** describiendo la aplicación del Diseño Industrial en forma conjunta con otras disciplinas para el desarrollo del producto.

En el diseño se contemplaron factores como similitud de formas con el equipo, manejo de color y sección áurea<sup>33</sup> entre cada uno de sus componentes, creando el nombre y logotipo en dos versiones de color dependiendo de su uso en papelería y en la superficie del objeto.

**CAPBIO** BFB  
DISEÑO Y BIOINGENIERÍA

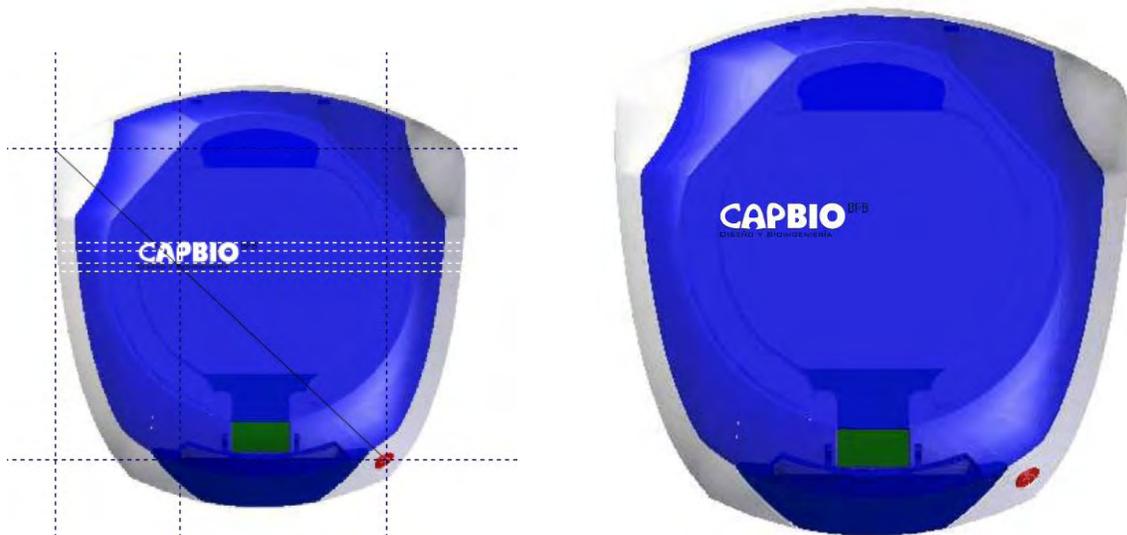


Figura 112. Diseño, proporción y ubicación de la imagen representativa del equipo.

<sup>33</sup> Proporción que se obtiene al dividir un segmento en dos partes de manera que el cociente entre la longitud del segmento mayor y la longitud del segmento inicial es igual al cociente entre la longitud del segmento menor y la del segmento mayor.

## 7.6 ANÁLISIS DE MATERIALES

El material es un aspecto fundamental en la configuración del producto y su elección se hace con los requerimientos técnico - productivos haciendo énfasis en el factor de selección para el Modo de producción, que exige: el equipo será fabricado teniendo en cuenta que es único prototipo, pues cumple requerimientos específicos del laboratorio de NYC , y no requerimientos de un mercado.

Al estudiar las características del diseño se necesita un material con resistencia a la humedad y que no presente un factor de riesgo para el paciente ni para el circuito. Decidiendo usar un polímero y transformarlo bajo dos procesos productivos dependiendo de las diferencias formales de cada uno de los componentes del objeto.

El polímero seleccionado es el Polimetil metacrilato (símbolo ISO PMMA) ,Ver Anexo O. por su facilidad y versatilidad en la elaboración de prototipos, escogido por las siguientes características:

- Excelente aislante eléctrico , de gran resistencia mecánica y química
- fisiológicamente inerte (no causa reacciones alérgicas después de polimerizado)
- la percepción visual del material transmite limpieza la usarse láminas sin texturizado, que admiten ser maquinadas para eliminar aristas.
- Permite su transformación bajo procesos económicos para pequeños volúmenes de producción
- La tecnología en moldes para su transformación por termoformado y autopolimerización no representa grandes costos.
- maneja una gran variedad de colores y calibres en su presentación laminar y el proceso de auto polimerización admite la adición de pigmentos.
- Se pueden adherir redes de refuerzo y detalles estructurales.
- La tecnología requerida para su maquinado es de fácil acceso en la región.

Propiedades	Acrílico	PVC	Poliestireno	Policarbonato
Resistencia a la Intemperie	E	M	M	M
Resistencia al impacto	B	E	M	E
Color -Estabilidad	E	B	M	M
-Uniformidad	E	B	E	B
Formabilidad	E	B	E	M
Cementabilidad	E	B	E	M
Superficie	E	B	B	M
Tiempo de Ciclo	B	B	B	M
Resistencia al Cuarteado	B	B	B	M

Tabla 6 Comparación entre láminas plásticas

Fuente [www.paolini-sa.com](http://www.paolini-sa.com)

#### **Piezas en acrílico laminar.**

Para su conformación se usa acrílico laminar CRISTACRYL de 2.5 mm en tres colores: blanco opal ( ref: 10), Azul translucido (ref: 0610 ), azul oscuro (ref: 61 ) y verde (ref: 89 ) sin ningún tipo de texturizado y se aplica a piezas grandes y de espesor uniforme.

#### **Piezas acrílico auto polimerizable**

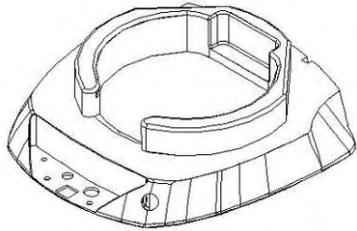
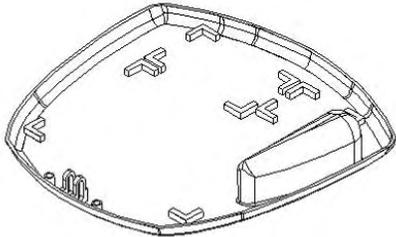
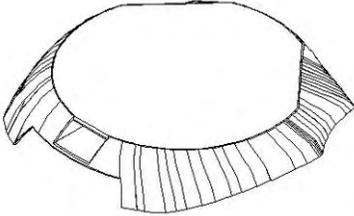
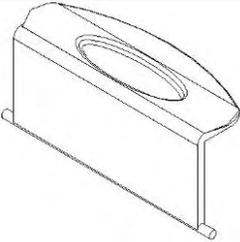
Formulación de polvo acrílico (polímetro) en mezcla con el monómero líquido ( metil – metacrilato) y el pigmento. Se usa para la fabricación de piezas en contacto directo con el paciente.

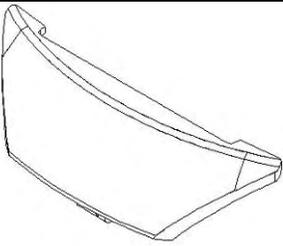
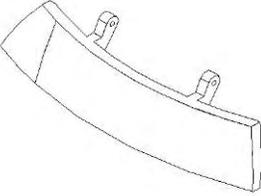
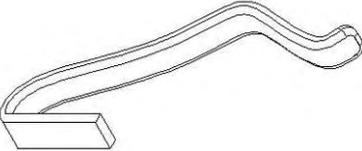
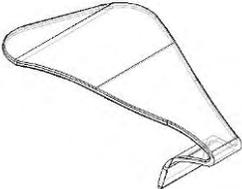
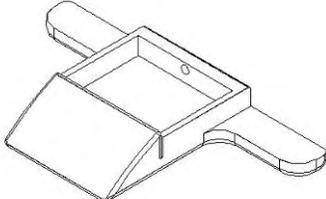
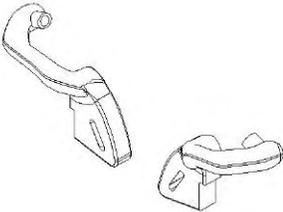
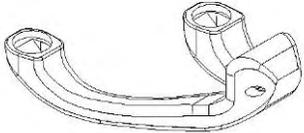
#### **Piezas en resina poliéster.**

Formulación con resina poliéster semi-rígida, estireno monómero, naftenato de cobalto, Mek peroxido y pigmentos. Empleada en las conexiones del equipo.

### Piezas en polietileno.

Se utiliza en la fabricación del elemento protector del termistor (EPT) , con láminas de 0.3 mm, obteniendo la flexibilidad requerida para su introducción al conducto auditivo externo y el despliegue del mecanismo en el posicionamiento del termistor.

MATERIAL	NOMBRES	VISTA ISO
Acrílico laminar	Chasis	
Acrílico laminar	Soporte	
Acrílico laminar	Tapa superior	
Acrílico laminar	Tapa interior	

Acrílico laminar	Tapa frontal	
Acrílico laminar	Tapa frontal superior	
Acrílico laminar	Brazo flexible TEMP CAE	
Acrílico laminar	Brazo flexible porta termistor GSR	
Acrílico laminar	Pulsador	
Acrílico auto-polimerizadle	TEMP CAE derecho e izquierdo	
Acrílico auto-polimerizadle	Brazo rígido GRS	

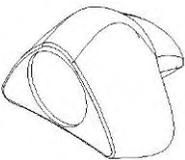
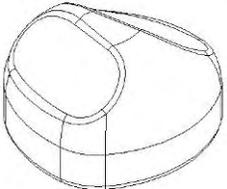
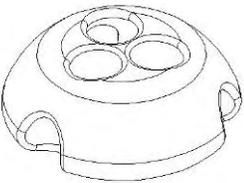
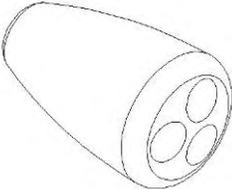
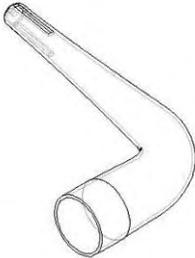
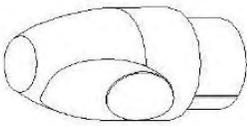
Acrílico auto-polimerizable	Porta termistor TEMP plano	
Acrílico auto-polimerizable	Puntas cardiacas	
Resina poliéster	Unificador 2 cables ECG	
Resina poliéster	Unificador 1 cables ECG	
polietileno	Elemento Protector del Termistor (EPT)	
Resina poliéster	Conexiones: TEMP DER, TEMP IZQ, GSR, ECG.	

Tabla 7. Piezas y materiales

## 7.7 PROCESO DE FABRICACIÓN.

La elección del medio de manufactura se hace en referencia a las tecnologías para la transformación de los materiales plásticos. (Termoplásticos y termo fijos) Ver Anexo P. Escogiendo el proceso de termo formado por presión, que usa para su procedimiento moldes o formas en madera con maquinas de termo formado en caliente.

Para el termo formado primero se trazan plantillas con planos técnicos a escala 1:1 que se usan en el maquinado de moldes en madera, correspondientes cada una de las piezas a conformar, teniendo en cuenta las reducciones dimensionales necesarias para este proceso.



Figura 113. Moldes en madera

En la elaboración de las piezas restantes se producen moldes en yeso piedra para realizar procesos de colado en frío de resina poliéster, y formación de capas de acrílico auto curable.

Los moldes de yeso se hacen usando modelos en madera y masilla epóxica a escala 1:1.

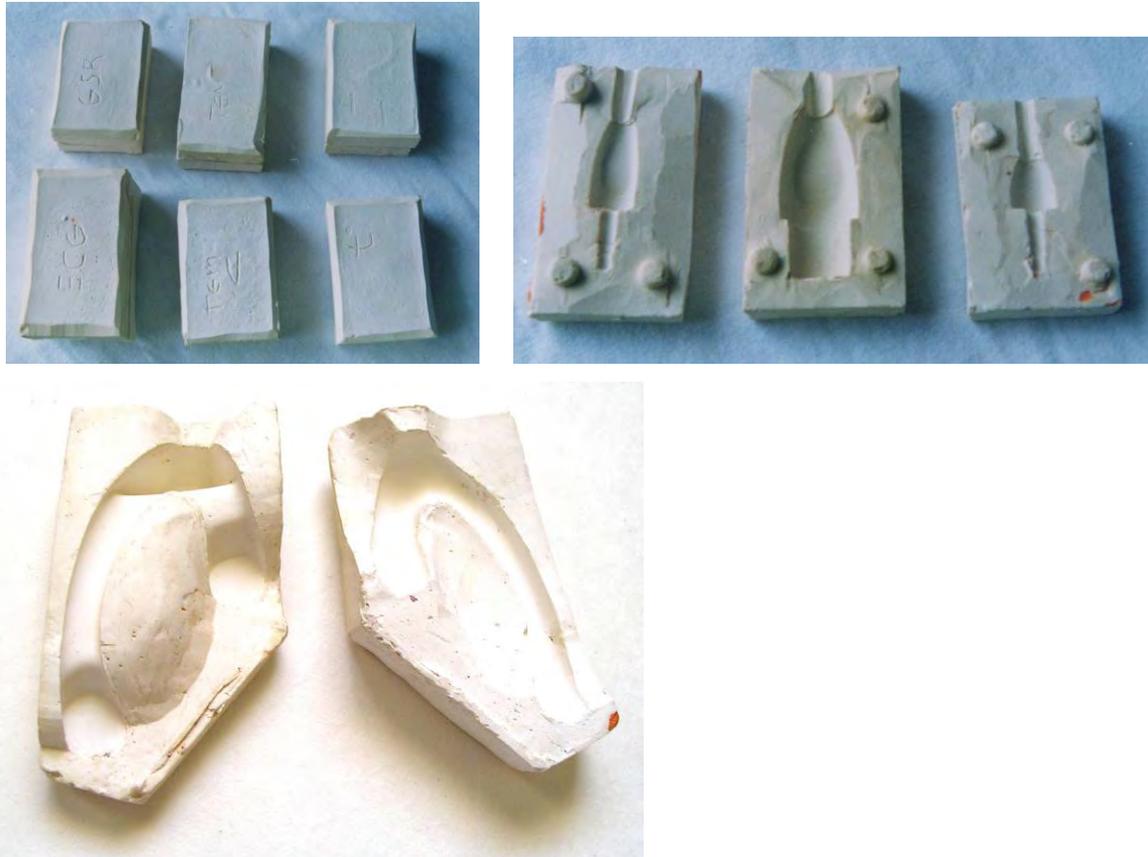


Figura 114. Moldes en yeso.

### **Termoformado.**

El termoformado de la lámina de acrílico es uno de los procesos más simples y generalizados para su transformación. Es un material termoplástico que cuando se calienta a temperaturas y tiempos adecuados se ablanda y puede adoptar diferentes formas. Al enfriarse recobra su rigidez y conserva la forma que se le ha dado. Los costos de equipos y moldes son relativamente bajos y se pueden

obtener formas bidimensionales y tridimensionales por medio de una amplia variedad de procesos productivos.

El proceso es muy similar al de blister usado para la fabricación del EPT. pero en este caso se usa un material más grueso y en ocasiones no transparente, usándolo Para materiales de hasta 6mm de espesor. Los métodos de formado pueden clasificarse en tres categorías básicas:

- termoformado al vacío
- termoformado a Presión
- termoformado mecánico

Sin embargo ninguno de estos procesos son habituales en Bucaramanga, al generalizarse el termo formado por inyección de aire para la formación de domos y el termo formado por “apisonado” para obtener formas diferentes a burbujas.

El proceso de apisonado es muy similar al de termoformado mecánico, con la diferencia que el contra molde, no es el negativo de la pieza a conformar, sino una lámina de madera o metal con el recorte del perfil de la pieza.



Figura 115. Moldes para la fabricación de las piezas por apisonado.



Figura 116. Piezas termoformadas.

### **Aplicación de acrílico autopolimerizable.**

Acrílico o Resina Autocurable es una Mezcla de Metacrilato de metilo (monómero) con un polímero. La polimerización se efectúa por una activación química de una amina terciaria dimetil-p-toloidina  $[\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2]$  al mezclarse con el peróxido de benzoilo a temperatura ambiente.

El método empleado, consiste en mezclar el polímero que se suministra en forma de polvo espolvoreando sobre el molde y agregando sobre él con un gotero el metacrilato de metilo líquido (monómero). El monómero plastifica el polímero

confiriéndole una consistencia viscosa que en sus comienzos permite moldearlo fácilmente dentro del molde . Repitiendo el espolvoreado y goteo cuantas veces es necesario para darle una mayor resistencia a la pieza.

Como resultado final se obtiene una base de resina sólida y homogénea aplicable en formas orgánicas, para la fabricación de partes rígidas y huecas.



Figura 117. Formación de capas con acrílico auto curable

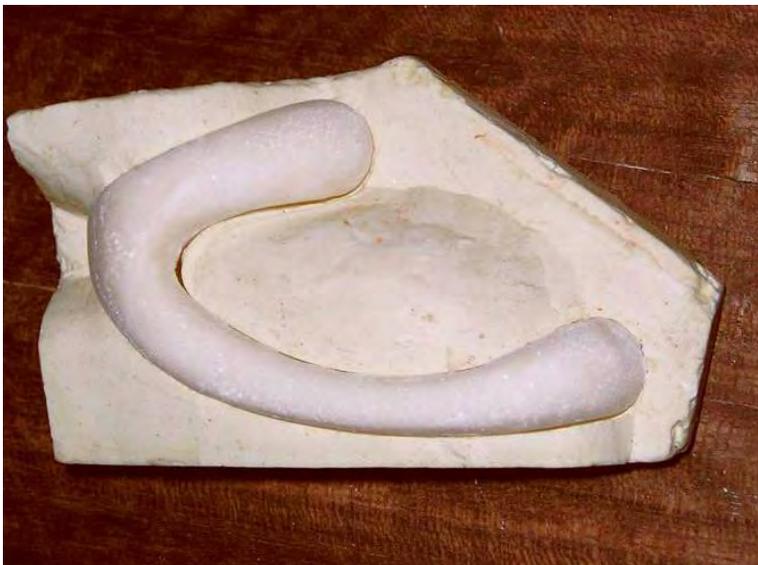


Figura 118. Pieza en acrílico autopolimerizable

### **Colado en frío de resina poliéster.**

Se mezcla la resina con el estireno para concederle mayor fluidez y permitir un mejor copiado de la pieza; se preacelera con cobalto al 1%, adicionando también el pigmento al 5%. En un recipiente a parte se cataliza con MEK peroxido al 1.5%, se incorporan los componentes y se vierte en el molde inmediatamente.



Figura 119. Conexiones en resina poliéster

### **7.8 COSTOS DE FABRICACIÓN DEL PRODUCTO DISEÑADO.**

El alcance del proyecto está contemplado para la entrega del equipo diseñado al laboratorio de Neurociencias Y Comportamiento de la facultad de Salud UIS; entregando un balance de la fabricación del producto, donde se incluyen los costos de modelos funcionales y modelos de volumen que fueron necesarios para la evolución del diseño. También se exponen los costos para la fabricación del prototipo.

### 7.8.1 Costos de elaboración de modelos.

Los modelos de volumen se fabricaron en poliuretano espumado y balsa que admiten un fácil tallado y la aplicación de masillas para obtener un buen acabado. Los modelos funcionales se hicieron en masilla epóxica, para el moldeo de formas orgánicas, proporcionando una óptima resistencia para las pruebas y usando acrílico en láminas para las partes flexibles.

elemento	material	elaboración	acabados	Costo unitario
Equipo "carcasa"	30.000	40.000	10.000	80.000
Puntas cardiacas	15.000	15.000	10.000	40.000
Porta electrodo GSR	5.000	5.000	2.000	12.000
Porta termistores TEMP	21.000	30.000	10.000	61.000
conexiones	3.000	6.000	2.000	11.000
TOTAL				204.000

Tabla 8. Costos de elaboración de modelos

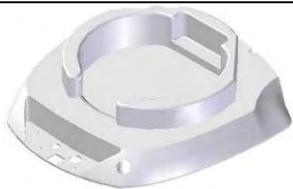
Valores en pesos

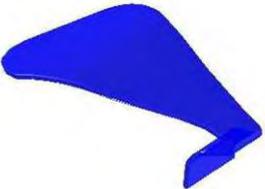
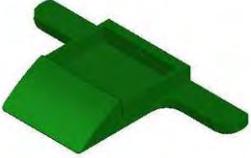
### 7.8.2 Costos del prototipo

Los moldes para las partes de la carcasa se realizan en cedro, resistiendo el proceso de termoformado para pequeñas cantidades.

Los moldes de las piezas realizadas en resina poliéster y acrílico autopolimerizable son en yeso piedra. Y en la pieza llamada EPT (elemento protector del termistor) los moldes son hechos en resina poliéster.

Los costos incluyen la elaboración de planos para cada una de las piezas y las plantillas para los moldes, adicionándose estos al precio de los moldes.

NOMBRE	VISTA ISO	COSTOS		COSTO UNITARIO
Chasis		MATERIAL:	40.000	150.000
		MOLDES:	50.000	
		PROCESO:	45.000	
		ACABADOS:	15.000	
Soporte		MATERIAL:	40.000	114.000
		MOLDES:	22.000	
		PROCESO:	45.000	
		ACABADOS:	7.000	
Tapa superior		MATERIAL:	40.000	133.000
		MOLDES:	40.000	
		PROCESO:	45.000	
		ACABADOS:	8.000	
Tapa interior		MATERIAL:	3.000	10.500
		MOLDES:	2.500	
		PROCESO:	4.000	
		ACABADOS:	1.000	
Tapa frontal		MATERIAL:	10.000	36.000
		MOLDES:	6.000	
		PROCESO:	15.000	
		ACABADOS:	5.000	
Tapa frontal superior		MATERIAL:	8.000	26.000
		MOLDES:	4.000	
		PROCESO:	10.000	
		ACABADOS:	4.000	

Brazo flexible TEMP CAE		MATERIAL: 1.000 MOLDES: 2.000 PROCESO: 3.000 ACABADOS: 1.000	7.000
Brazo flexible porta termistor GSR		MATERIAL: 6.000 MOLDES: 16.000 PROCESO: 5.000 ACABADOS: 1.500	28.500
Pulsador		MATERIAL: 7.000 MOLDES: 10.000 PROCESO: 7.000 ACABADOS: 3.000	27.000
TEMP CAE derecho e izquierdo		MATERIAL: 7.000 MOLDES: 15.000 PROCESO: 14.000 ACABADOS: 5.000	41.000
Brazo rígido GRS		MATERIAL: 15.000 MOLDES: 24.000 PROCESO: 28.000 ACABADOS: 8.000	75.000
Porta termistor TEMP plano		MATERIAL: 3.000 MOLDES: 10.000 PROCESO: 5.000 ACABADOS: 1.000	19.000
Puntas cardiacas		MATERIAL: 9.000 MOLDES: 10.000 PROCESO: 15.000 ACABADOS: 3.000	37.000

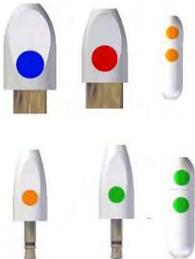
Unificador 2 cables ECG		MATERIAL: 4.000 MOLDES: 10.000 PROCESO: 11.000 ACABADOS: 2.000	27.000
Unificador 1 cables ECG		MATERIAL: 4.000 MOLDES: 10.000 PROCESO: 8.000 ACABADOS: 2.000	24.000
Elemento Protector del Termistor (EPT)		MATERIAL: 1.000 MOLDES: 3.000 PROCESO: 2.000 ACABADOS: 0.200	6.200
Conexiones: TEMP DER, TEMP IZQ, GSR, ECG.		MATERIAL: 11.000 MOLDES: 60.000 PROCESO: 30.000 ACABADOS: 12.000	113.000
Cables TEMP DER, TEMP IZQ, GSR, ECG.		MATERIAL: 18.000 PROCESO: 20.000 ACABADOS: 3.000	41.000
<b>TOTAL.</b>			914.700

Tabla 9. Costos fabricación del prototipo

Valores en pesos.

## 8 CONCLUSIONES

- La principal conclusión del presente trabajo está relacionada con el cumplimiento de los objetivos general y específicos, con el diseño formal de un producto práctico para la medición de variables fisiológicas como herramienta para el desarrollo de tareas académicas e investigativas del laboratorio de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB.
- De acuerdo con lo expuesto en el análisis ergonómico se logró reducir el estrés postural en el paciente
- Según lo expuesto en la sección 7.34 y en el análisis ergonómico del paciente; se facilita la captura de la señal de temperatura corporal en el conducto auditivo externo.
- Con el diseño del porta electrodo GSR, expuesto en el análisis ergonómico, se asegura que la medida obtenida en la señal no obedece a un factor físico externo en el punto de la medición.
- En el desarrollo del análisis del estado actual se establece que Existen muy pocos elementos para la adaptación de sensores en seres humanos, elaborados bajo un proceso de diseño, y por lo general obedecen a aplicaciones realizadas sin ningún tipo de estudio ergonómico.
- La labor desarrollada con el Grupo de Neurociencias Y Comportamiento UIS-UPB como ente investigativo, ha generado un proceso de trabajo

transdisciplinar, lo cual ha permitido el establecimiento de la ejecución de proyectos con otros campos del saber, en este caso con la aplicación del diseño industrial en el campo médico-investigativo, con la participación activa de estudiantes y profesionales

- La integración conceptual entre expertos de diversas áreas contribuyo en forma significativa para la realización del presente proyecto, además que condujo a crear un espacio para la aplicación del diseño en la solución de problemas especiales e importantes de interés biológico o biomédico.

## 9 BIBLIOGRAFÍA

Anatomía de Gray's. Editorial Harcovot Brace de España S.A. edición 38<sup>o</sup> .tomo II Madrid . Editores Laurena H. Bannister, Martin M. Berry, Patricia Collino, Mary Dyson, Julian E. Dussek, Mark W. J. Ferguson. 1998

ARENAL FLORENTINO, Alonso. Aspectos de la Organización y Condiciones de Trabajo en la Prevención de Riesgos Laborales. Revista Actualidad Laboral. Legis, 1987.

BELOL, Marcelo; DE VECCHI MACHADO, Lara y TOMAZ. Carlos. Tympanic temperature as a indicator of asymmetrical brain activity: a study using stress induced by Stroop test and its correlations with cardiovascular parameters. UnB. Neurobiologia Volume 66 N°1-4. 2003

CARR, SHEPHERD. Fisioterapia en los Trastornos Cerebrales. Editorial Médica Panamericana. 1986, Pp 42.

CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005

DAVID H., Furse. M. R. , Burcham. R. L. , Rose y R. W. , Oliver. pp 16-20 Leveraging the value of customer satisfaction information. En Journal of health care marketing. 14 . 1994.

DECOULX y RAZEMON. Traumatología clínica. 2<sup>o</sup> edición Toray-Masson S.A Barcelona España.

F. Legent, C. Vandenbrouck , L. Perlemuter. CAHIERS D'ANATOMIE O.R.L.MASSON & CIE.

Fisiología Humana. Principios básicos. Publicaciones UIS. 2005

GANONG, William F. Fisiología Médica. Editorial El Manual Moderno. 18ª Edición. 2002

GIANNI B. PESAN CACCHI F. moldes y máquinas para la transformación de plásticos tomo 1 editorial Mc Graw Hill

GILLO Dorfes. El Diseño Industrial y su estética. Editorial Labor S.A.

GRABOWSKI, Sandra y TORTORA, Gerard. Anatomía y fisiología. Editorial Oxford. 9ª Edición. 2002

Guyton Arthor . Hall John . Fisiología y fisiopatología. Mc Graw Hill interamericana 6ª edición.

HALL, John E. y GUYTON, Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. Editorial Mc Graw Hill Interamericana 9ª Edición. 1997

J. Scout Armstrong, Prediction of Consumer Behavior by Experts and Novices, en Journal of consumer research 18 .September de 1991: pp 251-56.

JAIMES, Ernest . CORMICK, Mc. Ergonomía , editorial GG Diseño , Pp 408.

K MALHORTRA, Karesh. Investigación de mercados un enfoque práctico. Ed. Hispanoamericana 2º edición.

LAURELL y MÁRQUEZ. Procesos Laborales y Patrones de Desgaste. EN: El Desgaste Obrero en México. ERA, 1994.

LONG, C; LAWTON, E. B. Funcional Significance of Spinal Cord and Lesion Level. Arch Phys Med Rehabil. 1975.

PANERO, Julios. Dimensiones Humanas en los espacios interiores. Editorial Gustavo Pili. México, 1983.

RODRÍGUEZ, Gerardo. Manual de diseño industrial. Ediciones G. Gilli, S.A. de C.V., Mexico , 3ª edición

STANLEY W. JACOB , CLARINE ASHWORTH F. Anatomía y fisiología humana . Editorial Interamericana. 3º edición.

VELÁSQUEZ, Francisco. MINAYA, Gilberto. NIÑO, José. RUIZ, Manuel. Manual de ergonomía. Fundación MAPFRE. Editorial Mapfre. Madrid. 1994.

VOSS, IONTA, MYERS. Valoración y Programa Terapéutico. EN: Facilitación Neuromuscular Propioceptiva. Editorial Médica Panamericana. Tercera Edición. 1996. Cap 5, Pp445-447.

## Anexo A. Ponderación de Requerimientos

Los requerimientos de diseño se ponderaron con una escala teniendo en cuenta el grado de importancia o incidencia sobre el desarrollo del diseño.

Fueron asignados los números 1, 2,3 representando menor, media y alta importancia respectivamente.

La asignación del código a cada parámetro o requerimiento se basa en un análisis comparativo de estos según sus características y su aporte en la solución del problema.

### REQUERIMIENTOS DE USO

Se refieren a la interacción directa entre el producto y el usuario.

- Facilita la medición: hace referencia a la facilidad de manejo del producto por parte del especialista, el índice de importancia asignado es tres (3) ya que es uno de los objetivos específicos de este proyecto.
- Comodidad: adecuada interacción del producto con el paciente que es analizado, el índice de importancia asignado es tres (3) ya que es uno de los objetivos específicos de este proyecto
- Disminución de riesgo físico: este factor se ve evidenciado en las partes que tienen contacto directo con el paciente y su importancia radica en evitar que el producto o uno de sus componentes lleguen a afectar de alguna forma al paciente durante la realización de la prueba. código de importancia es tres (3)
- Transportación: fácil cambio de ubicación del producto, índice de importancia uno (1), ya que el objeto permanece la mayoría del tiempo en el laboratorio sin que sea cambiada la ubicación dentro de este y con poca frecuencia es trasladado a otras entidades para la realización de pruebas.

- Mantenimiento y reparación: facilita los cuidados que el usuario debe tener con el objeto asociado a operaciones de limpieza y mantenimiento de elementos integrales del circuito o los electrodos. Índice de importancia uno (1).
- Antropometría: adecuada relación dimensional entre el producto y el usuario. Índice de importancia dos (2)

## REQUERIMIENTOS FUNCIONALES ESTRUCTURALES

- Baja complejidad: relacionada con el número de componentes o pares necesarias para la solución del problema, evitando la manufactura de elementos innecesarios, ponderación uno (1), ya que este elemento no tiene una incidencia directa sobre la solución del problema, sino es una regulación al proceso productivo de los componentes.
- Menor tamaño: la búsqueda por parte de los usuarios en este tipo de tecnologías (equipos de retroalimentación biológica) y en general hacia la tecnología electrónica, de equipos cada vez más livianos y compactos, hace que la importancia de ese requerimiento sea tres (3) pues esto aumenta el grado de aceptación del objeto por parte de los usuarios.
- Versatilidad: posibilidad que los componentes del objeto se puedan adaptar a otro tipo de entorno (laboratorio o prueba), importancia dos (2), ya que el objeto se desempeñara en el contexto especificado y la posibilidad de un cambio en este no es evidente aunque no se descarta.
- Estabilidad: capacidad de mantener una posición estática con respecto al paciente que es analizado, este requerimiento regula principalmente a los porta electrodos y el porta termistor. Índice tres (3), ya que si no se logra la estabilidad no hay una realización eficiente de la medición.
- Confiabilidad: grado de confianza producido por la alternativa para el cumplimiento de su función. Índice de importancia dos (2).

- Resistencia: los esfuerzos a soportar por el producto , sean estos de compresión , tensión o al choque, índice de importancia dos (2)
- Desempeño: capacidad de la alternativa de resistir condiciones extremas en su uso sin que se afecte su funcionamiento. índice de importancia tres (3)

## REQUERIMIENTOS TÉCNICO PRODUCTIVOS

- Tecnología requerida: que pueda ser elaborado con procesos productivos prestados a nivel local. índice dos (2).
- Materiales: se dará mayor índice de importancia a la alternativa que requiera la menor diversidad de materiales necesarios para su fabricación. Importancia tres (3) ya que reduce la variedad de procesos productivos y costos.
- Prefabricación: la inclusión en el concepto de diseño por producir de elementos semitransformados adquiribles en ciertos mercados para agilizar y simplificar la producción. Grado de importancia (1)
- Facilidad de fabricación: se asignara mayor puntuación a la alternativa que permita una fácil identificación del proceso productivo requerido para su fabricación, buscando enmarcarlo dentro de la tecnología local. Índice de importancia dos (2)

## REQUERIMIENTOS FORMALES

- Unidad: la cualidad en la forma de un producto que hace que las personas les agrade instintivamente, lo cual se logra fundamentalmente a través de otros factores.<sup>34</sup> Índice de importancia tres (3)

---

<sup>34</sup> RODRÍGUEZ, Gerardo. Manual de diseño industrial ediciones G. Gilli, S.A. de C.V., Mexico , 3ª edición

- Superficie: la percepción de un producto que por la imagen de su carcasa o cubierta tendrá en el usuario, relacionado sobre todo con los conceptos de color y textura <sup>34</sup>. Índice de importancia dos (2)
- Familiaridad formal: relación entre la forma dada a la alternativa y otra existente con un uso similar al propuesto. Índice de importancia uno (1)

## Anexo B. Investigación Exploratoria

Como su nombre lo indica, el objetivo de la investigación exploratoria es examinar o buscar a través del problema o situación para dar una mejor idea o comprensión del mismo, la investigación exploratoria puede ser usada para cualquiera de los siguientes propósitos:

- Formular un problema o definirlo de manera más precisa
- Identificar cursos alternativos de acción
- Desarrollar hipótesis
- Aislar variables y relaciones clave para un análisis posterior<sup>35</sup>
- Ganar comprensión para desarrollar un enfoque del problema
- Establecer prioridades para una investigación posterior

En general, la investigación exploratoria es significativa en cualquier situación donde no se tenga suficiente conocimiento de cómo continuar con el proyecto. La investigación exploratoria se caracteriza por la flexibilidad y la versatilidad de sus métodos por que no se emplean los protocolos y procedimientos de la investigación formal. No es frecuente que se incluyan cuestionarios estructurados, grandes muestras. En lugar de esto, los investigadores son alertados por nuevas ideas y conocimientos que surgen conforme avanzan. Una vez se descubre una idea o conocimiento nuevo, pueden modificar la exploración hacia esa dirección, hasta que sus posibilidades se agoten o encontrar otra más adecuada. Por tanto, y la del investigador juegan un papel importante. Con todo, las habilidades que se tengan no son los únicos aspectos que determinan una buena investigación exploratoria.

- Análisis con los expertos
- Estudios piloto

---

<sup>35</sup> DAVID H., Furse. M. R. , Burcham. R. L. , Rose y R. W. , Oliver. pp 16-20 *Leveraging the value of customer satisfaction information. En Journal of health care marketing. 14 . 1994.*

- Análisis de datos secundarios
- Investigación cualitativa.

## ENTREVISTA CON LOS EXPERTOS

Las entrevistas con expertos y personas que conozcan el tema, pueden ayudar a formular el problema de investigación <sup>36</sup>. Estos expertos pueden encontrarse dentro o fuera de la empresa. Por lo general, la información de los expertos se obtiene de entrevistas personales no estructuradas, sin que se aplique un cuestionario formal. Sin embargo, resulta de gran utilidad preparar una lista de temas que deben cubrirse durante la entrevista. El orden en que los temas serán cubiertos y las preguntas que se hará no está predeterminado. En lugar de ello, podrán decidirse conforme la entrevista progresa, lo que permite una gran flexibilidad para captar los conocimientos de los expertos. El propósito de la entrevista es ayudar a definir el problema de investigación, más que a desarrollar una solución concluyente.

Dos dificultades pueden surgir cuando se busca consejo de un experto:

- Algunos individuos pretenden ser conocedores y están deseosos de participar en realidad pueden carecer de conocimientos
- Pueden ser difíciles de localizar y obtener la ayuda de expertos que estén fuera de la organización del cliente.

Este método también es útil en las situaciones en las que existe poca información disponible en otras fuentes. <sup>37</sup>

---

<sup>36</sup> J. Scout Armstrong, Prediction of Consumer Behavior by Experts and Novices, en Journal of consumer research 18 ( Septiembre de 1991): pp 251-56.

<sup>37</sup> K MALHORTA, Karesh. Investigación de mercados un enfoque práctico. Ed. Hispanoamericana 2° edición.

## Anexo C. Pabellón Auricular

El oído externo comprende la oreja, el pabellón auricular y el conducto auditivo externo CAE. La oreja se proyecta desde el lado de la cabeza para recoger las ondas sonoras, y el conducto transmite las vibraciones desde el extremo externo del pabellón auricular hasta la membrana timpánica, estas estructuras no actúan meramente como una simple trompetilla auditiva, puesto que son las primeras de una serie de moduladores del estímulo del aparato auditivo.

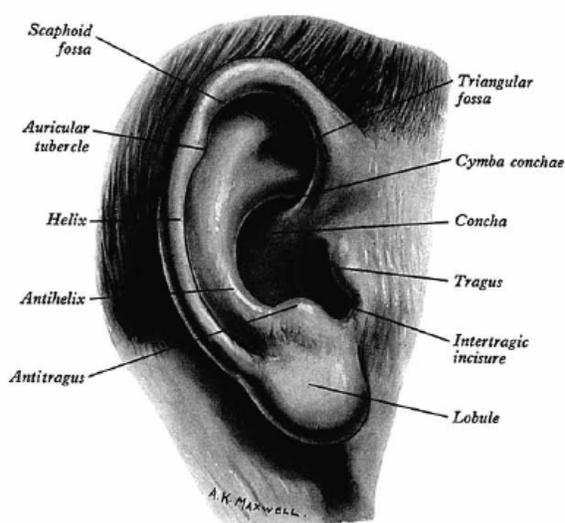


Figura oreja derecha pabellón auricular

La superficie externa del pabellón auricular es irregularmente cóncava, está orientada ligeramente hacia delante y presenta numerosas prominencias y depresiones. Su margen prominente o helix presenta en su parte posterosuperior un pequeño tubérculo auricular (tubérculo de Darwin). Otra prominencia curva, paralela y anterior a la parte posterior de la helix es la antihelix, que se divide por encima en dos raíces, que flanquean una depresión denominada fosa triangular. La depresión curva situada entre el helix y la antihelix es la fosa escafoidea. El antihelix rodea en círculo la profunda y espaciosa concha de la oreja, que está incompletamente dividida por la raíz de la helix.

El área de la concha situada por encima de la raíz del helix , la fosa superior de la concha, cubre el triángulo suprameatal del hueso temporal, que puede describirse a su través y en cuya profundidad está el antro mastoideo. Bajo las raíz del helix y delante de la concha hay una pequeña eminencia curvada, el trago, que se proyecta hacia atrás, superponiéndose en parte al orificio del conducto. En frente del trago, y separado de él por la incisura intertrágica, existe un pequeño tubérculo el antitrago.

Debajo del antitrago está el lóbulo, que es blando y está constituido por tejido fibroso y adiposo, a diferencia del resto del pabellón, constituido por un firme cartílago elástico. La superficie craneal de la oreja presenta elevaciones que corresponden a las depresiones de su superficie externa. Según la cual se denominan (p.ej., eminencia de la concha, eminencia de la fosa triangular, etc.) Aunque actúan principalmente como << trompetas>> que recogen las ondas sonoras, las orejas, por su asimetría y sus variaciones de espesor, introducen probablemente vías de retraso variables en la transmisión del sonido, que pueden ser importantes en la localización vía auricular eficaz de las fuentes del sonido, ( y también en la monoauricular menos precisa).

Estructuralmente, la oreja es una placa delgada de fibrocartílago elástico cubierta por piel y conectada a las partes vecinas por ligamentos y músculos.

## CARTÍLAGO AURICULAR

Es una sola pieza de fibrocartílago elástico, y su superficie muestra las eminencias y depresiones anteriormente descritas. Falta el lóbulo y es escaso entre el trago y la raíz de la helix, estando este espacio ocupado por tejido fibroso denso. Por delante, donde el helix se incurva hacia arriba, existe una pequeña proyección cartilaginosa denominada espina del helix.

**Ligamentos de la oreja:** forman dos grupos

- Extrínsecos: que unan la oreja al hueso temporal
- Intrínsecos: que interconectan varias partes del cartílago

Hay dos ligamentos extrínsecos anterior y posterior: el anterior , que se extiende desde el trago y las espina de la helix a la raíz de la apófisis cigomática del hueso temporal , y el posterior, que va desde la superficie posterior de la concha a la superficie externa de la apófisis mastoides . Los principales ligamentos intrínsecos son:

- Una fuerte banda fibrosa desde el trago al helix, que completa el conducto auditivo por delante y forma parte del límite de la concha.
- Una banda entre el antihelix y la cola de la helix

También existen bandas menos destacadas en la cara craneal de la oreja.

### **Músculos auriculares:**

Son dos grupos de músculos: el extrínseco, que une la oreja al cráneo y cuero cabelludo y mueve la oreja como un todo; y el intrínseco, que une las diferentes partes de la oreja.

**Inervación:** los músculos auriculares anterior y superior son inervados por los ramos temporales del nervio facial, y el auricular posterior por el tramo auricular posterior del mismo nervio.

Los músculos el al cara externa la reciben los ramos temporales del facial, y los del la cara craneal del ramo auricular posterior del facial.

### **VASOS Y NERVIOS DE LA OREJA**

Las arterias son:



Venas. Corresponden a las arterias de la oreja. Las anastomosis arteriovenosas son numerosas en la piel de la oreja

Linfáticos: drenan hacia:

- Los ganglios linfáticos parotídeos , especialmente al ganglio situado delante del trago
- Los ganglios linfáticos cervicales profundos superiores
- Los ganglios linfáticos mastoideos.

### **Nervios sensitivos.**

- El nervio auricular mayor , que inerva la mayor parte de la superficie craneal y la parte posterior de la superficie externa( helix, antihelix, lóbulo)
- El nervio occipital menor , que inerva la parte superior de la superficie craneal
- El ramo auricular del vago , que inerva la concavidad de la concha y la parte posterior de la prominencia de la concha
- El nervio auriculotemporal del vago, que inerva el trago , la raíz del helix y la parte adyacente de la helix
- El nervio facial, que con el ramo auricular del vago inerva probablemente pequeñas áreas de ambas caras de la oreja ( en la depresión de su concha y la prominencia)

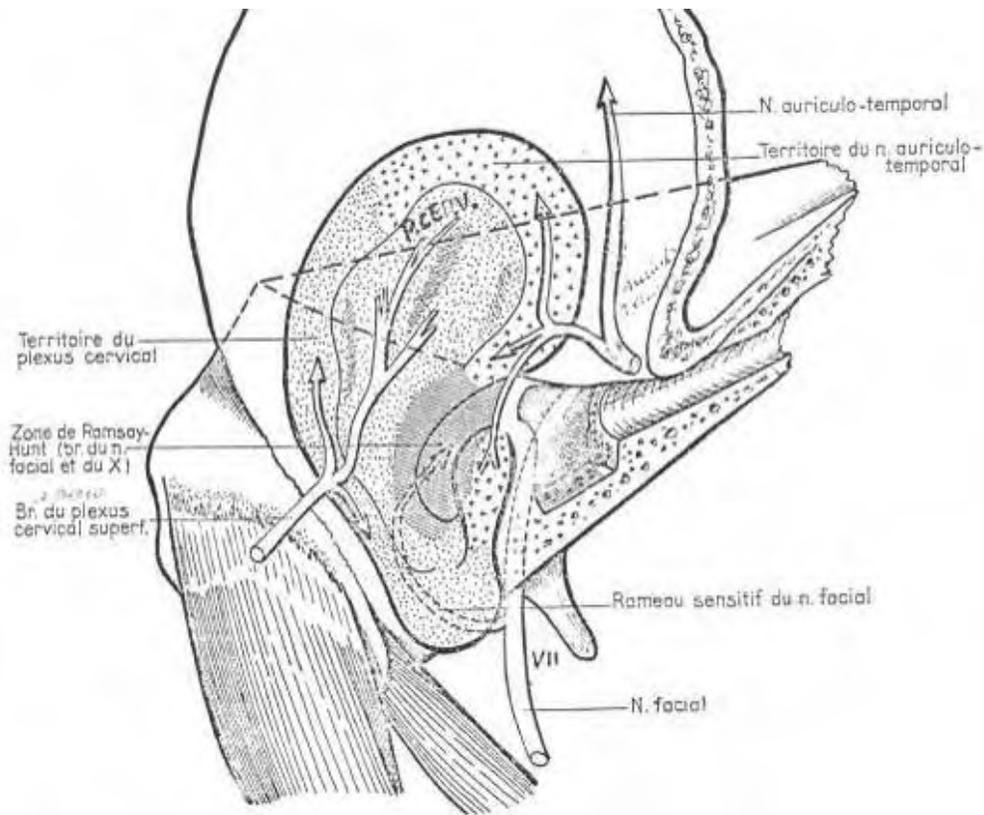


Figura inervación sensitiva de la oreja

Los detalles sobre la innervación cutánea por el nervio facial y la posibilidad que las fibras del facial lleguen al conducto auditivo externo y a la cavidad timpánica requieren mayor estudio.<sup>38 39</sup>

<sup>38</sup> Anatomía de Gray 38<sup>o</sup> ed. 1998 tomo II Editorial Harcovot Brace de españa S.A Madrid . Editores Laurena H. Bannister, Martin M. Berry, Patricia Collino, Mary Dyson, Julian E. Dussek, Mark W. J. Ferguson Pp 1367-1368

<sup>39</sup> CAHIERS D'ANATOMIE O.R.L. F. Legent , C. Vandenbrouck ( Ex-Chelf de clinique O.R.L. a la faculte de Medicine de Paris ) ; L. Perlemuter ( Interne des hospitaux de Paris assistanttache a la faculte). MASSON & CIE.

## Anexo D. Conducto Auditivo Externo

El conducto auditivo externo se extiende desde la concha a la membrana del tímpano figura tal .Su longitud, desde el fondo de la concha , es aproximadamente de 2,5 cm. , y desde el trago unos 4 cm. Tiene dos partes estructuralmente diferentes , el tercio estrecho . Que es *cartilaginosa*, y los dos tercios internos que son óseos .Forman una curva en forma de s , orientada al principio hacia adentro , hacia adelante y ligeramente hacia arriba (porción externa) , después en sentido posterointerno y ascendente ( porción media), y finalmente en dirección anterointerna y ligeramente descendente (porción interna). Es de sección oval, su diámetro máximo esta inclinado oblicuamente hacia atrás y hacia abajo en el orificio externo pero es casi horizontal en su extremo interno. Presenta dos constricciones, una cerca al extremo interno de su parte cartilaginosa, y otra en la parte ósea el istmo a unos 2 cm de la base de la concha.

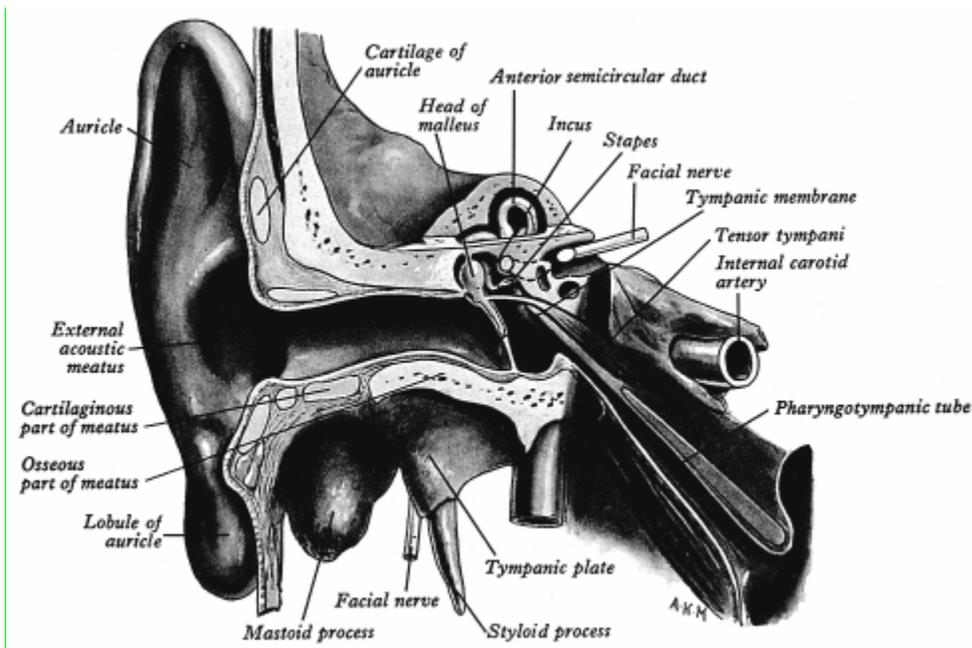


Figura región externa y media de la oreja derecha, aspecto anterior

La parte *cartilaginosa* mide unos 8 mm. de longitud: se continua con el cartílago auricular y se inserta mediante tejido fibroso en el contorno de la parte ósea .

La parte *ósea* mide unos 16 mm de longitud y es mas estrecha que la parte cartilaginosa

La piel de la oreja se continúa con la del conducto auditivo externo y cubre la superficie externa de la membrana timpánica.

### **Relaciones del conducto auditivo externo**

La apófisis articular de la mandíbula es anterior al conducto y está en parte separada de su parte cartilaginosa por una pequeña porción de la glándula parótida. Un golpe en el mentón puede hacer que el cóndilo fracture el conducto. Los movimientos de la mandíbula afectan al tamaño de la luz del conducto cartilaginoso. La fosa craneal media está situada encima del conducto óseo y las celdillas aéreas mastoideas están por detrás de él, separadas del conducto por una delgada capa de hueso. Su parte más profunda está situada debajo del ático de la cavidad timpánica y por delante y debajo del antro mastoideo. La lámina de hueso que lo separa de él sólo tiene 1-2 mm. de espesor y constituye el << abordaje transmeatal >> de la cirugía otológica.

**Arterias:** son la rama auricular posterior de carótida externa, la rama auricular profunda de la maxila y las ramas auriculares de las temporal superficial.

**Venas:** drenan hacia las venas yugular externa y maxilar y al plexo pterigoideo.

**Linfáticos:** drenan con los de la oreja

**Nervios:** derivan del ramo auriculotemporal del nervio maxilar inferior, que inerva las paredes anterior y superior del conducto, y del ramo auricular del vago, que inerva las paredes anteriores y posteriores.

La inervación del conducto, entre cuyas fuentes se incluye el vago, explican la aparición del reflejo de la tos y el estornudo cuando existen irrigación del conducto y los vómitos que pueden seguir a la irritación con jeringa del oído de los niños. También explica por qué ocasionalmente esta maniobra es capaz de inducir un fallo cardíaco en un anciano. La asociación de la otología con una odontalgia o con un carcinoma lingual se debe a la afección del ramo mandibular del trigémino, que inerva los dientes y la lengua además del conducto<sup>40</sup>

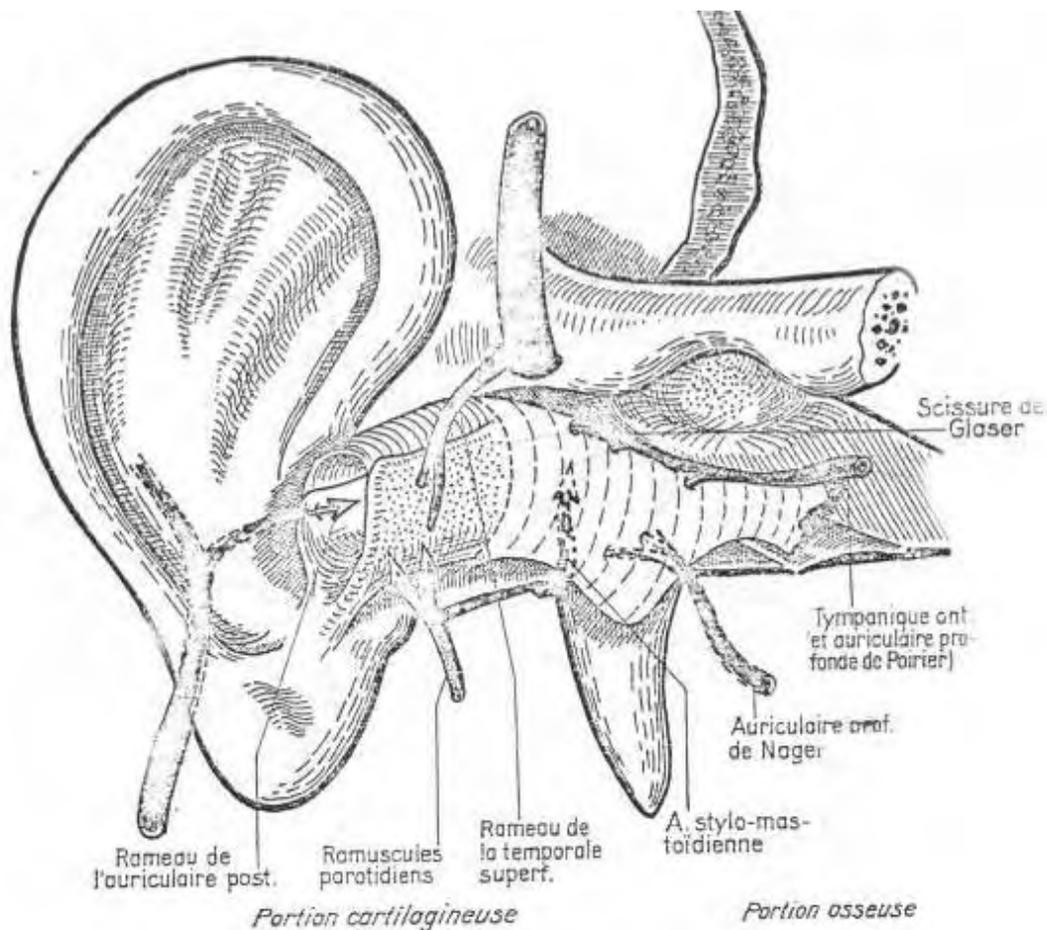


Figura arterias del conducto auditivo externo

<sup>40</sup> Anatomía de Gray 38<sup>o</sup> ed. 1998 tomo II Editorial Harcovot Brace de España S.A Madrid . Editores Laurena H. Bannister, Martin M. Berry, Patricia Collino, Mary Dyson, Julian E. Dussek, Mark W. J. Ferguson. Pp 1369-1370

## Anexo E. Leyes de Percepción

Las podemos usar para ayudar a percibir exactamente lo que queremos transmitir y para conseguir una respuesta adecuada a las condiciones del momento.

La teoría de Gestalt basado en los estudios de Rubin, demuestran que el tipo más fundamental de experiencia de forma, consiste en una figura que se destaca sobre el fondo, teniendo como principales características las siguientes:

1. la figura tiene carácter de cosa y el fondo de sustancia
2. la figura tiene forma y el fondo no , la figura procede del contorno que la delimita y el fondo parece extenderse por detrás de al figura
3. la figura tiene color de superficie el fondo no
4. la figura queda focalizada frente al fondo
5. dos estímulos se diferencian mas fácilmente si son figuras que sin si son fondos
6. las figuras conectan más fácilmente con significados, sentimientos y valores que los fondos.

La actuación de las leyes de percepción, que regulan la captación de información, se enmarcan en dos principios generales:

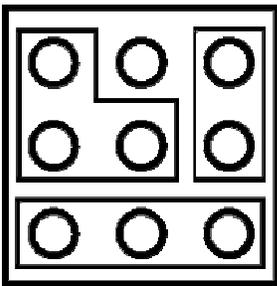
Redundancia y economía. La discriminación es necesaria para que se de la percepción; así, es mas fácil seguir la estructura del estímulo que presenta mejores señales para la discriminación, como también resulta mas fácil conseguir una información mas segura ordenando los elementos en grupos semejantes, al ser muy redundante y conseguir la información con poco esfuerzo de codificación (economía)<sup>41</sup>

---

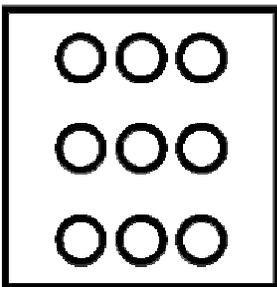
<sup>41</sup> VELÁSQUEZ, Francisco. MINAYA, Gilberto. NIÑO, José. RUIZ, Manuel. Manual de ergonomía. Fundación MAPFRE.

## Principios teoría de Gestalt

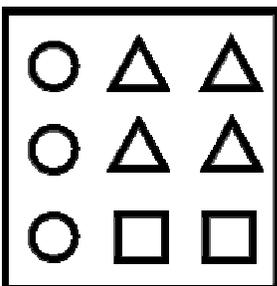
- Principio de agrupamiento, donde el mecanismo de percepción siempre trata de agrupar a los elementos de tal forma que adquiera el mayor significado posible.
- Principio de proximidad, donde los elementos de un arreglo se perciben con cierta pertenencia entre ellos.
- Principio de similaridad en base al color, forma o tamaño, donde se establece que los objetos similares se agruparán juntos<sup>42</sup>



Principio de agrupación  
Se tiende a ver cuatro grupos de controles y no nueve unidades separadas.



Principio de proximidad  
Se tiende a ver tres grupos de controles en forma horizontal y tres en forma vertical.



Principio de similaridad  
Se perciben tres grupos de controles formados por formas similares.

Figura leyes principios teoría de Gestalt

<sup>42</sup> MARTÍNEZ, Guillermo. Maestro en Ciencias en Ergonomía. Interacción Humano-Computadora. [WWW.ergoprojects.com](http://WWW.ergoprojects.com)

## Anexo F. Callosidades

Es clave dentro de la valoración Fisioterapéutica la revisión del órgano más grande e importante del ser humano: su piel. El objetivo de examinar el tejido tegumentario inicia con la inspección de los pliegues cutáneos y el tejido adyacente a las prominencias óseas, pues aunque en condiciones normales un paciente no presenta lesión dérmica, en una situación de agresión, trauma o enfermedad discapacitante física o mental, ésta puede verse seriamente afectada. Se debe tener en cuenta que las salientes óseas hacen susceptible la piel cuando se mantiene una presión constante sobre ellas, a partir por ejemplo, de una hemiplejía por un tiempo prolongado sin los cuidados respectivos de lubricación de la piel para prevenir las úlceras por decúbito<sup>43</sup>.

Tener en cuenta dentro de la valoración el análisis detallado del paciente no sólo consiste en establecer sus habilidades, deficiencias y potencialidades con exactitud, sino que además se requiere la pericia del examinador para tomar nota de la normalidad o anormalidad en las funciones vitales del sujeto y de la integridad de sus órganos, entre ellos, la piel. Es de aclarar, que las úlceras por decúbito o escaras no son las únicas lesiones evidentes ocasionadas por la inmovilización o por la presión de las prominencias óseas en un tiempo prolongado, pues de igual manera lo son las callosidades<sup>44, 45</sup>

En este sentido, se han encontrado que las callosidades no tienen su origen tanto en relación a periodos de inmovilización prolongados o mal manejados a causa de una enfermedad, sino más en correlación a una actividad monótona o repetitiva, la cual exige una adaptación del estrato celular de la piel, ante las condiciones en

---

<sup>43</sup> VOSS, IONTA, MYERS. Valoración y Programa Terapéutico. EN: Facilitación Neuromuscular Propioceptiva. Editorial Médica Panamericana. Tercera Edición. 1996. Cap 5, Pp445-447.

<sup>44</sup> CARR, SHEPHERD. Fisioterapia en los Trastornos Cerebrales. Editorial Médica Panamericana. 1986, Pp 42.

<sup>45</sup> LONG, C; LAWTON, E. B. Funcional Significance of Spinal Cord and Lesion Level. Arch Phys Med Rehabil. 1975.

que se ve expuesta para evitar lesionarse. En adición, se ha encontrado que existe una estrecha relación entre el lugar en que se presenta una callosidad de piel, y la localización de una prominencia ósea, lo que indica que una adaptación de los elementos de trabajo desde un punto de vista del diseño ergonómico, podría disminuir la presencia de dichas callosidades en los trabajadores<sup>46</sup>.

Este cambio a nivel dérmico, ha tomado importancia a nivel laboral por ocasionar alteración de la estructura normal de la piel, además de producir una variación en la sensibilidad superficial, condiciones que de una u otra manera afectan la salud del trabajador, que le puede generar una dificultad en la percepción de experiencias sensoriales<sup>47</sup>.

Artículo escrito por el Fisioterapeuta Carlos G. Herrera O. perteneciente al grupo de NYC UIS-UPB.

---

<sup>46</sup> ARENAL FLORENTINO, Alonso. Aspectos de la Organización y Condiciones de Trabajo en la Prevención de Riesgos Laborales. Revista Actualidad Laboral. Legis, 1987.

<sup>47</sup> LAURELL y MÁRQUEZ. Procesos Laborales y Patrones de Desgaste. EN: El Desgaste Obrero en México. ERA, 1994.

## Anexo G. Consideraciones Sobre el Ruido.

### Ruido introducido en el sistema.

En el análisis de cada una de las etapas que conforman el proceso de acondicionamiento de las señales fisiológicas contempladas por este trabajo se realizó el cálculo del ruido introducido al sistema. Para el cálculo del ruido total del sistema se deben considerar las contribuciones de ruido de cada una de las etapas y realizar la suma media cuadrática expresada en la ecuación(1)

$$R_T = \sqrt{R_1^2 + R_2^2 + \dots + R_n^2} \quad (1)$$

Donde  $R_T$  es el ruido total en el sistema y  $R$  son las contribuciones de ruido no correlacionadas de cada una de las etapas del sistema. Para el caso particular del sistema expuesto en este trabajo se considerarán las contribuciones al ruido de las etapas de preamplificación y amplificación en el acondicionamiento de cada una de las señales. Las etapas de filtrado y aislamiento presentan un ruido muy reducido que al ser sumado de forma cuadrática no contribuye significativamente al ruido total del sistema. Los niveles de ruido introducido por cada etapa se encuentran en la siguiente tabla.

Señal	Etapas	Nivel de ruido
ECG	Preamplificación	3 $\mu$ V
	Amplificación	247 $\mu$ V
GSR	Preamplificación	0V
	Amplificación	64.61 $\mu$ V
Temperatura	Preamplificación	0V
	Amplificación	–

Tabla niveles de ruido introducido en el sistema.

Es de suma importancia aclarar que el encontrar un valor de ruido igual a cero para la señal de temperatura no implica que la señal esté totalmente libre del mismo. Este valor de ruido se interpreta como que la contribución al ruido de los elementos que conforman el proceso de acondicionamiento de la señal es despreciable sin embargo el sistema sigue estando sujeto al ruido debido a otras fuentes como fuentes electromagnéticas o ruido térmico<sup>48</sup>...

### **Interferencias de entrada**

Las señales de los parámetros fisiológicos a ser medidos, están sometidos a muchos factores de interferencia en el lado de entrada de la señal y la mayoría de estos se encuentran asociados a movimientos en los electrodos. La prevención de posibles sencillas alteraciones depende, por ejemplo de:

- una postura exacta de los electrodos
- eliminación de posibles fuentes de error (por ejemplo los campos magnéticos, los cambios en la temperatura, etc.).
- instrucciones precisas al paciente.

El terapeuta con el biofeedback de saber sobre la importancia psicológica de una alteración en los datos fisiológicos para interpretar los resultados correctamente.

---

<sup>48</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005 . Pp 74-75

## Los vestigios

Una parte importante del procesamiento de la información consiste en la eliminación de vestigios o tomarlos en cuenta, algunos ejemplos son:

- Los vestigios de Origen Fisiológico
- Los Vestigios de movimiento: La curva de la conductancia superficial de vez en cuando puede mostrar desviaciones de amplitud alta que se causan por el movimiento físico.
- Los vestigios de Interspersion Eléctrico Externo

Un vestigio significa una señal interceptada por un dispositivo de medición que tiene un origen diferente que la señal biológica a ser medida<sup>49</sup>

---

<sup>49</sup> Physio Recorder S, manual de usuario.

## Anexo H. Generalidades Software

El sistema de medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas cuenta con un software anexo desarrollado en la herramienta de trabajo LabVIEW® (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) de National Instruments, que le permite enlazar las diferentes señales adquiridas por hardware con un entorno amigable para los usuarios en el computador.

El software tiene como tareas principales la adquisición, procesamiento, visualización de las señales así como el almacenamiento ordenado de datos de sujetos y señales registradas. Estas funciones están desarrolladas por diferentes VI 's<sup>50</sup> relacionados entre si y que en conjunto conforman "Reconobio"

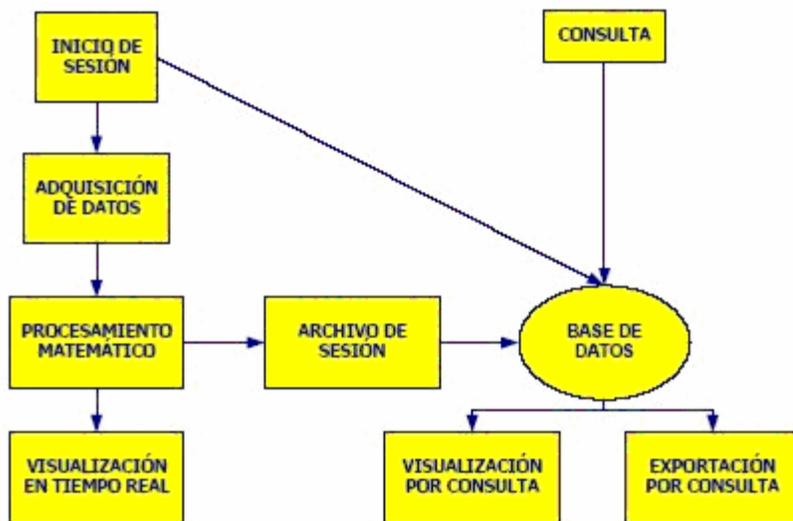


Figura esquema general de funcionamiento del software

Estas tareas, que a su vez incluyen otros subprocesos internos explicados en el desarrollo del capítulo, son controladas desde el panel frontal por el usuario.

---

<sup>50</sup> Un VI es un programa desarrollado en LabView®, que posee una interfaz gráfica y un diagrama de programación de tipo gráfico.

## Almacenamiento de datos

Dentro de las posibilidades que ofrece el software de apoyo del equipo, se hizo necesario brindar la opción de almacenar ordenadamente los registros de los sujetos que son objeto de medición, para de esta forma poder analizar posteriormente los datos registrados y tener un control sobre la información general de la persona de la cual se tomaron las señales, y además permitir realizar nuevos registros a un mismo paciente de tal manera que se pueda reconocer este nuevo registro como una segunda sesión del mismo sujeto. Como respuesta a esta necesidad se pensó en el diseño de una sencilla base de datos que permite realizar todas estas acciones con estructuras dentro de LabVIEW. Esto mismo permite garantizar que para el correcto funcionamiento del software sólo será necesario grabar en el computador donde se desee correr la aplicación el archivo ejecutable que la edición 7.1 de Labview permite crear.

Para poder organizar Los datos adecuadamente se creó una carpeta llamada *“Reconobio”* la cual tiene dentro dos carpetas llamadas *“Acontrol”* y *“Database”*. La carpeta *“Acontrol”* contiene archivos de control llamados Copiaseg.txt y Copiasegtem.txt, estos son dos archivos de texto que tienen la función de almacenar los datos personales del sujeto acompañado del tratamiento o grupo de trabajo al cual pertenece. Dentro de la carpeta Database cada vez que se introduce un nuevo sujeto automáticamente se crea una carpeta con su nombre donde posteriormente se almacenarán las señales adquiridas del paciente, las cuales se guardan en un archivo de tipo texto.

Hay dos grandes tareas que desarrolla la base de datos que constituyen la base de funcionamiento de la misma que son la creación de usuarios y la realización de consultas .

## Panel de control

Dentro del panel frontal el usuario tiene la oportunidad de acceder a todos los servicios que el software le puede proporcionar esto es:

- Iniciar Sesión
- Consultar Nuevo Usuario
- Ayuda
- Salir

The screenshot shows the 'ReconoBio' control panel. On the left is a vertical sidebar with five buttons: 'INICIAR SESION', 'CONSULTA', 'NUEVO', 'AYUDA', and 'SALIR'. The main area contains a form for user login. The form has a title 'Nombre Completo' and a text input field containing 'Argemiro Gómez'. Below this are three input fields: 'Edad' with the value '34', 'Género' with the value 'masculino', and 'Tto/Grupo' with the value 'Ansedad'. Below the form is a list box containing the names 'Andres Lopez', 'Andres Sobomoyor', 'Argemiro Gómez', and 'Fernando Gutierrez'. To the right of the list box are three buttons: 'Seleccionar', 'Terminar', and 'Nuevo Usuario'.

Figura interfaz de la opción INICIAR SESIÓN

En esta interfaz el usuario debe seleccionar de la lista el sujeto del cual desea correr una sesión o en el caso de que este no exista en la base de datos crearlo seleccionando el botón de *Nuevo usuario* ya sea desde la misma interfaz o desde el panel frontal. Cuando el usuario selecciona el sujeto al cuadro de la parte superior de la interfaz se le cargan los datos del mismo y finalmente él debe dar clic en *iniciar* para continuar con el proceso de inicio de sesión.

Seguido a esto se abre la interfaz de visualización en tiempo real, donde se escogen las señales que se desean ver y se le avisa al dispositivo hardware que inicie la tarea de adquisición.

## **Consulta**

Cuando un usuario desea consultar la información asociada a un sujeto oprimiendo el botón *consultar* en el panel central, el sistema realiza una lectura del archivo de datos personales y visualiza los nombres de los sujetos existentes en la base de datos, así mismo al pulsar doble clic sobre el nombre del usuario escogido o pulsando el botón *seleccionar* dentro del panel de consultar es posible observar las diferentes sesiones guardadas del paciente al igual que sus datos personales completos, este procedimiento lo hace el sistema ubicando la carpeta de archivos del sujeto y extrayendo de allí el nombre de los archivos almacenados, la fecha de guardado, la hora y el espacio en memoria del archivo.

Finalmente al dar doble clic sobre la sesión que se quiere observar el sistema pregunta si se quieren observar las gráficas o si se desea exportar la información a un archivo “.dat” para procesarlo en otro software.

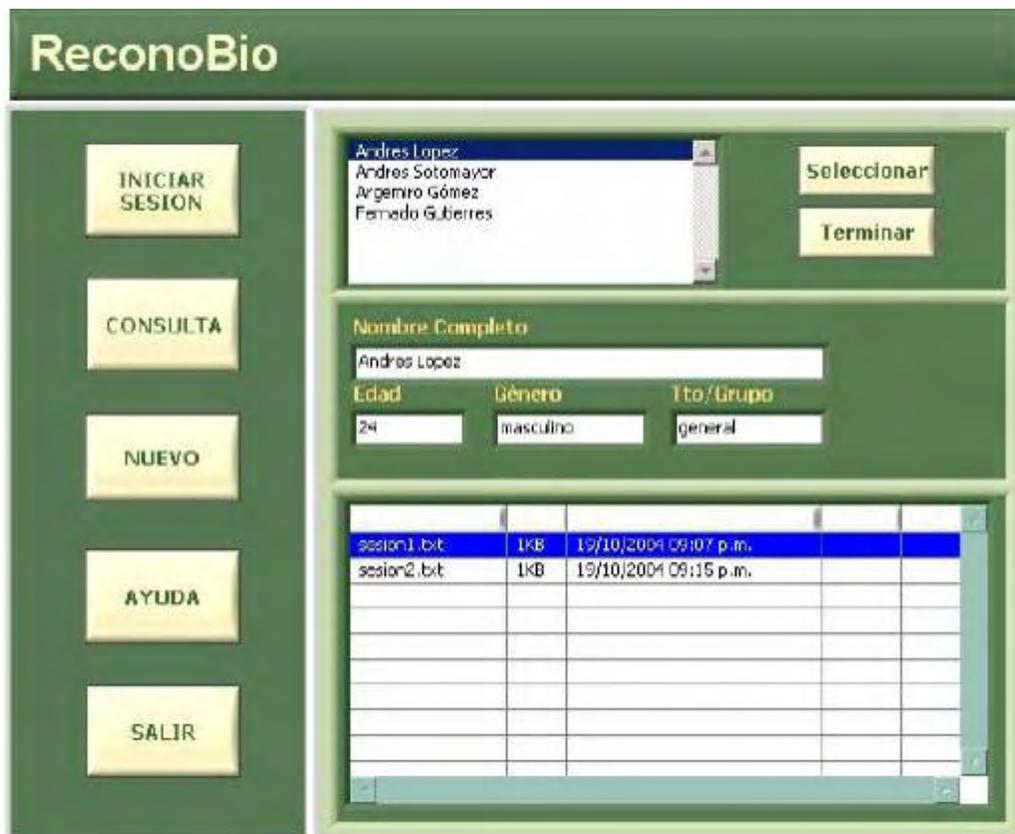


Figura interfaz de la opción CONSULTA

### Nuevo usuario.

El usuario da origen a un sujeto desde la opción de *nuevo usuario* como se observa, donde el óvalo rojo resalta el botón que despliega el formulario de datos que está ubicado en la parte derecha de la imagen. Allí después de haber llenado completamente los datos del sujeto debe dar clic en el botón *Guardar* y finalmente pulsar salir para salir de esta interfaz. Después de este procedimiento este nuevo usuario ya aparece en la base de datos y pueden generarse sesiones de registro a su nombre. Es importante destacar que desde la opción de iniciar sesión también es posible ingresar los datos del sujeto como ya antes se había mencionado.

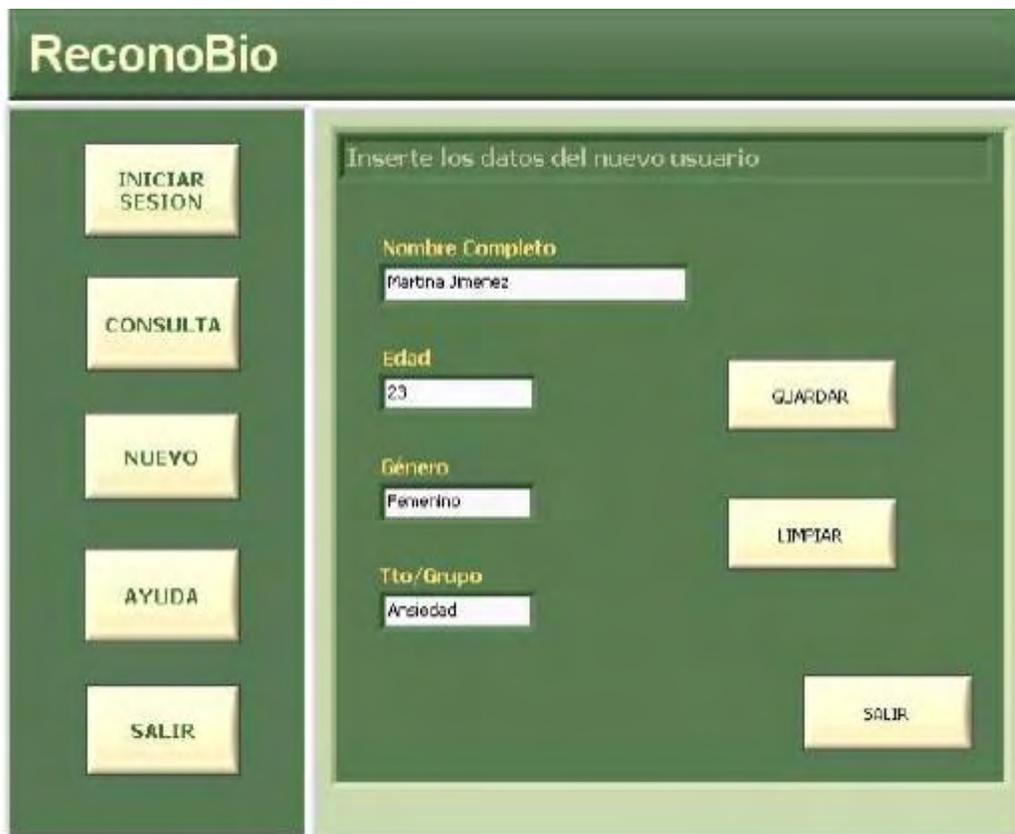


Figura interfaz de la opción NUEVO USUARIO

La información de cada uno de los pacientes que se ingresa a la base de datos es la siguiente:

- Nombre completo
- Edad
- Género
- Tratamiento o grupo al cual pertenece

### Visualización

ReconoBio ofrece dos opciones de visualización de los datos adquiridos. La primera de ellas se da en el momento de la toma del registro fisiológico, es decir, visualización en tiempo real de las variables sensadas. Como segunda opción se tiene la visualización de datos previamente almacenados por el usuario y que

corresponden a sesiones de registro anteriores. Esta última opción permite al usuario observar con detenimiento un registro dado con el objetivo de posibilitar una mejor interpretación.

### Visualización en tiempo real

La visualización en tiempo real se desarrolla en una interfaz como la que se observa. En ella el usuario puede seleccionar las señales que quiere observar y finalmente, pulsando el botón *iniciar*, envía la señal (bit) de inicio para que el dispositivo hardware empiece a enviar los datos al computador.

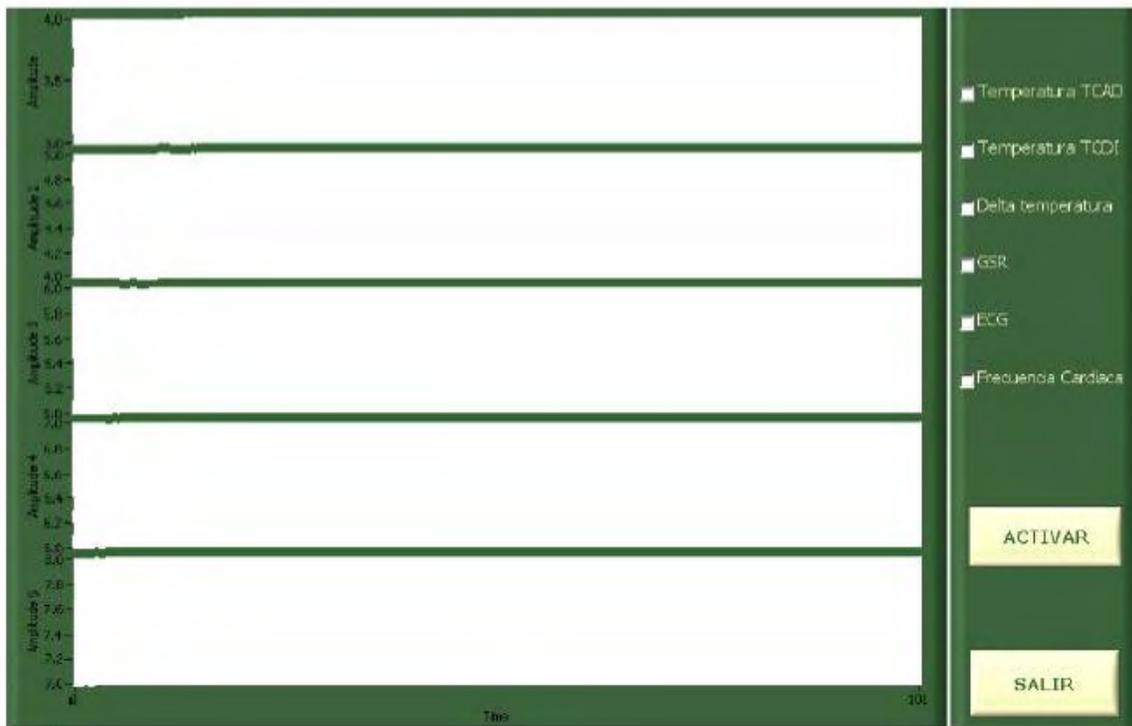


Figura interfaz de visualización en tiempo real.

### Visualización por consulta

En la visualización por consulta el procedimiento que sigue el sistema para graficar las diferentes señales es muy similar al trabajado en la de tiempo real, la variación existe en la forma como se encuentran los datos, esto es, a diferencia de

la de tiempo real, por consulta la información ya está procesada matemáticamente y almacenada en un archivo texto que el sistema busca, lee y organiza en las matrices que es necesario crear para poder graficar adecuadamente.

La interfaz con la que usuario se encuentra para esta visualización , ella cuenta con cursores que permiten al usuario desplazarse por la gráfica e identificar el valor asociado a cada uno de los puntos de la misma, los cursores son controlados por las perillas que están ubicadas en la parte derecha de la ventana. Al igual que en la visualización en tiempo real el usuario puede seleccionar qué gráficas quiere observar y dependiendo de esto el sistema se prepara para visualizar correctamente la información deseada.<sup>51</sup>

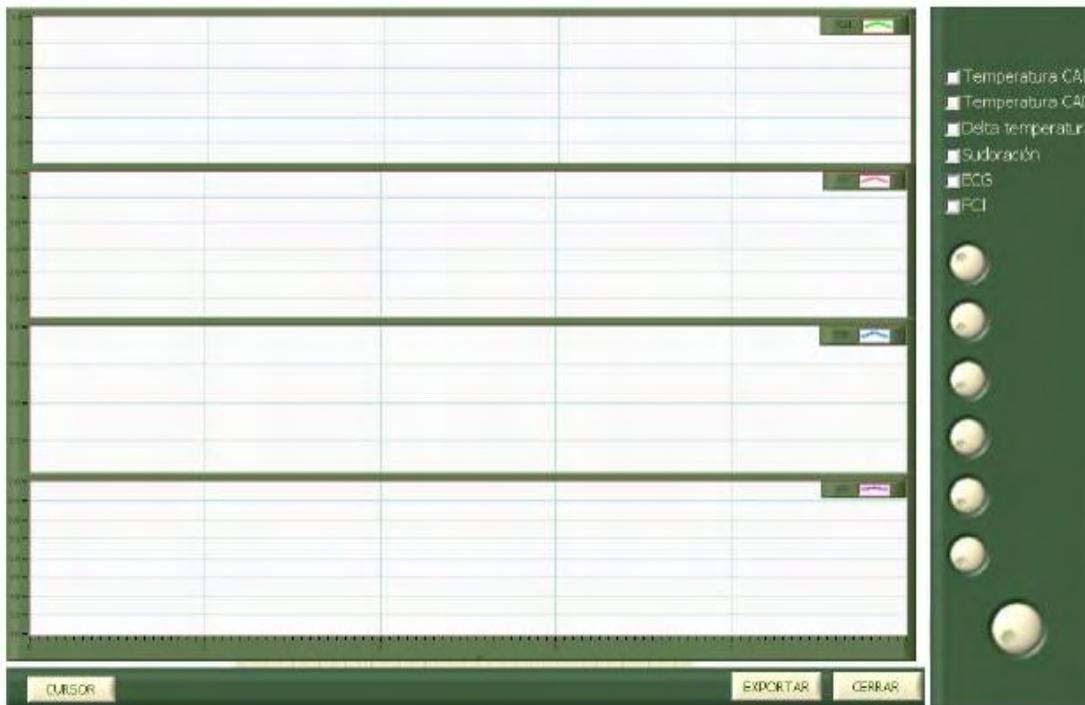


Figura interfaz visualización por consulta.

---

<sup>51</sup> CONDE, Sergio Andrés. SANTOS, Andrea. Tesis de grado. Diseño, construcción e implementación de un sistema para la medición de variables fisiológicas en pruebas autonómicas. Universidad Industrial de Santander. 2005. Pp 94-107

## Anexo I. Clases de Electroodos

Los electrodos son registradores de valores medidos por signos eléctricos. En psicofisiología estos están encargados de las fluctuaciones y cambios en la resistencia. Para las aplicaciones en biología y medicina hay diferentes tipos de electrodos.

Hay dos tipos de superficie en los electrodos. Hay electrodos para un solo uso (por ejemplo en el ELECTROCARDIOGRAMA) y los exámenes rutinarios, y hay electrodos metálicos que pueden limpiarse después de cada uso.

- Los electrodos metálicos crean un potencial adicional a través de un efecto llamado electrodo-polarización. El efecto de la polarización del electrodo es adicional, sin que se lleve una constante o incremento (como resultado del proceso de la derivación), la diferencia potencial entre los puntos de derivación bloquea el biopotencial generando un factor de interferencia.
- Un electrodo, para un solo uso, es no-polarizable (dentro de ciertos límites) es un electrodo de plata / cloruro de plata (Ag / AgCl), esto consiste en un electrodo de plata cubierto por una capa de cloruro plata o de una mezcla apretada de plata pulverizada y cloruro de plata. Para conseguir las derivaciones precisas, puede usar tales electrodos de plata que usted mismo puede cloridratar, o que reemplazara después de cada uso.

Una pasta o gel conductor, debe colocarse en la mayoría de las aplicaciones entre el electrodo y la piel, para que el contacto eléctrico sea óptimo entre las superficies. Debido a la viscosidad del gel, la conexión eléctrica entre la piel y electrodo permanece relativamente estable incluso con los movimientos ligeros del paciente. Esto no es posible por ejemplo, con una platina de metal rígido que se usa como electrodo, porque no encaja bien en la superficie de la piel.

Un anillo autoadhesivo rodea el electrodo y tiene en su interior el gel conductor.

## Anexo J. Termistor

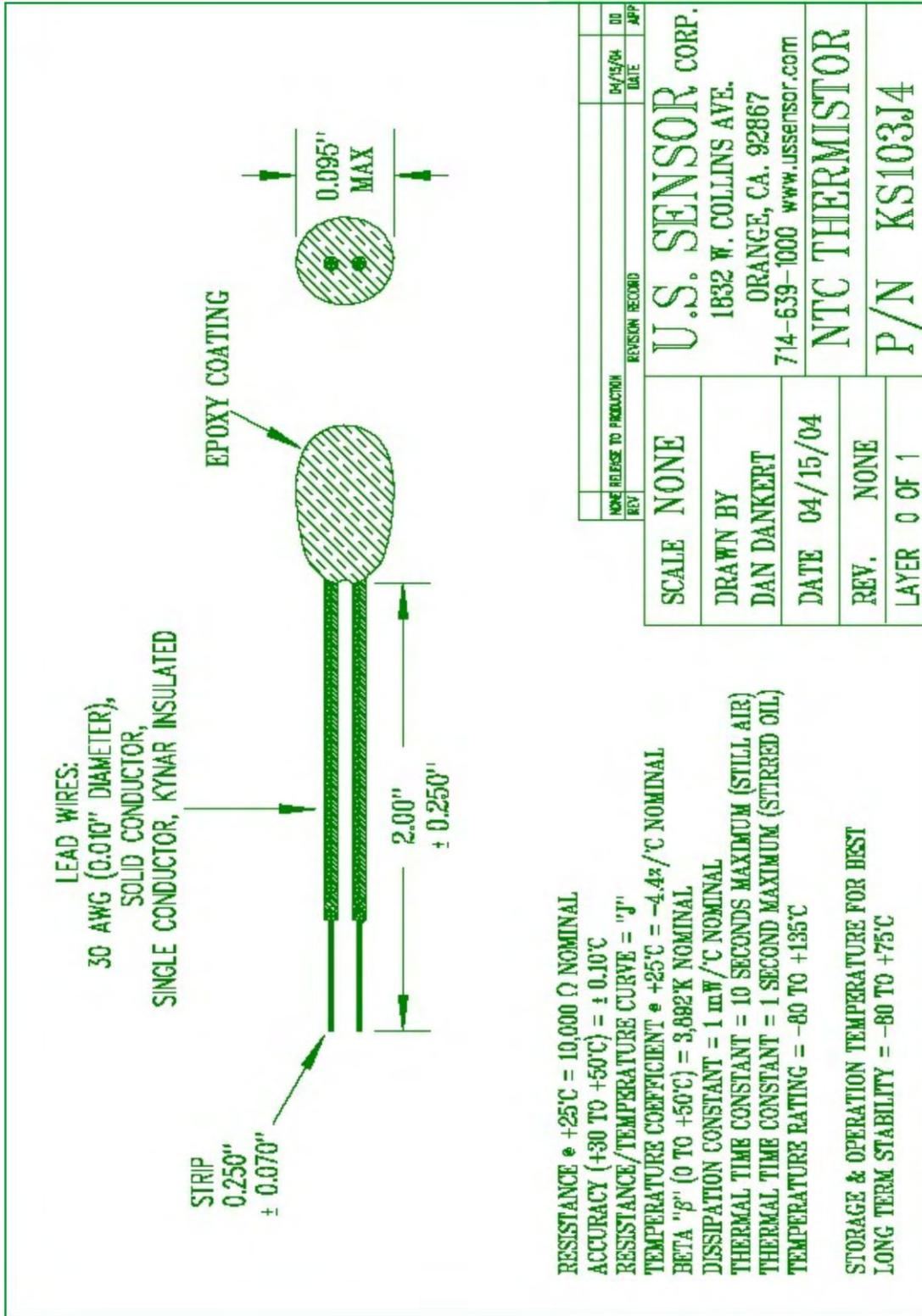


Figura ficha técnica termistor KS103J4

## Anexo K. Método REBA

Las técnicas que se utilizan para realizar un análisis postural tienen dos características que son la sensibilidad y la generalidad; una alta generalidad quiere decir que es aplicable en muchos casos pero probablemente tenga una baja sensibilidad, es decir, los resultados que se obtengan pueden ser pobres en detalles. En cambio, aquellas técnicas con alta sensibilidad en la que es necesaria una información muy precisa sobre los parámetros específicos que se miden, suelen tener una aplicación bastante limitada. Pero de las conocidas hasta hoy en día, ninguna es especialmente sensible para valorar la cantidad de posturas forzadas que se dan con mucha frecuencia en las tareas en las que se han de manipular personas o cualquier tipo de carga animada.

Guarda una gran similitud con el método RULA (Rapid Upper Limb Assessment) pero así como éste está dirigido al análisis de la extremidad superior y a trabajos en los que se realizan movimientos repetitivos, el REBA es más general. Además, se trata de un nuevo sistema de análisis que incluye factores de carga postural dinámicos y estáticos, la interacción persona-carga, y un nuevo concepto que incorpora tener en cuenta lo que llaman "la gravedad asistida" para el mantenimiento de la postura de las extremidades superiores, es decir, la ayuda que puede suponer la propia gravedad para mantener la postura del brazo, por ejemplo, es más costoso mantener el brazo levantado que tenerlo colgando hacia abajo aunque la postura esté forzada.

A pesar de que inicialmente fue concebido para ser aplicado para analizar el tipo de posturas forzadas que suelen darse entre el personal sanitario, cuidadores, fisioterapeutas, etc. (lo que en anglosajón llamaríamos health care) y otras actividades del sector servicios, es aplicable a cualquier sector o actividad laboral. Tal como afirman las autoras, este método tiene las siguientes características: se ha desarrollado para dar respuesta a la necesidad de disponer de una herramienta

que sea capaz de medir los aspectos referentes a la carga física de los trabajadores; el análisis puede realizarse antes o después de una intervención para demostrar que se ha rebajado el riesgo de padecer una lesión; da una valoración rápida y sistemática del riesgo postural del cuerpo entero que puede tener el trabajador debido a su trabajo.

## **Objetivos**

El desarrollo del REBA pretende:

- Desarrollar un sistema de análisis postural sensible para riesgos musculoesqueléticos en una variedad de tareas.
- Dividir el cuerpo en segmentos para codificarlos individualmente, con referencia a los planos de movimiento.
- Suministrar un sistema de puntuación para la actividad muscular debida a posturas estáticas (segmento corporal o una parte del cuerpo), dinámicas (acciones repetidas, por ejemplo repeticiones superiores a 4 veces/minuto, excepto andar), inestables o por cambios rápidos de la postura.
- Reflejar que la interacción o conexión entre la persona y la carga es importante en la manipulación manual pero que no siempre puede ser realizada con las manos.
- Incluir también una variable de agarre para evaluar la manipulación manual de cargas.
- Dar un nivel de acción a través de la puntuación final con una indicación de urgencia.
- Requerir el mínimo equipamiento (es un método de observación basado en lápiz y papel).

## **Desarrollo**

Para definir inicialmente los códigos de los segmentos corporales, se analizaron tareas simples y específicas con variaciones en la carga, distancia de movimiento y peso. Los datos se recogieron usando varias técnicas NIOSH (Waters et al., 1993), Proporción de Esfuerzo Percibida (Borg 1985), OWAS, Inspección de las partes del cuerpo (Corlett and Bishop, 1976) y RULA (McAtamney and Corlett, 1993). Se utilizaron los resultados de estos análisis para establecer los rangos de las partes del cuerpo mostrados en los diagramas del grupo A y B basado en los diagramas de las partes del cuerpo del método BULA (McAtamney and Corlett, 1993); el grupo A incluye tronco, cuello y piernas y el grupo B está formado por los brazos y las muñecas.

El grupo A tiene un total de 60 combinaciones posturales para el tronco, cuello y piernas. La puntuación obtenida de la tabla A estará comprendida entre 1 y 9; a este valor se le debe añadir la puntuación resultante de la carga/ fuerza cuyo rango está entre 0 y 3.

El grupo B tiene un total de 36 combinaciones posturales para la parte superior del brazo, parte inferior del brazo y muñecas, la puntuación final de este grupo, tal como se recoge en la tabla B, está entre 0 y 9; a este resultado se le debe añadir el obtenido de la tabla de agarre, es decir, de 0 a 3 puntos

Los resultados A y B se combinan en la Tabla C para dar un total de 144 posibles combinaciones, y finalmente se añade el resultado de la actividad para dar el resultado final BEBA que indicará el nivel de riesgo y el nivel de acción.

La puntuación que hace referencia a la actividad (+1) se añade cuando:

- Una o más partes del cuerpo permanecen estáticas: por ejemplo, sostenidas durante más de 1 minuto.
- Repeticiones cortas de una tarea: por ejemplo, más de cuatro veces por minuto (no se incluye el caminar).
- Acciones que causen grandes y rápidos cambios posturales.

- Cuando la postura sea inestable.

### Puntuación final

Tal como se ha comentado anteriormente, a las 144 combinaciones posturales finales hay que sumarle las puntuaciones correspondientes al concepto de puntuaciones de carga, al acoplamiento y a las actividades; ello nos dará la puntuación final REBA que estará comprendida en un rango de 1-15, lo que nos indicará el riesgo que supone desarrollar el tipo de tarea analizado y nos indicará los niveles de acción necesarios en cada caso.

### Grupo A

#### TRONCO

Movimiento	Puntuación	Corrección
Erguido	1	Añadir
0°-20° flexión 0°-20° extensión	2	+1 si hay torsión o inclinación lateral
20°-60° flexión > 20° extensión	3	
> 60° flexión	4	

Tabla movimientos tronco

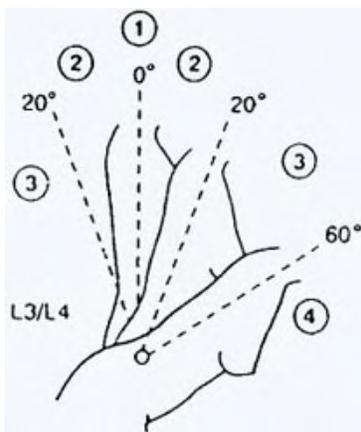


Figura movimientos tronco

#### CUELLO

Movimiento	Puntuación	Corrección
0°-20° flexión	1	Añadir  +1 si hay torsión o inclinación lateral
20° flexión o extensión	2	

Tabla movimientos cuello

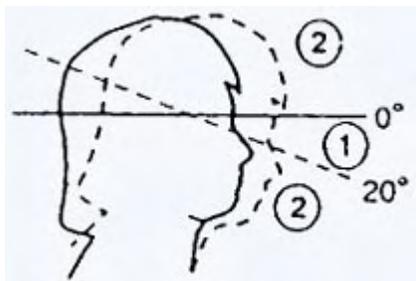


Figura movimientos cuello

## PIERNAS

Posición	Puntuación	Corrección
Soporte bilateral, andando o sentado	1	Añadir  + 1 si hay flexión de rodillas entre 30 y 60°
Soporte unilateral, soporte ligero o postura inestable	2	+ 2 si las rodillas están flexionadas más de 60° (salvo postura sedente)

Tabla movimientos piernas

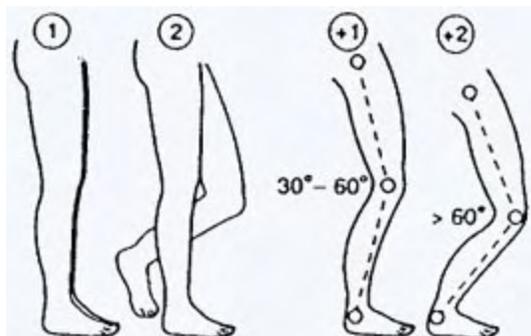


Figura movimientos piernas

## Grupo B

## BRAZOS

Posición	Puntuación	Corrección
0-20° flexión/extensión	1	Añadir + 1 si hay abducción o rotación + 1 elevación del hombro - 1 si hay apoyo o postura a favor de la gravedad
> 20° extensión	2	
20-45° flexión	3	
> 90° flexión	4	

Tabla movimientos brazos

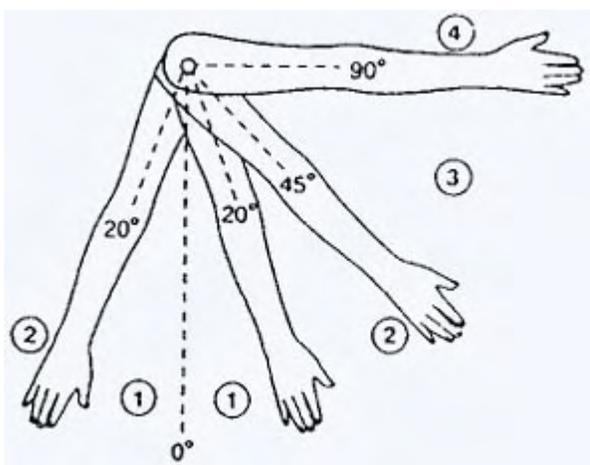


Figura movimientos brazos

## ANTEBRAZOS

Movimiento	Puntuación
60°-100° flexión	1
< 60° flexión	2
> 100° flexión	

Tabla movimientos antebrazo

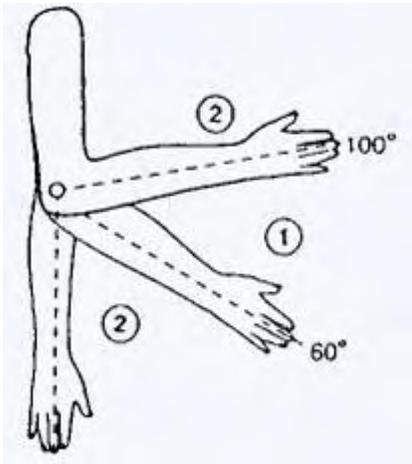


Figura movimientos antebrazo.

### MUÑECAS

Movimiento	Puntuación	Corrección
0°-15°- flexión/ extensión	1	Añadir
		+ 1 si hay torsión o desviación lateral

Tabla movimientos muñeca

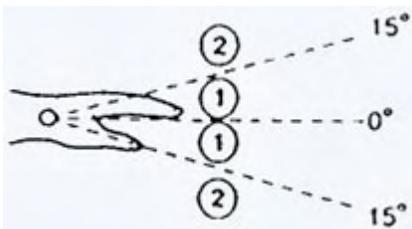


Figura movimientos muñeca

### TABLA A

		Cuello											
		1				2				3			
Piernas		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Tronco	1	1	2	3	4	1	2	3	4	3	3	5	6
	2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7
	3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8
	4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9
	5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9

Tabla índice A

<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>+1</b>
inferior a 5 kg	5-10 kg	10 kg	instauración rápida o brusca

tabla carga/fuerza

TABLA B

		Antebrazo					
		1			2		
Brazo	Muñeca	1	2	3	1	2	3
	1	1	2	2	1	2	3
	2	1	2	3	2	3	4
	3	3	4	5	4	5	5
	4	4	5	5	5	6	7
	5	6	7	8	7	8	8
	6	7	8	8	8	9	9

Tabla índice B

<b>0 - Bueno</b>	<b>1- Regular</b>	<b>2 - Malo</b>	<b>3 - Inaceptable</b>
Buen agarre y fuerza de agarre.	Agarre aceptable.	Agarre posible pero no aceptable	Incómodo, sin agarre manual. Aceptable usando otras partes del cuerpo

Tabla agarre

TABLA C

Puntuación A	Puntuación B												
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7	7
2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8	8
3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8	8
4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9	9
6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10	10
7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11	11
8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11	11
9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12	12
10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12
11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
Actividad	+1: Una o más partes del cuerpo estáticas, por ej. aguantadas más de 1 min.												
	+1: Movimientos repetitivos, por ej. repetición superior a 4 veces/minuto.												
	+1: Cambios posturales importantes o posturas inestables.												

Tabla puntuación final

<b>Nivel de acción</b>	<b>Puntuación</b>	<b>Nivel de riesgo</b>	<b>Intervención y posterior análisis</b>
0	1	Inapreciable	No necesario
1	2-3	Bajo	Puede ser necesario
2	4-7	Medio	Necesario
3	8-10	Alto	Necesario pronto
4	11-15	Muy alto	Actuación inmediata

Tabla índice de riesgo

## Anexo L. Método LEST

El método establece un diagnóstico final, satisfactorio, molesto o nocivo por medio de una valoración de 0 a 10 en la forma siguiente.

- 0,1,2 situación satisfactoria
- 3,4,5 molestias débiles
- 6,7 nocividad media , riesgo de fatiga
- 8,9 Nocividad importante , gran fatiga
- 10 nocividad

Carga estática

Posturas sentado				
		Normal	Encorvado	Brazos por encima de los hombros
				
Consumo energético en Kcal/mín		0,08	+ 0,09	+ 0,10
Duración de cada postura (en min/ hora)	< 6'	0	0	1
	6' a < 11'	0	1	2
	11' a < 15'	0	1	3
	15' a < 20'	0	1	4
	20' a < 25'	0	2	6
	25' a < 30'	0	2	8
	30' a < 35'	0	2	9
	35' a < 40'	0	3	10
	40' a < 50'	0	3	10
	≥ 50'	0	3	10

Tabla evaluación y puntuación carga estática

### Anexo M. Tablas antropométricas.

Dimensión de la mano	Dimensiones hombres (Cm)			dimensiones mujeres (Cm)		
	Media	SD	95th	Media	SD	95th
anchura palmar PB	8.7	0.4	9.5	7.6	0.4	8.4
circunferencia palmar PC	21.5	1.1	23.2	18.3	0.9	19.8
espesor palmar PT	3.0	0.2	3.3	2.5	0.2	2.9
longitud de los dedos FL	12.6	0.8	13.9	ND	ND	ND
anchura de la mano HB	10.4	0.5	11.2	9.2	0.6	10.1
circunferencia de la mano HC	25.4	1.1	27.4	ND	ND	ND

Tabla Dimensiones de la mano

Fuente: Manual de ergonomía. Fundación MAPFRE

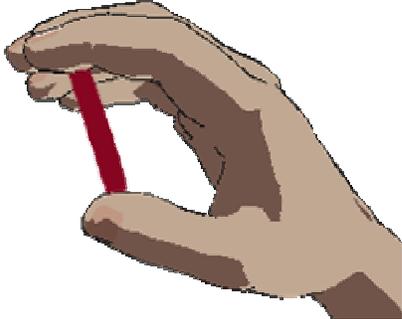
	Distancia en cm ( pulgadas) 50/50 Hombre mujer		
		5 percentil	50 percentil
	2.1 (0.8)	4.3 (1.7)	7.9 (3.1)
máximo	10.8 (4.2)	12.5 (4.9)	15.0 (5.9)

Tabla Dimensiones, Agarre Pellizco.

Dimensiones en pulgadas				Agregar		
Nombre de la Dimensión	5 %	50%	95%	Desviación Estándar	Ropa ligera	<i>Ropa pesada</i>
Ancho de cabeza	5.6	6.0	6.4	0.23	4.0	4.0
Distancia entre pupilas	2.2	2.4	2.7	0.16	--	--
Circunferencia de la cabeza	21.1	22.1	23.1	0.63	--	--
Circunferencia del cuello	13.4	14.7	10.1	0.82	--	--
Largo de la cabeza	7.2	7.7	8.1	0.29	4.5	4.5
Alto de la cabeza	8.0	8.7	9.8	--	2.5	2.5
Largo barba a punta inf. oreja	3.69	3.7	3.71	--	--	--
Punta inf. oreja a alto cabeza	4.7	5.2	5.7	0.31	2.5	2.5
Ancho de la oreja	1.3	1.4	1.6	0.11	--	--
<i>Alto de la oreja</i>	2.2	2.5	2.7	0.16	--	--

Tabla dimensiones de cabeza y cara

Dimensiones para el hombre en cm.	Anchura de hombros	Anchura de caderas	Altura codo reposos
95	52.9	42.1	29.7
5	44.4	34.2	21.0

Tabla dimensiones hombro

Fuente: PANERO, Dimensiones Humanas en los espacios interiores

## Anexo N. Espacios celulares de la mano.

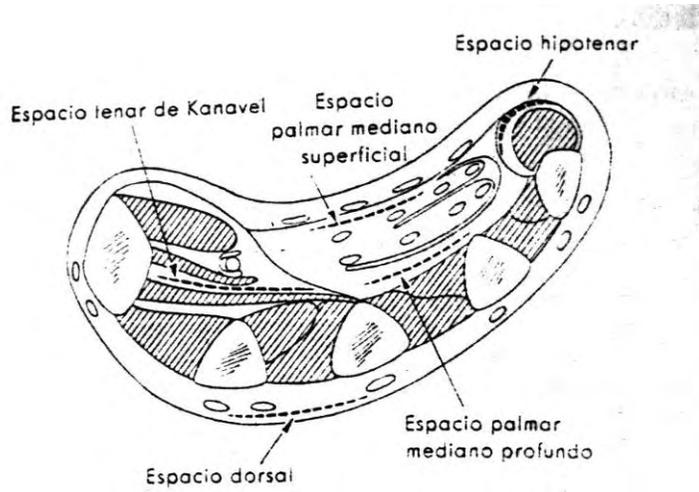


Figura sección horizontal a nivel de los metacarpianos

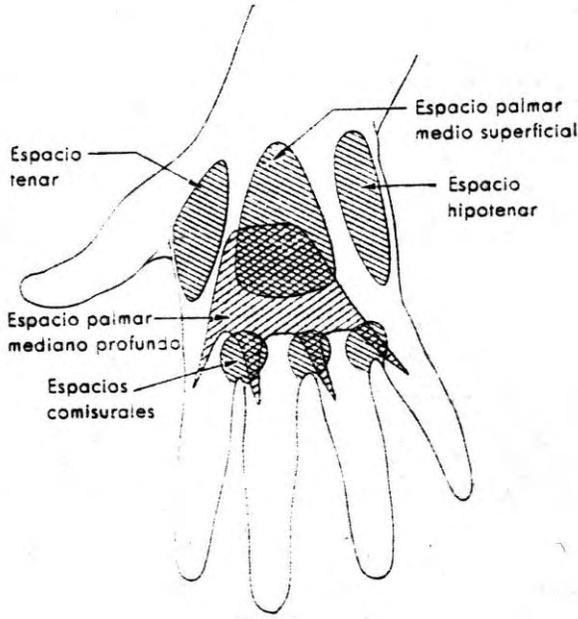


Figura espacios celulares de la mano <sup>52</sup>

<sup>52</sup>DECOULX y RAZEMON. Traumatología clínica 2º edición Toray-Masson S.A Barcelona España.

### Anexo O. Propiedades del acrílico

CARACTERÍSTICAS	UNIDAD	VALORES
Densidad	gr./cm <sup>3</sup>	1.19
Coefficiente Absorc. Agua	%	0.3 a 0.4
Módulo Elast. a la Tracción	Kg./cm <sup>2</sup>	31000
Resistencia a la Flexión	Kg./cm <sup>2</sup>	1000
Resistencia a la Tracción	Kg./cm <sup>2</sup>	600
Resistencia a la Compresión	Kg./cm <sup>2</sup>	700
Resit. al Choque IZOD c/entalladura	Kg./cm/cm <sup>2</sup>	2 a 3
Resistencia al Choque CHARPY	Kg./cm/cm <sup>2</sup>	4
Dureza a la Penetración Brinell	Kg./cm <sup>2</sup>	2000
<i>Dureza a la Penetración Barcoll</i>	<i>Kg./cm<sup>2</sup></i>	<i>45 a 50</i>

Tabla Propiedades generales

CARACTERÍSTICAS	UNIDAD	VALORES
Estab. dims. al calor s/Martens	°C	70 a 80
Temperatura de termoformado	°C	160 / 180
Coefficiente de dilatación lineal	1/°C	8.0 x 10 <sup>-5</sup>
Conductibilidad Térmica	Cal/s.cm <sup>2</sup> .°C/cm	6.0 x 10 <sup>-4</sup>

Propiedades térmicas

Fuente [www .ptf.com.ar](http://www.ptf.com.ar)

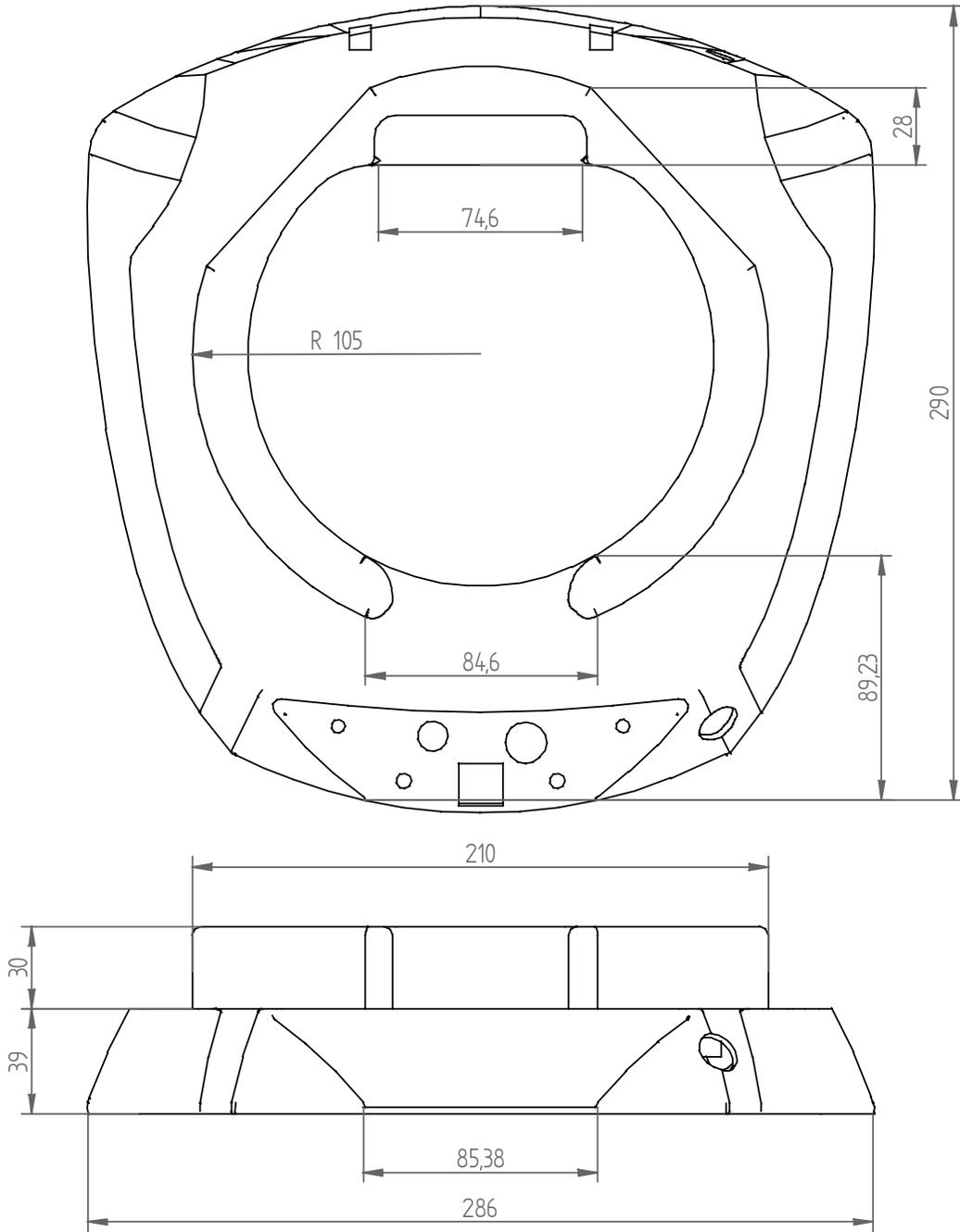
## Anexo P. tecnologías de fabricación de los materiales plásticos

	Métodos de transformación	Moldes Herramental o equipo	Maquinaria-equipo
<b>TERMOPLÁSTICOS</b> suministrado en — polvo — gránulos — lámina — película, etc.	Moldeo por inyección	Moldes de acero	Máquinas de inyección (hidráulicas)
	Extrusión (redondo-hojas-película)	Dados y cabezales de extrusión	Equipo de extrusión
	Soplado (cuerpos huecos)	Moldes de aluminio	Máquinas de soplado con extrusión con inyección
	Termoformado (por vacío o por presión)	Moldes o formas de madera o aluminio	Máquinas para termoformado (formado en caliente)
	Rotoforado (cuerpo huecos)	Moldes tipo concha de lámina de acero o aluminio	Sistemas de rotomoldeo-hornos de aire caliente
	Formado por expansión (ejemplo: poliestireno expandido)	Moldes de aluminio	Calderas (generadores) de vapor Equipos para moldeo por vapor
	Calandreado (ejemplo: hojas continuas)	—	Mezcladores Calandrias
<b>TERMOFIJOS</b> suministrado en: — polvo — gránulos — fibra tejida impregnada — compuestos en pasta u hojas impregnadas — resinas líquidas	Moldeo por compresión	Moldes de acero	Máquinas de moldeo por compresión
	Moldeo por transferencia	Moldes de acero	Máquinas de moldeo por transferencia
	Moldeo por inyección	Moldes de acero	Máquinas de moldeo por inyección
	Procesos por fundición — Con colada de resina fluida — Fundición de resinas sólidas	Formas de madera, metálicas o de otros materiales Recipientes metálicos	Equipo para la mezcla de los compuestos Hornos para la fusión o para tratamiento térmico (endurecimiento)

Tabla Tecnologías de la transformación de los materiales plásticos.

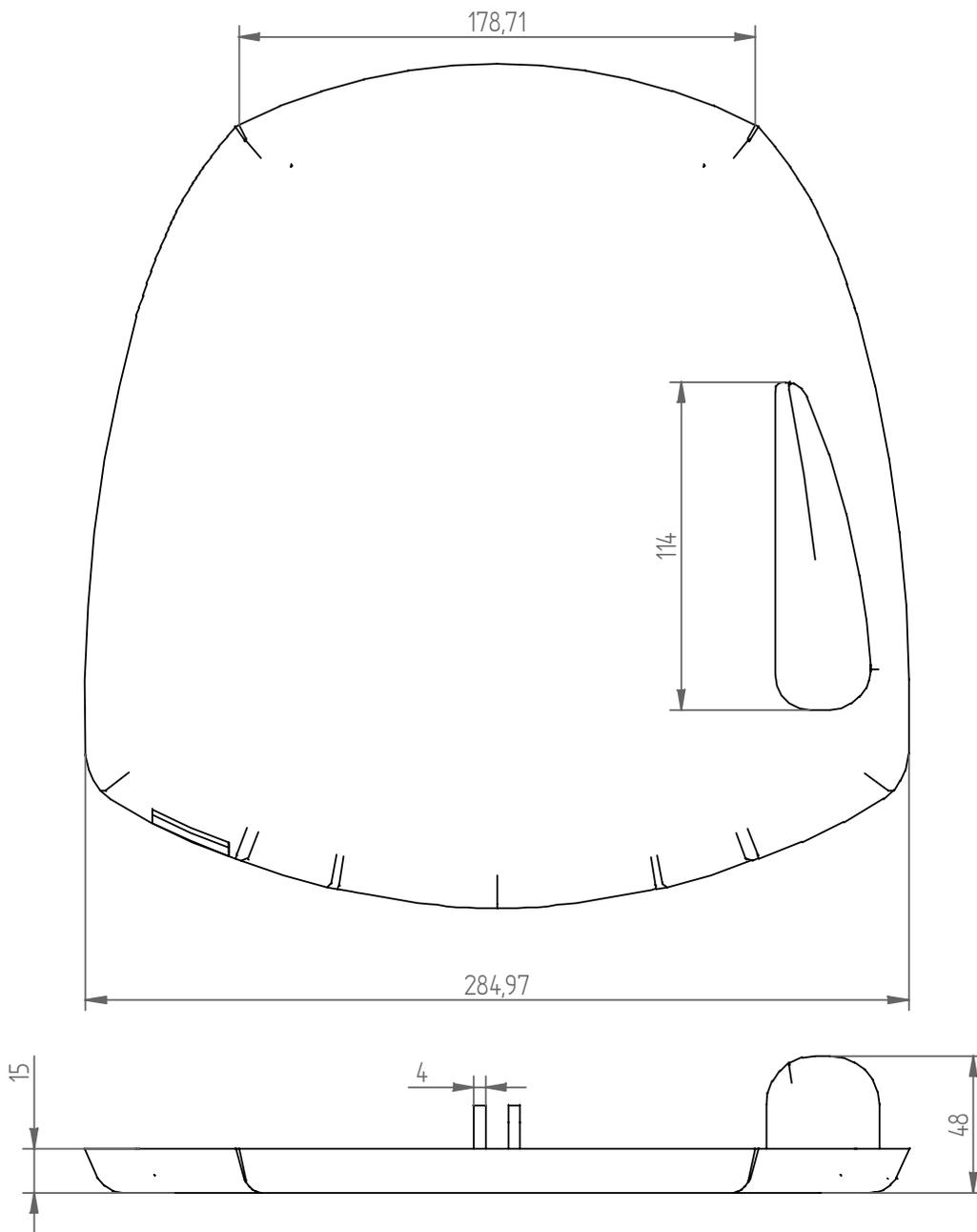
Fuente: GIANNI B. PESAN CACCHI F. moldes y máquinas para la transformación de plásticos tomo 1 editorial Mc Graw Hi

## Anexo Q. Planos Técnicos

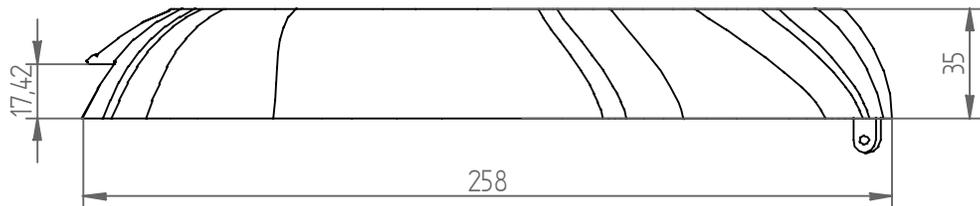
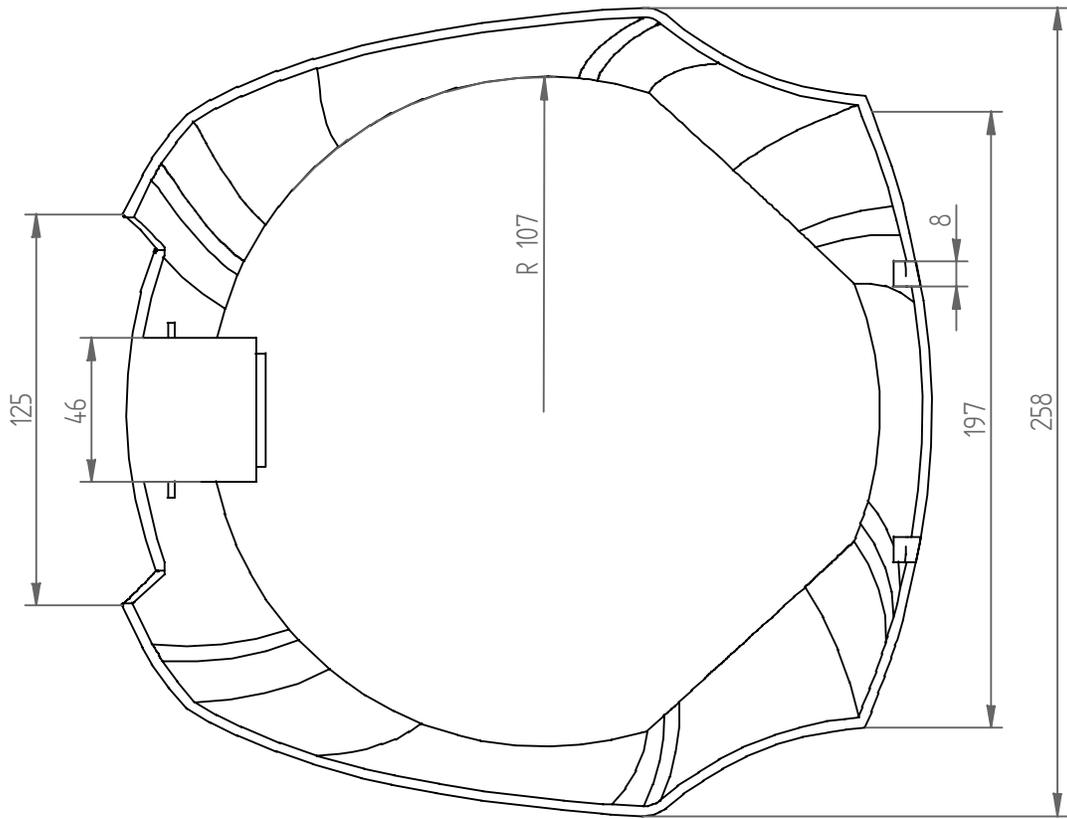


CHASIS  
1:2

*cotas en mm*

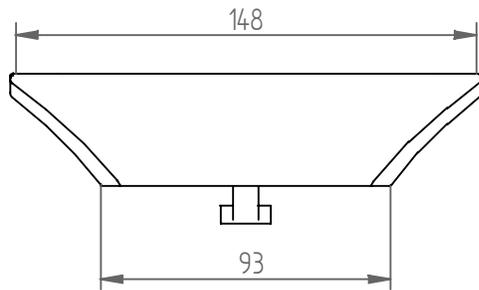


SOPORTE  
1:2

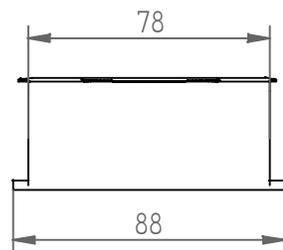
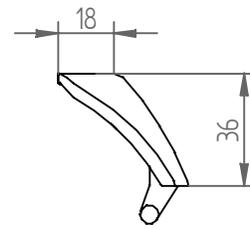


TAPA SUPERIOR  
1:2

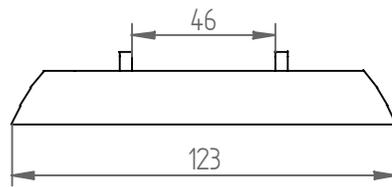
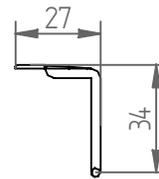
205



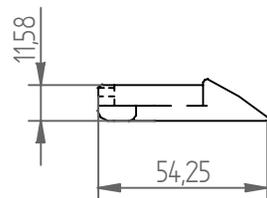
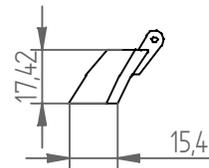
FRONTAL INFERIOR



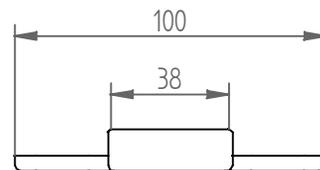
TAPA INTERIOR

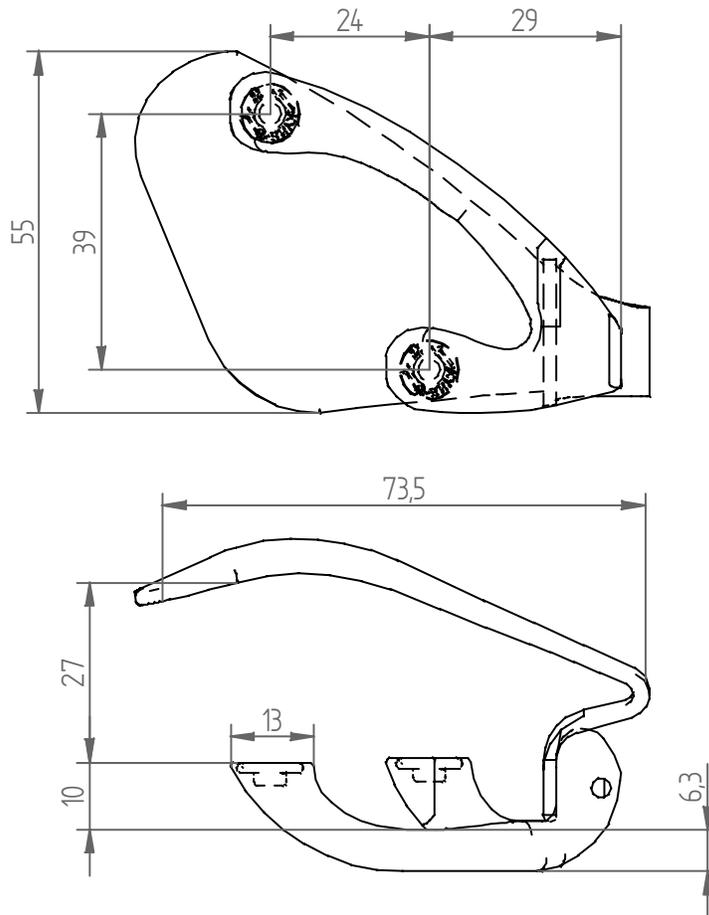


FRONTAL SUPERIOR

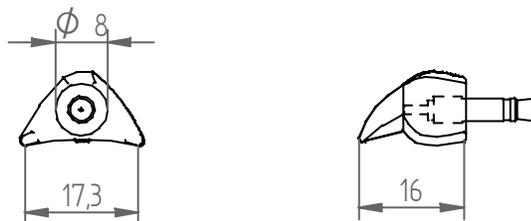


PULSADOR  
1:2

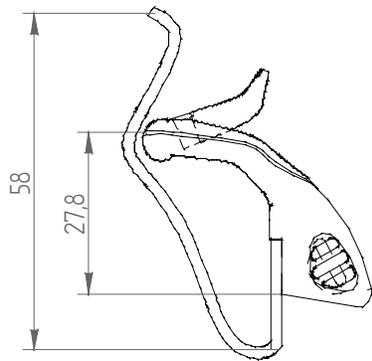




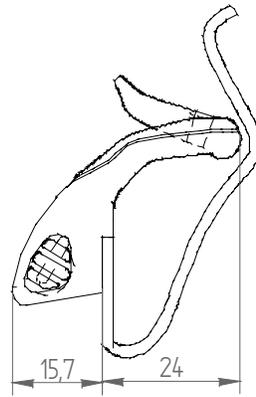
PORTA ELECTRODO GSR



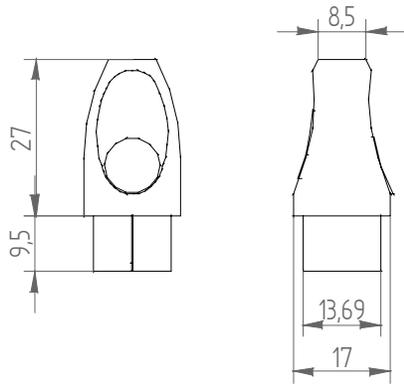
PORTA TERMISTOR TEM plano  
1:1



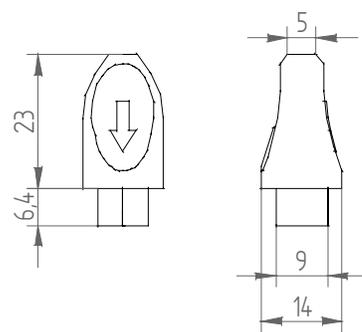
TEMP DER



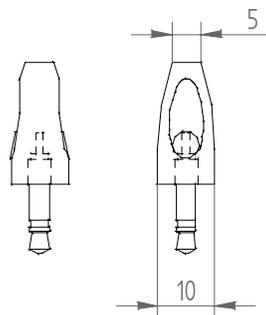
TEMP IZQ



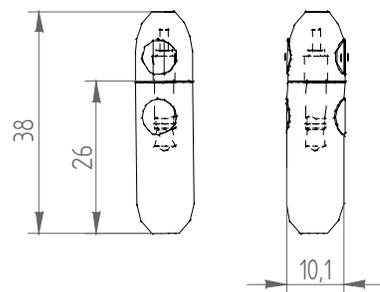
DIN 5 Pines (ECG)



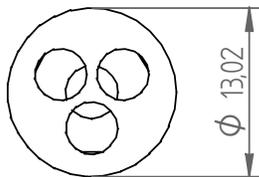
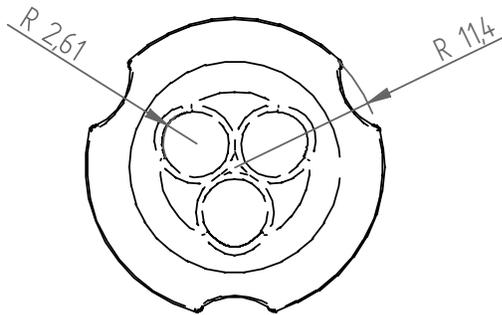
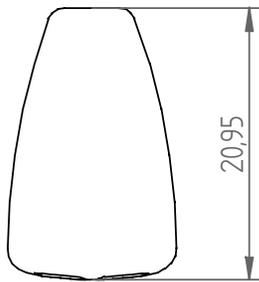
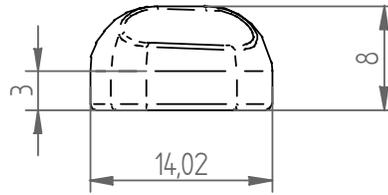
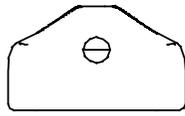
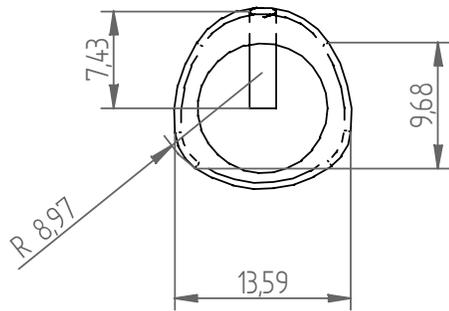
Mini DIN 4 (GSR)



monofonico (TEMP)



TEMP CAE  
1:1



## PUNTAS CARDIACAS 2:1