

**REPÚBLICA DE CUBA
UNIVERSIDAD DE ORIENTE
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
CENTRO DE ESTUDIOS DE NEUROCIENCIAS, PROCESAMIENTO
DE IMÁGENES Y SEÑALES**

**ANÁLISIS ACÚSTICO DEL LLANTO DEL NIÑO RECIÉN NACIDO
ORIENTADO AL DIAGNÓSTICO DE PATOLOGÍA EN SU
NEURODESARROLLO DEBIDO A HIPOXIA**

Tesis presentada en opción al grado científico de
Doctor en Ciencias Técnicas.

DANIEL ISAC ESCOBEDO BECEIRO

**Santiago de Cuba
2006**

**REPÚBLICA DE CUBA
UNIVERSIDAD DE ORIENTE FACULTAD
DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
CENTRO DE ESTUDIOS DE NEUROCIENCIAS, PROCESAMIENTO DE
IMÁGENES Y SEÑALES**

**ANÁLISIS ACÚSTICO DEL LLANTO DEL NIÑO RECIÉN NACIDO
ORIENTADO AL DIAGNÓSTICO DE PATOLOGÍA EN SU
NEURODESARROLLO DEBIDO A HIPOXIA**

Tesis presentada en opción al grado científico de
Doctor en Ciencias Técnicas.

Autor: Ing. DANIEL ISAC ESCOBEDO BECEIRO Tutor:
Prof. Tit., Ing. Sergio D. Cano Ortiz, Dr. C.

**Santiago de Cuba
2006**

AGRADECIMIENTOS

A mis profesores Dr. Enrique Marañón R. y Dr. Manuel Tamayo F., así como al Dr. Oscar López R. (fallecido) y al Ing. Arístides Berenguer M. por haber ayudado a introducirme en el Análisis Armónico de Señales, base para el Análisis Acústico de la Voz y el Lenguaje.

A los doctores Vitelio Ruiz H. y Eloína Miyares B. por sus primeras lecciones de Fonética Acústica.

A los doctores Enrique Marañón R. y Vitelio Ruiz H. por introducirme en la investigación del llanto infantil.

Al antiguo Departamento de Electrotecnia Básica de la Universidad de Oriente y al Centro de Lingüística Aplicada del Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente, respectivamente, donde me formé como Profesor e Investigador.

A los compañeros Dr. E. Marañón R., Dr. M. Tamayo F., Ing. Francisco Beaufrand C., Lic. Manuel Socarrás R., Ing. Dennis Simons W., Dr. Sergio Cano O., Ing. Julieta Soto L., Ing. Reymes Madrazo R., Ing. Eddy Coello F., Ing. Ariel Delgado; algunos de ellos fundadores del Grupo de Procesamiento de Voz de la Facultad de Ing. Eléctrica de la Universidad de Oriente, grupo en el que he desarrollado gran parte de mis trabajos de investigación.

A las doctoras Kathleen Wermke, Renate Siegmund y Katrin Lind de la Universidad de Humboldt, Alemania, por su cooperación y ayuda.

Por el trabajo en el tema, experiencia y valiosa cooperación, a todos los compañeros del antiguo Servicio de Neonatología del Hospital Materno Este donde se hicieron las primeras grabaciones de llanto, también a todos los compañeros del Servicio de Neonatología del Hospital Materno Sur y de su Vicedirección Docente y Biblioteca; así como también del Servicio de Neonatología del Hospital “General J. Bruno Zayas”, todos hospitales de Santiago de Cuba. De estos colectivos referidos deseo reconocer especialmente a los doctores Luis Regüíferos Prego (jefe de la contraparte médica de la investigación), Leonardo Capdevila Bravo, Magalis Ruiz G. y Guillermo Delgado G. que han constituido el núcleo principal de médicos de la investigación. También de los colectivos anteriores agradecer a los doctores Gerardo Rodríguez L., Ibrahim Alvarez G., Isabel Núñez C., Magalis Goire

C., Raúl Varela M. y Alfredo Hernández C., también a las compañeras bibliotecarias Rosario Morán y María Felicia Chang y a la secretaria Irina Legrá.

Al Hospital Infantil Sur de Santiago de Cuba, Policlínico de Especialidades, a la Consulta de Neurodesarrollo Infantil y en ella a los doctores Luis Regüeiferos Prego (Director de la consulta), Leonardo Capdevila Bravo, Jorge Guilarte T., María de la Caridad Ibarra C., Gliceris Legró, Osiel Gámez, J. Dorado Gallego, Francisco Ruiz M., Ana M. Martínez, Rosa Barbosa L. (fallecida), María T. Regüeiferos, Mirna Fernández, Dulce Hechavarría E., Julio Brossard, Ariel Bestard, entre otros, por su trabajo en el tema, experiencias y apreciable cooperación.

A los compañeros M. Sc. José Cuza F., por su ayuda en nuestros primeros pasos en el campo de la Estadística Descriptiva y al M. Sc. Miguel Torres A. y M. Sc. Héctor Diez R., que junto a otros, ayudaron en los primeros trabajos con Redes Neuronales y Clasificación Supervisada respectivamente.

Al Dr. Pedro Arafet P. (por su trabajo en las atestaciones), así como al M. Sc. Pedro Milá O. y demás compañeros del Departamento de Informática de la Facultad de Ing. Eléctrica por su apoyo y solidaridad.

Al Dr. Jan Raes (Neurolingüista) de la Universidad Libre de Bruselas y al Dr. Marc de Bodt (Logofoniatra) de la Universidad de Amberes, ambos especialistas de Bélgica, por su experiencia y valiosa contribución.

A los doctores Enrique Marañón R., Pedro Beatón S. y Sergio Cano O. por el celo y apoyo mostrados en relación con la protección del tiempo de trabajo del doctorando dedicado a la tesis.

Al Dr. Luis Brossard por introducirme y asesorarme en el campo del Diseño de Experimentos. Así como a la Dra. Larisa Zamora M. por introducirme en el campo de la Estadística Multivariada y asesorarme en el mismo. Gracias a la preparación científica, consejos, sugerencias e inestimable contribución de estos especialistas, pude diseñar y llevar a cabo el capítulo de Estadísticas de la tesis, en el cual la Dra. Larisa desempeñó un papel muy importante.

A todos los compañeros del Departamento de Física Aplicada de la Facultad de Ing. Mecánica, en particular a los compañeros M. Sc. José Palacios M., Dr. José Raúl Díaz L., Dr. Fernando León A., M. Sc. César Mesa y al Dr. Faustino Repilado, por su apoyo y solidaridad en este trabajo.

A mi compañera de especialidad Ing. Marta Otero C. por su altísima cooperación.

A los doctores Luis Oliva, José A. Suárez, Benigno Labrada y Lilia Cuesta por sus consejos y sugerencias.

A la Dra. Silvia Cruz y al Dr. Faustino Repilado por sus orientaciones y recomendaciones de carácter metodológico.

A mis compañeros Dr. Sergio Cano O., Dr. Enrique Marañón R. y al Ing. Frank Sanabria M. todos del Grupo de Procesamiento de Voz, por su trabajo desarrollado en el tema, cooperación, ayuda y sugerencias respecto al trabajo de tesis.

Al Ing. Frank Sanabria M. por su valiosa ayuda en la programación (software) de subproductos de análisis y clasificación de la tesis.

Al Dr. Sergio Cano O. (tutor de la tesis), mi compañero de trabajo en el tema del llanto infantil desde hace años, por su trabajo, paciencia, cooperación, consejos, experiencias y críticas, cuyo concurso ha sido muy útil en este trabajo de tesis.

A mis hijas y esposa por su apoyo y amor.

A todas las personas que confiaron en mí y que de alguna forma han brindado su apoyo y colaboración en esta investigación y tesis.

A los que se opusieron o fueron indiferentes, lo cual contribuyó a incrementar y orientar mis esfuerzos en la investigación del llanto infantil y en el desarrollo y culminación de esta tesis, y también en la preparación de acciones de continuación de esta investigación.

A todos mi más profundo agradecimiento.

DEDICATORIA

A mis padres.

A mis hijas.

A mi esposa.

A mi país.

A los investigadores del llanto infantil.

A los niños.

SÍNTESIS

Investigaciones acerca del llanto infantil han permitido correlacionar características acústicas de éste con diversas patologías, demostrándose que el llanto infantil puede reflejar la integridad neurofisiológica del niño, el que como fenómeno biopsicosocial da una medida de la interacción del niño con el ambiente y de su desarrollo cognitivo y social. En esta tesis se presenta una **Metodología de Análisis de Llanto Orientado al Diagnóstico de Patología en el Neurodesarrollo Infantil**, aplicada a recién nacidos, sobre la base de Hipoxia. Dicha Metodología es una herramienta no invasiva y nueva en el entorno neonatal cubano que redundará en mejorar la calidad de vida de los niños y la calidad de la atención al Neurodesarrollo Infantil, entre otros. Otras contribuciones importantes en este trabajo son el procesamiento articulado de la señal de llanto, a través de técnicas de Procesamiento Digital, Análisis Acústico, Estadístico y Clasificación combinada con Redes Neuronales, con la obtención de un Vector General de Caracterización del Llanto, básico para la extracción de parámetros, clasificación del llanto y el futuro diseño de dispositivos de ayuda al diagnóstico. Aspectos del mecanismo de generación y percepción del llanto, importantes para investigaciones interdisciplinarias en Neurodesarrollo Infantil, son también tratados. La tesis puede ser una referencia en el tema.

ÍNDICE

	-Pág-
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1. CUERPO TEÓRICO.....	6
1.1 Introducción.....	7
1.2 Producción de Voz y Mecanismos del Lenguaje.....	8
1.3 Algunos Modelos del Tracto Vocal.....	12
1.4 Modelo Digital de Producción de Voz.....	12
1.5 Predicción Lineal, Estimación del Tono y Formantes.....	14
1.6 Llanto Infantil.....	18
1.6.1 Análisis Acústico del Llanto Infantil.....	19
1.6.2 Llanto de Dolor y Estimulación.....	26
1.6.3 Atributos Acústicos de la Señal de Llanto.....	27
1.6.4 Llanto Normal de Dolor.....	27
1.6.5 Modelo Fisiocústico del Llanto Infantil.....	28
1.6.5.1 Componente Acústica del Modelo.....	28
1.6.5.2 Componente Fisiológica del Modelo.....	29
1.6.6 Llanto Patológico.....	31
1.6.6.1 Llanto en niños de Bajo Peso al nacer y en Pretérmino.....	32
1.6.6.2 Llanto en niños con Asfixia.....	34
1.6.6.3 Llanto en niños con Hiperbilirrubinemia.....	35
1.6.7 Percepción del Llanto Infantil.....	37
1.6.7.1 Llanto en la Comunicación Niño-Madre y su Función Comunicativa.....	38
1.6.7.2 Llanto en la Organización Sueño-Vigilia.....	40
1.6.7.3 Llanto en el Abuso Infantil.....	42
1.6.7.4 Observaciones de la Percepción del Llanto Infantil.....	43
1.7 Redes Neuronales Artificiales (RNA).....	44

-Pág-

1.7.1 Algunas Características, Etapas de la Vida y Clasificación de una RNA....	46
1.7.2 Red <u>Feed-Forward</u>	47
1.7.3 Red Auto-Organizada de Kohonen.....	48
1.7.4 Red de Función de Base Radial.....	50
1.8 Conclusiones del Capítulo.....	50
CAPÍTULO 2. ANÁLISIS DEL LLANTO INFANTIL (ETAPA 1).....	51
2.1 Introducción.....	52
2.2 Llanto, Estimulación y Grabación Analógica.....	53
2.3 Casos y Modelo 01.....	53
2.4 Digitalización, Procesamiento de la Señal de Llanto y Modelo 02.....	55
2.5 Muestra de Alteración de Parámetros en Casos Patológicos.....	57
2.6 Conclusiones del Capítulo.....	58
CAPÍTULO 3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ETAPA 1) Y EXTRACCIÓN DE	
INFORMACIÓN RELEVANTE.....	59
3.1 Introducción.....	60
3.2 Muestras.....	60
3.3 Variables y Codificación.....	60
3.4 Tratamiento.....	63
3.4.1 Nivel de Significación.....	63
3.4.2 Coeficiente de Correlación Lineal.....	65
3.4.3 Análisis de Componentes Principales.....	66
3.5 Resultados, Inferencias y Vector.....	68
3.6 Conclusiones del Capítulo.....	75
CAPÍTULO 4. CLASIFICACIÓN Y METODOLOGÍA.....	76
4.1 Introducción.....	77
4.2 Clasificación por Comparación, Seguimiento de Parámetros	
y Aplicación de Enfoque Lógico-Combinatorio.....	77

	-Pág-
4.3 Clasificación usando Redes Neuronales Artificiales.....	78
4.3.1 Resumen de la Clasificación por Redes Neuronales Artificiales.....	80
4.4 Metodología de Análisis del Llanto Orientado al Diagnóstico	
de Patología en el Neurodesarrollo Infantil.....	81
4.4.1 Algunos Antecedentes y Ubicación del Aporte.....	81
4.4.2 Introducción a la Metodología.....	86
4.4.3 Estructura, Organización y Funcionamiento de la Metodología.....	87
4.4.3.1 Selección de Casos.....	87
4.4.3.2 Estimulación y Grabación-Digitalización del Llanto.....	88
4.4.3.3 Variantes de la Metodología.....	88
4.4.3.3.1 Variante de Preclasificación.....	89
4.4.3.3.2 Variante Etapa 1.....	91
4.4.4 Medios Técnicos y <u>Software</u> en la Metodología.....	95
4.4.5 Consideraciones Finales de la Metodología.....	96
4.5 Conclusiones del Capítulo.....	97
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	98
Conclusiones.....	98
Recomendaciones.....	100
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101
ANEXOS.....	134

ÍNDICE DE FIGURAS

	-Pág-
CAPÍTULO 1. CUERPO TEÓRICO	
Figura 1.1 Modelo general de producción de voz.....	13
Figura 1.2 Modelo de un codificador LPC.....	15
Figura 1.3 Función de autocorrelación de la onda residual.....	17
CAPÍTULO 3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ETAPA 1) Y EXTRACCIÓN DE INFORMACIÓN RELEVANTE	
Figura 3.1 Variantes de análisis.....	63
Figura 3.2 Diagrama de bloques para obtener el vector general de caracterización.....	63
CAPÍTULO 4. CLASIFICACIÓN Y METODOLOGÍA	
Figura 4.1 Metodología: diagrama de bloques de la Variante de Preclasificación.....	91
Figura 4.2 Metodología: diagrama de bloques de la Variante Etapa 1.....	95

ÍNDICE DE TABLAS

	-Pág-
CAPÍTULO 2. ANÁLISIS DEL LLANTO INFANTIL (ETAPA 1)	
Tabla 2.1 Características y patologías de los casos.....	54
Tabla 2.2 Algunos intervalos de normalidad.....	57
Tabla 2.3 Tabla de estados que refleja alteración de algunos parámetros en casos patológicos.....	58
CAPÍTULO 3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ETAPA 1) Y EXTRACCIÓN DE INFORMACIÓN RELEVANTE	
Tabla 3.1 Variables de los modelos 01 y 02.....	61
Tabla 3.2 Vector general de caracterización del llanto infantil (Etapa 1).....	74
CAPÍTULO 4. CLASIFICACIÓN Y METODOLOGÍA	
Tabla 4.1 Clasificación de llanto usando redes neuronales.....	80
Tabla 4.2 Procedimiento general de selección de casos.....	88
Tabla 4.3 Procedimiento para estimulación y grabación-digitalización.....	88
Tabla 4.4 Resultado de preclasificación (salida por monitor de computadora).....	90

Algunas unidades, siglas y otros

dB (decibel):	0,1 bel = 1 decibel (de gran uso práctico ya que el bel como unidad de nivel de intensidad del sonido es muy grande)
Hz (hertz):	unidad de medida de la Frecuencia
cm ³ /s:	centímetro cúbico por segundo
ms:	milisegundo
cps:	ciclo por segundo
kHz (kilohertz):	10 ³ Hz
F ₀	Frecuencia Fundamental (Tono, <u>Pitch</u>)
F ₁	Frecuencia del Primer Formante
F ₂	Frecuencia del Segundo Formante
F ₃	Frecuencia del Tercer Formante
<u>LPC</u> :	siglas en inglés de Código de Predicción Lineal
<u>FFT</u> :	siglas en inglés de Transformada Rápida de Fourier
SNC	Sistema Nervioso Central
<u>RAM</u> :	siglas en inglés de Memoria de Acceso Aleatorio
Ω (ohm):	unidad de medida de la Resistencia Eléctrica
bit:	Digito Binario
byte:	unidad de almacenamiento equivalente a ocho bit
kbyte:	10 ³ byte
Mbyte:	10 ⁶ byte
<u>ILS</u> :	tipo de formato de fichero de muestras
<u>ANOVA</u> :	siglas en inglés del Análisis de Varianza
<u>PCA</u> :	siglas en inglés del Análisis de Componentes Principales
<u>Eigenvalues</u> :	Valores Propios
<u>Eigenvectors</u> :	Vectores Propios
<u>.wav</u> :	extensión de ficheros o archivos de sonido
<u>.html</u> :	extensión de ficheros o archivos de hipertexto

INTRODUCCIÓN

Los primeros estudios relacionados con el llanto de niños se remontan al siglo XIX, sin embargo no es hasta la década de los años 60 del siglo pasado que se identificaron características acústicas del llanto infantil correlacionadas con diversas patologías entre las que se encuentran el "Maullido del Gato", Síndrome de Down, Hiperbilirrubinemia, Encefalitis, Meningitis, Asfixia y diversas formas de daño cerebral [1-14]. A través del tiempo, y con el desarrollo de investigaciones sobre el tema se ha venido evidenciando que el llanto puede reflejar la integridad neurofisiológica del niño [12], [13], [15-20].

Factores como la prematuridad, el bajo peso al nacer, desnutrición, complicaciones obstétricas, el consumo de drogas en estado de gestación, entre otros, que conllevan a riesgos y a la aparición, en diferente momento del desarrollo del niño, de limitaciones diversas como motoras, cognitivas, etcétera, han sido y continúan siendo estudiadas a partir del llanto infantil. Son objeto de estudio, para mayor comprensión, los mecanismos de producción del llanto, los modelos que describen la anatomía y fisiología del control neurológico y de la producción del llanto, los que permiten sustentar hipótesis acerca de la correlación entre las características acústicas del llanto y el desarrollo predictivo del niño [6-26].

Desde el punto de vista fisiológico, el llanto está vinculado con el control autonómico de los mecanismos del despertar y la inhibición y la coordinación de la actividad cardio-respiratoria, así como los músculos relacionados con la laringe. En el análisis del llanto también se viene investigando acerca de patrones de comportamiento como modo de comunicación de sensaciones, percepciones, etc., con implicaciones posibles en el desarrollo del lenguaje [27-39]. Como se aprecia, el llanto contiene en sí aspectos biológicos y sociales por lo que puede considerarse un fenómeno biosocial en el cual hay efectos directos e indirectos sobre el subsecuente desarrollo del niño. El llanto como medida de la integridad del sistema nervioso es considerado dentro de los efectos directos. Los efectos indirectos se deben a cómo el llanto es determinante en la interacción del niño con las personas que le rodean, que de hecho, es una medida del desarrollo cognitivo y social del niño. Efectos directos e indirectos del llanto son moderados por factores socioculturales y la historia médica del niño [17].

En general, las áreas del conocimiento relacionadas con el tema del análisis del llanto infantil han ido en desarrollo y consolidando algunos resultados, los cuales van desde los primeros análisis auditivos y

espectrográficos del llanto hasta algoritmos de procesamiento y herramientas de análisis cada vez más potentes gracias a avances tecnológicos y al desarrollo de mejores computadoras.

El **problema científico** de esta tesis es el siguiente: **¿Puede el análisis acústico del llanto del niño recién nacido ser utilizado como ayuda al diagnóstico de patología en su neurodesarrollo?** Dicho problema ha tenido y tiene vinculación con varios proyectos de investigación⁽¹⁾ (**Notas al final en el ANEXO 0-0**) y se desarrolla en ambiente interdisciplinario, propios de la interacción médico-hospitalaria, de especialidades relacionadas con el neurodesarrollo infantil, ingeniería, entre otras⁽²⁾. El problema de referencia se inserta en la problemática de los programas del Ministerio de Salud Pública: **Salud Materno Infantil** (ramal), **Aptitudes Físicas y Mentales de los niños** (ramal) y el **Programa Nacional de Estimulación Temprana**.

El **objeto** de la tesis es el **llanto infantil** y el campo de acción es el análisis acústico de ese llanto. Distinguir características del llanto de niños recién nacidos vinculados a su neurodesarrollo, en relación con la dicotomía **normal versus patológico**, es decir, caso normal o caso con presencia de patología debido a **Hipoxia**, esta última como causa importante de mortalidad perinatal y morbilidad neurológica antes, durante y después del nacimiento [40], está entre los propósitos de la tesis. Además considerar aspectos de interés en la comprensión de los mecanismos y leyes que regulan el proceso de generación y percepción del llanto infantil vinculados a temas como el llanto y sus efectos en la comunicación niño-madre, en la organización sueño-vigilia y en el abuso infantil.

Los objetivos de la tesis son:

Objetivo General:

Obtener una metodología de ayuda al diagnóstico de patología en el desarrollo infantil a través del llanto, correlacionándose factores de ese llanto con estados patológicos del neonato.

Objetivos Específicos:

- Caracterizar la señal de llanto infantil, proporcionándose a su vez información de interés al área de neurodesarrollo infantil y a la calidad de esa consulta.
- Efectuar un procesamiento articulado del llanto utilizando diversas técnicas que permita una mejor caracterización y clasificación normal-patológico de la señal de llanto en niños con Hipoxia.

Haciendo énfasis en los puntos de vista social y económico, los resultados de este trabajo deben brindar la posibilidad de disponer de una herramienta no invasiva, de alto valor humano y científico, que ayude al médico en un diagnóstico precoz, incidiendo esto en una mejora de la calidad de vida de los niños. No es muy fácil precisar un estimado económico de los resultados de este trabajo de tesis debido a las características de sus beneficios en los sectores de la salud y la educación especial, no obstante puede referirse que la metodología de ayuda al diagnóstico sobre la base del llanto infantil en combinación con la consulta de neurodesarrollo debe provocar un salto cualitativo en el seguimiento de los casos tratados en esta consulta, lo que debe favorecer a la calidad del diagnóstico, a la disminución de costos por diversos conceptos y a una utilización más eficiente de las unidades asistenciales y servicios de salud, en interrelación con otras especialidades del neurodesarrollo infantil y del sistema de educación.

La **hipótesis** de la tesis plantea que si es posible caracterizar el llanto infantil a partir de factores prenatales, postnatales y parámetros acústicos, así como correlacionar dichos factores y parámetros con estados patológicos debidos a Hipoxia en recién nacidos, se está en condiciones de formular una metodología, a partir del análisis acústico del llanto, que ayude al médico en el diagnóstico de estados patológicos por Hipoxia.

Esta metodología no invasiva ayuda complementariamente al médico en el diagnóstico de la presencia o posible presencia de estados patológicos por Hipoxia usando el llanto infantil provocado ante un estímulo de dolor. Dicha metodología puede brindar información relativa al desarrollo predictivo del niño en un ambiente interdisciplinario propiciado por la consulta de Neurodesarrollo Infantil.

Obviamente, esta **Etapa 1 de investigación, de la cual sólo trata esta tesis** (la investigación del llanto infantil cuenta con dos etapas, en la Etapa 1 hay sólo una grabación de llanto por caso; la Etapa 2 contempla varias grabaciones por caso y seguimiento especial de éstos, más detalles en el Capítulo 2) proporciona información acerca de los mecanismos de generación del llanto y de su caracterización, también de sus efectos en el proceso de percepción, comunicación, organización sueño-vigilia en el niño, así como de los mecanismos que lo regulan.

Todo el procedimiento empleado en la comprobación y verificación de la hipótesis, da solución al problema científico planteado y a su vez al cumplimiento de los objetivos de la tesis.

Las **tareas principales acometidas** en el desarrollo de la tesis son:

- ⇒ La revisión bibliográfica y el estudio del Estado del Arte del análisis del llanto infantil.
- ⇒ La elaboración, en algunos casos, y la asimilación y utilización, en otros, de herramientas de procesamiento digital de señal y de almacenamiento de datos.
- ⇒ La adaptación e implementación en nuestro país, de parte de la experiencia de estudio y extracción de parámetros acústicos desarrollada por un grupo de investigadores escandinavos del llanto liderados por Wasz-Höckert, O., Lind, J., Michelsson, K., y otros [10-13].
- ⇒ El estudio en ambiente interdisciplinario para la selección de los casos.
- ⇒ El diseño de la investigación y procedimientos empleados en la toma de datos de los casos, muestras del llanto y la extracción de sus parámetros, así como el correspondiente análisis de datos y parámetros.
- ⇒ El Análisis Estadístico de datos de casos y parámetros del llanto.
- ⇒ La elaboración de la Metodología de ayuda al diagnóstico apoyada en el análisis del llanto infantil.

Para el desarrollo del trabajo de investigación y de la tesis en general, se hizo uso de **métodos** como el **Histórico-Lógico** y el **Análisis-Síntesis**, empleados también en el estudio y análisis de la bibliografía. En la fundamentación del trabajo se consideran los modelos del llanto infantil: Fisiocústico de H. Golub y Biosocial de B. M. Lester respectivamente, entre otros. En la caracterización del objeto se utilizó el método de **Inducción-Deducción**, elementos de la técnica de **Diseño de Experimentos**, de **Estadística Univariada** y **Multivariada**. También se hizo uso de algoritmos de **Redes Neuronales Artificiales**, implementados para propósitos de clasificación.

Los **aspectos novedosos** de la tesis son los siguientes:

- ⌚ Una Metodología de ayuda al diagnóstico en el Neurodesarrollo Infantil, basada en el estudio, procesamiento y caracterización de la señal de llanto del recién nacido (método no invasivo) como experiencia nueva en el entorno neonatal para patologías vinculadas con Hipoxia.
- ⌚ El procesamiento articulado del llanto infantil usando Procesamiento Digital de Señales, Estadística y Redes Neuronales Artificiales.
- ⌚ La obtención de un Vector General de Caracterización del Llanto Infantil.
- ⌚ La concepción y el flujo de operación del Preclasificador de Llanto Infantil (uno de los programas de la Metodología).

Relacionados con el tema de tesis (análisis del llanto infantil) hay alrededor de 25 trabajos presentados

en eventos científicos internacionales celebrados en nuestro país y en el extranjero, así como cerca de

20 publicaciones en proceedings de eventos y revistas. También ha habido intercambio académico con especialistas del tema en varios países, destacándose en el período de trabajo de esta tesis una estancia

de investigación del autor en el Rehabilitation Center of Speech and Hearing Disorders de la

Universidad Libre de Bruselas, entre otras acciones. Además se incluyen el desarrollo de un Proyecto

de Curso, Trabajos de Diploma y tres Tesis de Maestría, estas últimas con estudiantes de la Universidad de Twente (Holanda) y del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica de Puebla en México (Ver **ANEXO 0-1**).

La tesis posee cuatro capítulos, el **Capítulo 1** se refiere a la revisión bibliográfica y el Estado del Arte

del análisis del llanto, fundamentos, aspectos fisiológicos y biosociales del llanto infantil, así como fundamentos teóricos de técnicas y algoritmos de procesamiento digital de señales y redes neuronales artificiales usadas en el trabajo. El **Capítulo 2** contiene todo el trabajo de análisis del llanto de la Etapa

1 de investigación con aspectos interdisciplinarios relacionados con la selección de casos, toma de muestras, procesamiento de señal, extracción y análisis de parámetros en tiempo y frecuencia en casos normales y patológicos. El **Capítulo 3** contiene el Análisis Estadístico de la Etapa 1 y la extracción de información relevante, también la obtención de un Vector General de Caracterización del Llanto. El **Capítulo 4**, formado por la Clasificación Normal-Patológico, usando varias pruebas, incluyendo redes neuronales, y la Metodología de análisis del llanto orientado al diagnóstico de patología en el Neurodesarrollo Infantil. Le siguen las **Conclusiones** y **Recomendaciones** para el trabajo futuro, las **Referencias Bibliográficas** y los **Anexos**.

Para la introducción de los resultados de la tesis a la práctica social se encuentran Metodología, proyectos de investigación-desarrollo aplicados, así como subproductos de análisis y clasificación.

CAPÍTULO 1. CUERPO TEÓRICO

CAPÍTULO 1. CUERPO TEÓRICO

Este capítulo presenta aspectos de la comunicación humana, producción de voz y lenguaje, conceptos de acústica y atributos de la voz y el habla. También brinda información del Modelo Digital de Producción de Voz, Predicción Lineal y los algoritmos utilizados en el Capítulo 2 para estimación del Tono y del Primer Formante. En este capítulo se muestran definiciones del llanto infantil, una revisión bibliográfica de éste y de su Estado del Arte. Se trata el Modelo Fisio-acústico de Golub, así como el llanto provocado ante dolor de recién nacidos normales y con estados patológicos debido a Hipoxia y sus atributos acústicos. Por último, son presentados aspectos de la percepción del llanto infantil y los algoritmos de las Redes Neuronales Artificiales usadas en el trabajo para clasificación del llanto.

1.1 Introducción

En el hombre, además del primer sistema señalizador de la realidad, común a los animales, existe un segundo sistema de señales, verbal, ligado al pensamiento verbal abstracto⁽³⁾, en virtud de ello el hombre ha sido capaz de organizar el rango de sonidos que emite a través de su Sistema de Comunicación mediante la voz y la palabra, la primera, como sonido que éste y los animales superiores producen al expulsar el aire de los pulmones mediante la laringe, dispuesta debidamente para ello, y la segunda, como la voz articulada, es decir la palabra, y que consiste en modificaciones de los sonidos emitidos por la laringe y efectuados en los órganos situados por encima de ésta, donde intervienen primordialmente los músculos de la región palatina y del maxilar inferior, lengua, labios, entre otros [41]. Una sección transversal del tracto vocal humano aparece en el **ANEXO 1-1a**.

Es el lenguaje humano la facultad que tienen los hombres de entenderse por medio de los signos vocales⁽⁴⁾, es la facultad comunicativa del hombre en una pluralidad de lenguas. Hay una serie de rasgos comunes que caracterizan a toda lengua, dichos rasgos deben existir en todo Sistema de Comunicación, uno de estos rasgos importantes es el lenguaje articulado, propiedad del lenguaje humano, formado por sonidos articulados constituyendo como una cadena o engranaje en que cada sonido aislado posee un puesto fijo, la percepción clara de esta articulación del lenguaje es más bien resultado del conocimiento de sus valores significativos; en tanto distinguimos con claridad los sonidos, o grupos de sonidos, en cuanto que a través de ellos percibimos los contenidos significativos

que comportan. Teniendo en cuenta este hecho, Georg von der Gabelentz⁽⁵⁾ define el lenguaje como **..."expresión articulada del pensamiento mediante sonidos"...** [42].

Capacidades extraordinariamente desarrolladas del cerebro del hombre y de su pensamiento abstracto hacen que la lengua humana tenga la cualidad de transmitir volúmenes infinitos de información de diferente carácter, bien sea concreto⁽⁶⁾ o abstracto, en el proceso de la comunicación [43-46].

Los procesos de la comunicación humana pueden explicarse como sigue: en el cerebro del sujeto emisor se produce la codificación, se desarrolla el proceso psíquico lingüístico, influyendo sobre éste códigos, signos, figuras, fenómenos diferentes a través de estímulos, en fin, es el punto de partida, del acto del habla, es un hecho eminentemente psíquico, que crea impulsos neurofisiológicos, los que son transmitidos a los órganos de fonación. En el receptor se produce la decodificación, es decir, la conversión de ciertos impulsos de orden material, físico, en un aspecto neurofisiológico y a su vez su traducción nuevamente en un fenómeno psíquico que conlleva a la comprensión del mensaje percibido. El proceso o fase fisiológica, comprende los órganos articulatorios (fonación) y es la sede de la producción del sonido articulado, es la fase sin la cual no existe comunicación exterior para el emisor; y para el receptor es el proceso fisiológico o fase auditiva (fono-recepción) la cual es perceptora de la onda acústica. Por último, el proceso físico-acústico o fase acústica, constituida por la onda acústica compleja de los sonidos articulados (mensaje); onda que estudia la Fonética Acústica [45], [46].

La comunicación, en el sentido lingüístico de la palabra, ha sido establecida cuando los estímulos acústicos contenidos en la onda sonora han sido organizados en el centro del habla del córtex del oyente en una secuencia de elementos discretos y estos elementos han sido identificados con unidades lingüísticas conocidas [43]⁽⁷⁾. En general, especialistas de la comunicación, de diversas áreas, la definen como la transmisión de un lugar a otro de determinada información, mediante los componentes del Sistema de Comunicación⁽⁸⁾ [46], [47].

1.2 Producción de Voz y Mecanismos del Lenguaje

La mayoría de los órganos del sistema respiratorio del hombre intervienen en la producción de voz. La complejidad de estos órganos hace pensar que su morfología es consecuencia de su doble papel como sistema de oxigenación del humano e instrumento para producir sonido. Este sistema está compuesto de elementos cuya coordinación corre a cargo del cerebro, y cuya naturaleza es inconsciente para la

respiración, pero voluntaria para la producción de voz, existiendo una sincronización de órganos para cumplir estas funciones. La forma de los órganos de fonación, dado su naturaleza, está determinada por las funciones vitales primarias, por ejemplo, algunas características de la laringe, reflejan adaptaciones que mejoran la comunicación en humanos y animales [48], [49].

Desde el punto de vista funcional, los componentes necesarios para la producción de voz son el **Sistema Subglotal**, la **Laringe** y el **Sistema Supraglotal** o **Supralaríngeo**. El **Sistema Subglotal** está compuesto por los pulmones y la musculatura respiratoria asociada, donde la tráquea conduce el aire de los pulmones a la laringe, este sistema genera el flujo de aire que permite la producción de voz. La **Laringe**, convierte el flujo cuasi-estacionario de aire que proviene de los pulmones en una serie periódica o cuasi-periódica de golpes de aire, usando para ello las cuerdas vocales, este golpe de aire es el **Pulso de Glotis**, cuya frecuencia es denominada **Frecuencia Fundamental o Tono**. Los ANEXOS 1-1b y 1-1c muestran aspectos de la Fisiología de la Laringe⁽⁹⁾ [50]. El **Sistema Supraglotal** lo forman la faringe, boca, con los músculos de la región palatina y del maxilar inferior, lengua, labios y, además de esta vía oral, la vía nasal. Durante la producción de la voz las cavidades supralaríngeas actúan como un filtro variable de frecuencias capaz de transformar la energía acústica, dicha variabilidad del filtro se debe a los cambios que experimenta la forma del tracto vocal, así esta transmisión de energía acústica toma su mayor valor en ciertas frecuencias llamadas **Formantes**.

Según el punto o zona de origen de los sonidos del lenguaje (**fonemas**), éstos pueden agruparse en **sonoros** y **sordos**, los sordos están constituidos por ruido o turbulencias, teniendo en el lenguaje normal un sonido sonoro su origen en la laringe, y es el resultado de una abertura y oclusión regulares de la glotis por medio de las cuerdas vocales. Esta onda sonora originada en la laringe es una onda periódica o cuasi-periódica, como se ha referido, cuya **Frecuencia Fundamental o Armónico Fundamental** es la frecuencia del **primer armónico** de la onda periódica compuesta y es de mucha utilidad al estudiar la curva melódica para obtener **patrones de entonación** de cualquier lengua [45]. Esta frecuencia está dada en hertz (Hz) o ciclo por segundo, es dominante⁽¹⁰⁾ y los armónicos superiores (múltiplos de la Frecuencia Fundamental) decrecen, vistos en un Espectro de Amplitud (Gráfico de **Amplitud o Intensidad versus** Frecuencia), a razón de 12 dB por octava entre 300 y 2500 Hz. En el ANEXO 1-1d, a través de los gráficos Velocidad del Volumen Glotal versus Tiempo y

Presión del sonido en la boca versus Tiempo, se aprecia respectivamente la **Forma de Onda del Pulso de Glotis** y el **Oscilograma** (Gráfico de Intensidad o Amplitud versus Tiempo) de la vocal /a/, a su vez fonema sonoro⁽¹¹⁾. La duración en el tiempo de los fonemas es denominada **cantidad**.

La percepción del tono laríngeo en nuestros oídos es debida al efecto filtrante causado por la faringe y las cavidades bucal y nasal, o sea, por el denominado conducto vocal principalmente, el cual tiene más o menos la forma de un tubo (longitud aproximada 17,6 cm) y su efecto de resonancia puede compararse con el de tubos o cuernos. Si se abre la boca y se emite un sonido sonoro sin efectuar ningún movimiento de los órganos vinculados con el lenguaje, el resultado será la proyección de las propiedades de resonancia de este tubo sobre el espectro original del tono laríngeo. Como se ha referido, la configuración del conducto vocal es modificada principalmente por los movimientos de la lengua lo que modificará también las características de resonancia, obteniéndose los **Formantes** (cuyo correlato subjetivo es el **timbre**) como regiones de frecuencia de mayor intensidad, es decir, conjunto de ondas simples o armónicos, cuyas frecuencias, al coincidir con los resonadores bucales, han sido reforzadas [45]. También se debe considerar el efecto de resonancia de la cavidad nasal el cual puede estar o no presente en la realización de un sonido, así, la **nasalidad** es producida cuando al conducto vocal se le une, como otro resonador, la cavidad nasal, por ello, una vocal o sonido sonoro es oral o nasal por la participación o no del efecto de resonancia de esta cavidad⁽¹²⁾.

En el **ANEXO 1-1e, inciso a**, se representa el triángulo de vocales [i], [u], [a] (vocoides) las que pueden ser consideradas como las tres unidades de máxima diferencia. Cualquier sistema vocálico usado en las lenguas del mundo, o es idéntico a este sistema básico, o está basado en él, es decir, aumentado con la adición de tipos intermedios, particularmente grados de difusión en la serie de sonidos agudos, graves o bien modificaciones de **bemolización** (labialización) o de **nasalización** [43]; éste es el fundamento del **Triángulo de Hellwag** [51], [52]. En el **ANEXO 1-1e, inciso b**, aparece esquemáticamente un gráfico de espectro de amplitud del tono laríngeo y la envolvente espectral del efecto del filtro del conducto vocal y los tres primeros formantes.

Para visualizar la estructura armónica, la frecuencia fundamental y los formantes de un segmento sonoro es muy usado el **Sonograma** o **Espectrograma** [43-45], [50], [51], [53-60] (Gráfico de Frecuencia versus Tiempo, de escala de frecuencias lineal o logarítmica y alcance entre cuatro y 16

kilohertz, etcétera, según algoritmo o dispositivo usado) obtenido por un **Sonógrafo** o **Espectrógrafo**, este último consiste en un conjunto de filtros de frecuencia (banco de filtros) cuyos filtros sólo dejan pasar aquellas ondas simples (banda de frecuencia) para las cuales han sido diseñados, estas bandas de frecuencia son conocidas por banda de paso del filtro, implementándose comúnmente dos bandas de trabajo en el espectrógrafo, la banda estrecha (45 Hz), con la que pueden observarse los armónicos (frecuencia fundamental y sus múltiplos) y la banda ancha (300 Hz), espectrograma con el que pueden observarse los formantes y varios armónicos. A menudo, en estudios acústicos, es usada la **Carta de Formantes** [44], [45], [61] (Gráfico de F_2 versus F_1) donde se representan en el plano los valores de formantes para vocales, y cada uno de estos puntos o vértices unidos por rectas originan los llamados **Triángulos Acústicos** [44], [45], [61]. Ejemplos de espectrogramas de banda estrecha y banda ancha se muestran en el **ANEXO 1-1f, incisos a y b** respectivamente.

En relación con la producción y articulación de los sonidos de una lengua puede referirse que durante la fonación de sonidos sonoros, las cuerdas vocales se mueven en respuesta a una alternación rápida de fuerzas aerostáticas y aerodinámicas generadas por el flujo de aire pulmonar. En la formación del tren de impulsos acústicos que sucede en la laringe del humano, influye la tensión de los ligamentos vocálicos, la movilidad y masa de éstos y su longitud, así como la presión ejercida sobre dichas cuerdas desde los pulmones. Respecto a los sonidos sordos (no vocálicos o no sonoros) éstos se producen con una cantidad de aire espirado significativamente mayor que los sonidos vocálicos, estos sonidos sordos o ruido (ausencia de estructura formántica) se alcanzan cuando hay exigencia de un nivel de aire turbulento para su producción. Esto ocurre en determinados sonidos o fonemas de una lengua, algunos de naturaleza consonántica, dichos sonidos se producen mayormente en el tracto supralaríngeo que es donde se transforma sustancialmente el flujo de aire glotal proveniente de los pulmones (Sistema Subglotal) y del tracto laríngeo, para así dar forma a los sonidos del habla, agregándoseles en este Sistema Supralaríngeo la mayor parte de las características que hacen que los sonidos sean entendibles como fonemas de una lengua, donde coexisten diversidad de sonidos sonoros, sordos y de sonoridad intermedia. De esta forma, es con la **articulación** como actividad coordinada del cerebro, demás sistemas componentes funcionales y los músculos del Sistema Supraglotal, que en sincronización, producen configuraciones correspondientes a los sonidos del habla, para el proceso de comunicación.

1.3 Algunos Modelos del Tracto Vocal

Existen diversos modelos del tracto vocal (mecánicos, eléctricos, etc.) destinados a investigar aspectos articulatorios del habla y la voz, y también las relaciones entre las posiciones articulatorias y las propiedades acústicas de la onda sonora. Un ejemplo es el **Modelo de tubo uniforme sin pérdidas**, donde la aproximación de la fuente se modela por un pistón de comportamiento independiente a la presión del tubo; de estos modelos se extraen parámetros que rigen el funcionamiento del tracto vocal.

Entre los modelos mecánicos del tracto vocal, uno de los más antiguos es la **máquina de Wolfgang von Kempelen** de 1791⁽¹³⁾ [44], [62]; también están el **Modelo de tubos sin pérdidas con diferentes diámetros**, **Modelo de dos masas**, **Modelo articulatorio**, basado en las características dinámicas de los órganos articulatorios (Shirai y Honda, 1980) [44], [63], [64], **Articulatory vocal-tract model**⁽¹⁴⁾ [65], etc. Entre los modelos eléctricos (analógicos y digitales) se encuentran el **Electrical Vocal Tract Model** (H. K. Dunn, 1950) [64], **Electrical Line Analog** (LEA, según Fant) [45], otro modelo, basado en síntesis de voz es el **Tuned resonance vocal-tract model** (Klatt, 1972) [65], también están los **Voder** (**Voice Operator Demonstrator**) [62], por sólo citar algunos ejemplos. Hay modelos lineales de circuito equivalente del tracto vocal, modelos para producción de voz (síntesis) soportados en computadoras con modelos del comportamiento de las cuerdas vocales y propagación de sonido⁽¹⁵⁾ [44], [63]. Otros estudios usan modelos lineales y no lineales, desde diversas esferas de interés [66-73].

1.4 Modelo Digital de Producción de Voz

Dos factores básicos entran en la producción de voz y lenguaje: el punto o zona de origen del sonido y el filtro, de hecho toda onda de este tipo puede especificarse en función de estas dos características⁽¹⁶⁾, esto es base de la formulación matemática de la teoría acústica para la producción de voz y lenguaje (Fant, 1960; Stevens, 1964; Flanagan, 1972), según lo anterior la salida de voz y lenguaje puede representarse por la expresión (1.1) como:

$$Salida = Fuente \cdot Filtro \quad (1.1)$$

Ambas características (Sonido o Fuente y Filtro) implican cierta modificación de una corriente de aire que, generalmente, consiste en una espiración pero, en excepciones, puede ser una inspiración hacia un espacio cerrado y repentinamente abierto de la cavidad bucal o faríngea donde la presión de aire ha

sido disminuida o aumentada. Así, la cavidad bucal, que es como un tubo lleno de aire actúa como un filtro. Esta Función General de Transferencia del filtro del conducto vocal [45] es dada por (1.2):

$$T(f) = T(\text{polos}) \cdot T(\text{ceros}) \cdot T(\text{radiación}) \quad (1.2)$$

Donde el factor de transferencia $T(\text{polos})$ está presente en todas las categorías de voz y lenguaje y es especificado como una suma de curvas elementales de resonancia en función de intensidad y frecuencia. El factor $T(\text{ceros})$ es un conjunto similar de curvas elementales de antirresonancias (ceros).

El factor $T(\text{radiación})$ es un factor que siempre está presente y es directamente proporcional a la frecuencia e inversamente proporcional a la distancia entre la boca del hablante y el micrófono.

Sobre la base de lo anterior y de las expresiones (1.1) y (1.2), un modelo general de producción de voz considera aspectos de la fuente de sonido, del tracto vocal y del efecto de radiación de los labios. La figura 1.1 presenta, usando la transformada Z, el diagrama de bloques de un modelo de sistema discreto variable en el tiempo de producción de voz [44], [63], [74-82].

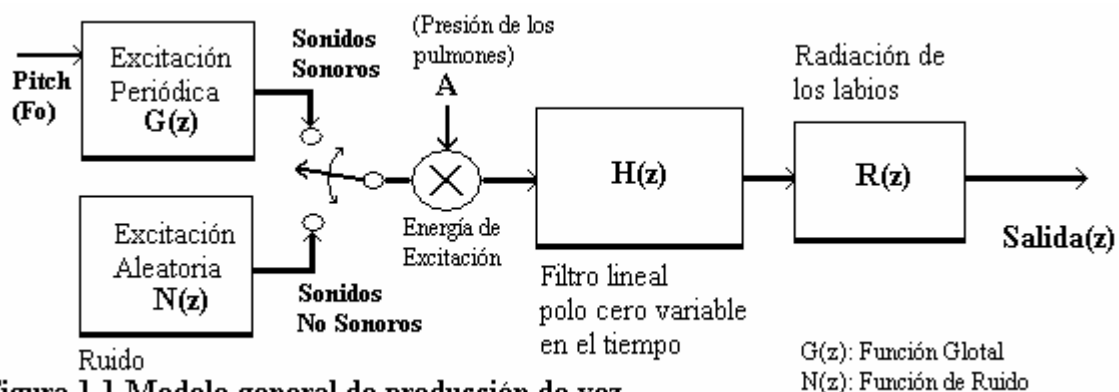


Figura 1.1 Modelo general de producción de voz

Donde la salida del sistema de la figura 1.1 se expresa según (1.3) por:

$$Salida(z) = A \cdot (G(z) + N(z)) \cdot H(z) \cdot R(z) \quad (1.3)$$

El modelo de la figura 1.1 responde a la estructura del aparato fonador donde se concatenan fuente de potencia (pulmones), el mecanismo excitador para la producción de sonidos sonoros y sordos (cuerdas vocales, fricación⁽¹⁷⁾ en la cavidad oral), el filtro resonante que varía en el tiempo y el efecto de radiación de los labios. Con independencia del carácter de la excitación (sonoro o no), el tracto vocal, según se ha referido, se comporta como un tubo acústico mediante el cual se propaga la señal de voz.

La presencia de las cavidades oral y nasal, que pueden actuar de forma no simultánea o en paralelo, introduce variaciones importantes al modelo presentado. Si el sonido es sonoro (no nasal), la respuesta impulsiva del tracto vocal se va atenuando por efecto de absorción tráqueo-pulmonar y radiación hacia

el exterior a través de los labios. En este caso el tracto vocal se comporta como un filtro todo polo que permite modelar las resonancias de la cavidad oral, donde también se puede incluir la forma del pulso glotal producido en la laringe. Cuando se tiene un sonido sonoro nasal, además de la atenuación y radiación, aparecen las antirresonancias de la cavidad oral ocluida que se restan a las resonancias de la cavidad nasal. En el caso de los sonidos sordos la función de transferencia del filtro mostrado en el modelo de la figura anterior representa el tramo comprendido entre el punto o zona de articulación (donde se localiza la excitación) y el punto o zona de radiación. Cuando el sonido es sordo puro la excitación puede modelarse mediante **Ruido Blanco**⁽¹⁸⁾ [46], [47], [83-85].

En general, en la figura 1.1, ante excitación de pulsos y ruido de energías distintas, el filtro se comporta como un filtro lineal polo-cero variable en el tiempo. Aunque en modelación, en la práctica, es común extraer y analizar parámetros según un modelo todo-polo, con interpolación lineal en sub-intervalos, de forma que la variación de parámetros espectrales describa el movimiento físico de la articulación.

1.5 Predicción Lineal, Estimación del Tono y Formantes

La **Predicción Lineal** (Wiener, 1966), es una técnica de un amplio rango de aplicaciones que ha tenido un considerable impacto en la investigación de voz y lenguaje (Makhoul, 1975; Markel, 1976; Markel, Gray, 1976). Dicha técnica se apoya en que la onda sonora de voz y las características de su espectro pueden representarse eficientemente usando un pequeño número de parámetros. La teoría de predicción lineal está basada en la posibilidad de aproximar una muestra mediante una cierta combinación lineal de p muestras anteriores. La minimización del error cuadrático entre las muestras reales y las obtenidas por predicción lineal sobre un pequeño intervalo de señal, determina un conjunto único de coeficientes, los que poseen la propiedad importante de tener relación con la geometría de una concatenación de tubos acústicos sin pérdidas (modelo del tracto vocal), permitiendo esta propiedad establecer correspondencia física entre el modelo **LPC: Linear Predictive Code** y el modelo de producción de voz visto en la figura 1.1 [44], [62], [75-82], [86-93].

Esta correspondencia entre los modelos **LPC** y de producción de voz se traduce en el **Modelo de un Codificador LPC**. Este codificador se muestra en la figura 1.2, y es un modelo derivado del modelo general de producción de voz donde el filtro lineal (Filtro Predictivo) $H_p(z)$ es todo polo, de orden p (orden del predictor)⁽¹⁹⁾, cuyos coeficientes $\{a_k\}$ varían en el tiempo. Los parámetros de este filtro

lineal se asumen constantes dentro de una ventana de corta duración, muchos de estos parámetros se obtienen aplicando **Técnicas de Corta Duración**⁽²⁰⁾ [44], [75], [78], [79], [94], [95]; dicho filtro, como se conoce, es capaz de modelar la función de transferencia del tracto vocal, y si **p** es de valor alto, también modela la forma del pulso de glotis y los efectos de radiación labial.

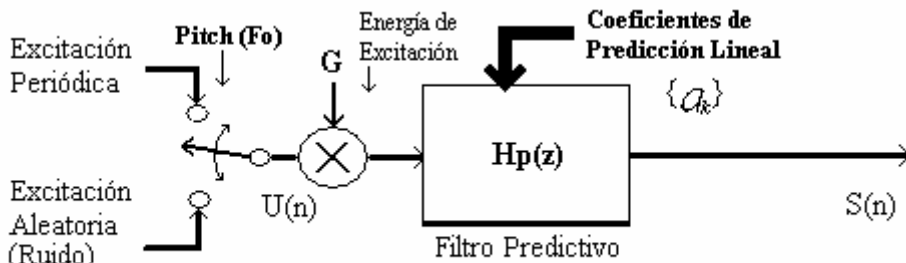


Figura 1.2 Modelo de un codificador LPC

Según el codificador LPC, la función de transferencia del filtro digital de dicho modelo, en función de Z , donde G es la ganancia de la energía de excitación, queda dada por (1.4) como:

$$\frac{S(z)}{U(z)} = \frac{G}{1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (1.4)$$

Así, para estimar el **tono** (Frecuencia Fundamental) el procedimiento empleado es calcular los Coeficientes de Predicción Lineal del modelo LPC referido, en ello es común usar el **Método de Autocorrelación** [44], [62], [77], [78], [80], [86], [88], [96]. El cálculo de estos coeficientes es como sigue: la salida del predictor lineal en el codificador puede expresarse según (1.5) por:

$$\tilde{S}(n) = \sum_{k=1}^p a_k \cdot S_{(n-k)} \quad (1.5)$$

Considerando el modelo como todo-polo debe resolverse el sistema de ecuaciones de (1.6):

$$[Rn] \cdot [a_k] = [Rn_{(k)}] \quad (1.6)$$

La expresión (1.6) expandida en forma de matriz es:

$$\begin{bmatrix} Rn_{(0)} & Rn_{(1)} & Rn_{(2)} & \dots & Rn_{(p-1)} \\ Rn_{(1)} & Rn_{(0)} & Rn_{(1)} & \dots & Rn_{(p-2)} \\ Rn_{(2)} & Rn_{(1)} & Rn_{(0)} & \dots & Rn_{(p-3)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ Rn_{(p-1)} & Rn_{(p-2)} & Rn_{(p-3)} & \dots & Rn_{(0)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Rn_{(1)} \\ Rn_{(2)} \\ Rn_{(3)} \\ \vdots \\ Rn_{(p)} \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

Donde R_n son los coeficientes de autocorrelación. Esta matriz $p \times p$ de valores de la función de autocorrelación es simétrica respecto a la diagonal principal y es la **Matriz de Toeplitz** [44], [62], [80], [94], [97-99]. La solución de este sistema se obtiene a través del **Método Recursivo de Durbin** [44], [62], [78], [80], [94], [98], [100], [101]. La solución para la obtención de los coeficientes del modelo LPC se presenta en la expresión (1.8):

$$\mathbf{a}_j = \mathbf{a}_j^p \quad 1 \leq j \leq p \quad (1.8)$$

Por otra parte, en relación con el error de aproximación puede referirse que la salida de un predictor lineal expresado en (1.5) no es otra que la denominación de muestras de la señal de voz del modelo de codificador, y que según (1.5) el error de aproximación está dado por la n -ésima muestra como:

$$\mathbf{e}_n = \mathbf{S}_n - \tilde{\mathbf{S}}_n = \mathbf{S}_n + \sum_{k=1}^p \mathbf{a}_k \cdot \mathbf{S}_{(n-k)} \quad (1.9)$$

La sucesión \mathbf{e}_n es comúnmente denominada señal de resto (residual) de la sucesión de error. El propio término \mathbf{e}_n es además la entrada para el sistema predictor del modelo cuando se desee recuperar \mathbf{Y}_n que es, a su vez considerada, **Onda Residual** a partir de la cual se puede estimar el tono. La Onda Residual es equivalente a la fuente excitadora cuando se desee sintetizar o reconstruir voz en el modelo de la figura 1.2. La determinación de sonoro o sordo en dicho modelo depende de la periodicidad de la fuente, la cual viene dada por el valor normalizado del pico de autocorrelación de la onda residual. Entonces el período del tono es la diferencia de tiempo de la autocorrelación residual cuando la amplitud normalizada tiene el mayor valor después de un tiempo de retraso τ igual a cero. Puede decirse que de la Función de Autocorrelación de la Onda Residual puede derivarse toda la información necesaria sobre la fuente sonora [97]. Esto es posible cuando se obtiene directamente la autocorrelación de la onda residual \mathbf{e}_n , es decir, la onda residual es:

$$\mathbf{e}_n = \mathbf{Y}_n - \tilde{\mathbf{Y}}_n = \mathbf{Y}_n + \mathbf{a}_1 \cdot \mathbf{Y}_{n-1} + \mathbf{a}_2 \cdot \mathbf{Y}_{n-2} + \dots + \mathbf{a}_p \cdot \mathbf{Y}_{n-p} \quad (1.10)$$

y su función de autocorrelación viene dada por (1.11):

$$\gamma_\tau = \overline{\mathbf{e}_n \cdot \mathbf{e}_{n+\tau}} = \overline{(\mathbf{Y}_n + \mathbf{a}_1 \cdot \mathbf{Y}_{n-1} + \dots + \mathbf{a}_p \cdot \mathbf{Y}_{n-p}) \cdot (\mathbf{Y}_{n+\tau} + \mathbf{a}_1 \cdot \mathbf{Y}_{n+\tau-1} + \dots + \mathbf{a}_p \cdot \mathbf{Y}_{n+\tau-p})} \quad (1.11)$$

Del resultado final se obtienen A_j como correlación de A_k y V_j como autocorrelación de la onda original, las expresiones correspondientes son (1.12) y (1.13) respectivamente:

$$A_j = \sum_{k=0}^{p-j} a_k \cdot a_{(k+j)} \quad \text{donde } a_0 = 1 \text{ y } A_j = A_{-j} \quad (1.12)$$

$$V_j = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-j-1} Y_n \cdot Y_{(n+j)} \quad \text{donde } V_j = V_{-j} \quad (1.13)$$

Siendo N las muestras de señal (ventana) en varios períodos del tono para tener resultados aceptables.

Si se tienen gráficos de la Amplitud versus Tiempo de la función de autocorrelación de la onda original y de la onda residual y se comparan, en este último la periodicidad del tono se hace más evidente, por lo que la Frecuencia Fundamental (Pitch) será el inverso del período fundamental del tono en dicho gráfico. Este gráfico se muestra en la figura 1.3.

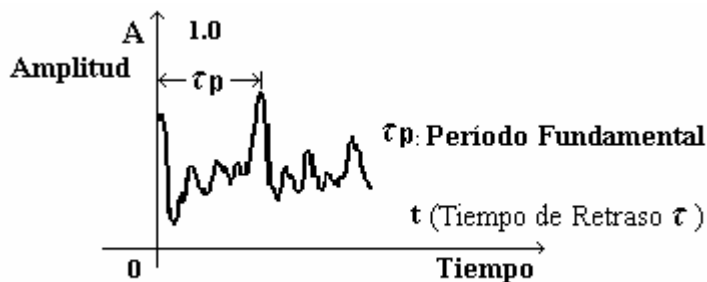


Figura 1.3 Función de autocorrelación de la onda residual

Existen otros métodos, variantes y procedimientos para la extracción del tono, relacionados con el procesamiento de la forma de onda de la señal, su correlación y el espectro de frecuencias. Entre éstos están: el método de **Reducción de Datos**, **Procesamiento Paralelo**, **Conteo de Cruces por Cero** (**Zero-Crossing**), el **Método de Autocorrelación**, **PARCOR: Partial Correlation**, **Correlación Modificado**, el **Filtrado Inverso** como en el método **SIFT: Simple Inverse Filter Tracking**, el método **AMDF: Average Magnitude Differential Function**, el **Análisis Homomórfico**, por ejemplo el **Cepstrum**⁽²¹⁾, el **Método de Ecuación Espectral usando LPC**, la obtención de **Período por Histogramas**, y transformaciones como **Fourier**, **Wavelets**, etc. [44], [76], [79], [96], [102-121].

En relación con el cálculo de **Formantes** de una señal sonora objeto, éstos también pueden ser estimados usando el modelo **LPC** explicado, dichos formantes pueden obtenerse a partir de los parámetros del predictor de la figura 1.2. Una vía de tener los formantes es factorar el polinomio predictor del denominador de la función de transferencia de la expresión (1.4) y según las raíces

calculadas decidir cuales son los formantes correspondientes a los polos del lugar geométrico de la envolvente del espectro de frecuencias. Otra vía es obtener el espectro y seleccionar los formantes a través de métodos de detección de picos o máximos de la envolvente espectral. El orden del predictor en estos procedimientos debe ser seleccionado convenientemente para disminuir errores de estimación de formantes [79]. El Espectro de Amplitud del ANEXO 1-1e, inciso b, es un ejemplo de un caso particular donde se aprecian envolvente espectral y los formantes (F_1 , F_2 y F_3).

Existen métodos y variantes para la estimación de formantes, entre éstos, además del **LPC** y de la obtención de **Formantes por Síntesis de Voz usando LPC** (hay otros sintetizadores), están el **Cepstrum**, **Filtros de Formantes**, **cálculo de formantes por modelos del aparato fonador** y la **utilización de transformaciones** (Fourier, etc.), entre otros [44], [61-64], [78], [79], [105], [122-130].

1.6 Llanto Infantil

Se ha dicho que cuando un niño nace su llanto representa la **"pérdida del paraíso"** [11], [131]. Términos como **"aleatorio"**, **"no expresivo"** y **"difuso"** han sido usados para describir el llanto (Gesell, 1940; Osgood, 1953; Spitz, 1963). Otros investigadores sugieren que el llanto de un niño **presupone una pequeña intención o significado y que la naturaleza de la inconformidad o malestar que lo causa pudiera no estar en correspondencia con el tipo de vocalización** (Sherman, 1927; Miller, 1951; Van Riper, 1954). Criterios evolucionistas en las ciencias del comportamiento (Allport, 1960), plantean el asunto del llanto infantil desde la conocida teoría de la **respuesta a la diferenciación**, y que las vocalizaciones de los niños en el nacimiento, y por algún tiempo posterior a éste, **tienen naturaleza aleatoria y no diferenciada, y que esta respuesta va convirtiéndose gradualmente en diferenciada de acuerdo con la edad** [10].

Es conocido que el llanto infantil **tiene un gran significado y que su correcta interpretación conlleva una gran cantidad de información para el adulto** (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968). Este punto de vista concuerda con los de Bühler (1930), Hurlock (1950), Trojan (1957) y Eisenson (1956), estos dos últimos con mayor orientación fonética y argumentos acerca del **valor en el llanto de la función expresiva o vocalización pre-verbal** [10].

Algunos investigadores tienen el criterio (Wasz-Höckert y otros, 1968; Lind y otros, 1965; Torda, 1976) de que el llanto del neonato es un **sistema de señales que comienza en el nacimiento, que**

puede alertar a los adultos, que puede ser generado como necesidad del sistema vegetativo, que el llanto es económico atendiendo a que puede producirse a partir de varias necesidades con suficiente independencia y que puede desvanecerse o disiparse cuando se pierde la conveniencia y utilidad o cesan las causas que lo motivaron.

Los niños normales generalmente comienzan sus vidas llorando (llanto del nacimiento). Después del nacimiento, **el llanto es un acto reflejo que está muy unido a la regulación de la homeostasis⁽²²⁾ como balance en el neonato entre la demanda interna y externa.** A nivel fisiológico, con el incremento de la ventilación asociada al nacimiento y a su llanto, éste **contribuye a la reorganización del sistema cardio-respiratorio en el niño en su paso de feto a recién nacido. El llanto mejora además la capacidad pulmonar;** como se refirió, **ayuda a mantener la homeostasis y puede mejorar el desarrollo del tracto vocal, constituyéndose, en un régimen de ejercicios [31], [36], [132], [133].** Por el contrario, el llanto puede llamar la atención como no normal cuando es prolongado, el cual puede hacer daño al sistema cardiovascular, incluido el flujo sanguíneo al cerebro, puede además dañar al sistema endocrino [134-138]. También hay reportes de taquicardia (mayores a 200 pulsaciones por minuto) y disminución de oxígeno en sangre [136], entre otros. En fin, variaciones en cantidad y calidad del llanto en el recién nacido pueden ser señal de anormalidad [20].

Fisiológicamente, como se ha hecho referencia, **el llanto está involucrado en el control central y autónomo de los mecanismos de la inhibición y el despertar, la coordinación de la actividad relacionada con el corazón, la respiración y los músculos de la laringe. El llanto, es una secuencia de patrones de comportamiento como parte de un gran repertorio de patrones de este tipo en el niño, siendo el llanto, al mismo tiempo, un modo primario de expresión de necesidades básicas, entre otros eventos. El llanto es un patrón de comportamiento social que posee una potente componente de relación con las personas que rodean al neonato, sus familiares y la transmisión de emociones. El llanto no sólo es una forma de comunicación con la consiguiente implicación en vocalizaciones en los comienzos y desarrollo del lenguaje humano, sino que es un evento acústico que contiene información acerca de la integridad neurológica y del funcionamiento del Sistema Nervioso Central [12], [13], [15-21], [25], [27-39], [41], [48], [49], [52], [131-133], [136], [139].**

1.6.1 Análisis Acústico del Llanto Infantil

Diversas técnicas son aplicadas al análisis acústico del llanto infantil, entre ellas, el análisis auditivo, análisis en los dominios del tiempo y la frecuencia de la señal de llanto, análisis espectrográfico, algoritmos y técnicas de procesamiento de señales, todas estas técnicas potencializadas por la aplicación de computadoras, las que cada vez mejoran sus características. A continuación aspectos históricos y una selección de investigaciones publicadas en esta área del análisis del llanto.

El arte del diagnóstico a través de la escucha viene de tiempos antiguos y fue descrito por Hipócrates⁽²³⁾ [15], no obstante, uno de los primeros reportes de la estructura acústica del llanto de los niños fue publicado por William Gardiner en 1838 en su libro **The Music of Nature**⁽²⁴⁾. Gardiner escribió que los niños mucho antes de conocer el uso o significado de una palabra no tienen dificultad en expresar sus deseos, placeres y dolores por sus llantos. La impresión sonora del llanto infantil fue descrita por Gardiner tomando como referencia las teclas de un piano y el patrón melódico del llanto en sí [12], [20]. En 1855, Charles Darwin advirtió acerca del contenido de información importante en llantos mostrados por fotos de gestos y expresiones de niños llorando⁽²⁵⁾ [12], [15], [20].

El Fonógrafo desarrollado por Edison y más tarde el Gramófono (Fonógrafo perfeccionado) y la grabadora de cinta, contribuyeron a imprimirle al estudio e investigaciones en el llanto infantil mayor efectividad y rapidez, siendo Flatau y Gutzmann en 1906 los que grabaron, usando un gramófono, vocalizaciones de niños [6], [15]. En el año 1936, Lewis usó el **Alfabeto Fonético Internacional**, por vez primera, para describir vocalizaciones de niños; más tarde fue usado este procedimiento con igual propósito por otros investigadores (Irwin, Curry, 1941; Irwin y Chen, 1941, 1943, 1947) [6], [15]. Irwin (1941) y Van Riper (1954) reportaron unos de los sonidos más frecuentes en el llanto infantil durante los primeros meses posterior al nacimiento, los sonidos vocálicos (æ) e (ʌ) (Bronstein, 1960; Fairbanks, 1940; Thomas, 1958), mostrándose a través de cinerentgenografía (tipo de cine-radiografía) que durante la tos o el llanto del neonato la lengua tiene un movimiento hacia adelante y hacia atrás (quedando inmóviles mandíbula, lengua y labios), o sea, que en la articulación en el llanto se pasa de un grado de hipotonicidad a hipertonicidad (Bosma, Lind, 1962), lo que concuerda con observaciones fonéticas de que la tensión asociada a las vocales (æ) e (ʌ) varía de la laxitud a la hipertonicidad (Bronstein, 1960; Thomas, 1958). En 1942 Fairbanks utilizó el gramófono y estudió características de frecuencia en llantos de hambre en un niño de nueve meses [6], [10], [12], [15].

En 1940 Bell Telephone Laboratories desarrolló el Espectrógrafo o Sonógrafo, el mismo tuvo el propósito inicial de beneficiar a sordos con la presentación del habla en forma visible, no obstante por complejidades y limitaciones del aparato, éste no fue utilizado hasta 1946 [15]. En 1947, con el nombre de Visible Speech, Potter y otros presentan y utilizan el espectrógrafo. Joos (1948) y Lynip (1951) usaron el espectrógrafo, Joos en investigaciones fonéticas y Lynip en el análisis de vocalizaciones de niños [6], [10-12]. El espectrógrafo ha sido una herramienta básica en el análisis del llanto infantil⁽²⁶⁾. Estudios acerca de la duración del llanto infantil en el tiempo fueron hechos por Aldrich y otros en 1945 y Brazelton en 1962 [133]. Illinworth en 1955 y 1957 reportó acerca de la base somática de vocalizaciones en niños [131]. Karelitz y otros en 1960 hicieron grabaciones de llanto poniendo especial atención en sus duraciones en el tiempo y sus latencias (tipo de duración), así como en sus valores umbrales, estas investigaciones continuaron por Karelitz y otros en 1962 y Fisichelli y Karelitz en 1963 [10]. En 1961, ya Fisichelli y otros habían usado el Volume-Unit-Graph [6], [140], y en las investigaciones de Karelitz y otros de 1962 y Fisichelli y Karelitz de 1963 también se habían encontrado algunas características en vocalizaciones de niños con daño cerebral. En el propio 1962, Ostwald y otros habían usado un Analizador de Espectro para estudiar vocalizaciones en gemelos y su relación con factores hereditarios [6], [15], [141]. En 1963, Ostwald estudió el valor de la frecuencia fundamental en llantos de recién nacidos a término encontrando que el pitch del llanto normal se localizaba en el intervalo de 425 a 600 Hz [6], [10], [15]. Otros investigadores habían estudiado el pitch y la estructura de armónicos, así como la duración de llantos de niños (Minnigerode, 1963; Ringel, Kluppel, 1964; Sedlácková, 1964; Truby, Lind, 1965; Greenberg y otros, 1967) [6], [10], [11].

En 1962, Wasz-Höckert, Vuorenkoski, Valanne y Michelsson reportaron sus primeros hallazgos con el uso del espectrógrafo en el análisis de distintos tipos de llanto, es decir, llanto del nacimiento, dolor, hambre y placer [6], [11], [15] (Ver ANEXO 1-2). Ringel y Kluppel, 1964, presentaron datos normativos del llanto de 10 niños acerca de que el nivel de presión del sonido, la frecuencia fundamental y la duración poseen valores diferentes entre neonatos, además que cuando éstos lloran, los patrones de formantes obtenidos (Carta de Formantes) son similares a los asociados a las vocales (æ) e (ʌ), comprobándose los hallazgos de Paterson y Barney de 1952 y Paterson, 1961 [6], [11], [142]. También Wasz-Höckert y otros en 1963 y 1964 hicieron uso del espectrógrafo para analizar

cualidades acústicas en la comunicación vocal-preverbal en niños normales. Bosma y otros (1965) estudiaron llantos normales y anormales usando espectrógrafo y cineroentgenografía simultáneamente de sus órganos articulatorios [6], [10]. En 1965, Lind y otros mostraron patrones de características acústicas en el llanto de niños con daño cerebral y asfixia [10] y también en 1966, Lind, Wasz-Höckert, Vuorenkoski y Valanne combinaron investigaciones sonográficas con mediciones de un oscilógrafo (Direct Writing Oscillograph) en la comparación de llantos normales y de daño cerebral [6], [15].

A partir de 1963 y 1964 el grupo de investigadores escandinavos guiados por Wasz-Höckert y Lind efectuaron importantes estudios del llanto infantil a través de análisis auditivo y espectrográfico, vinculándose rasgos anormales de parámetros característicos del llanto con problemas médicos. Entre alguno de estos trabajos se encuentran: anomalías orofaríngeas (Lind y otros, 1965; Massengill, 1968; Michelsson y otros, 1975; Raes, Michelsson, Despontin, 1980; Raes, Michelsson, Dehaen, Despontin, 1982) [11], [13], [15], [17], [143]; Asfixia Neonatal (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968; Michelsson, 1971; Michelsson y otros, 1977) [6], [7], [10-13], [15], [17]; bajo peso al nacer (Michelsson, 1971) [6], [11-13], [15], [17]; Herpes Encefalitis e Hipotiroidismo Congénito (Michelsson, Sirviö, 1975, 1976) [5], [11], [13], [15-17]; Hiperbilirrubinemia (Koivisto y otros, 1970; Wasz-Höckert y otros, 1971) [3], [4], [11-13], [15-17]; varias formas de daño cerebral (Karelitz, Fisichelli, 1962; Fisichelli, Karelitz, 1963; Lind y otros, 1965; Wasz-Höckert y otros, 1968; Michelsson y otros, 1977) [8-13], [15-17], [21]; niños desnutridos [12], [13], [17]; defectos genéticos (Lind y otros, 1965, 1970; Fisichelli, Coxe, Rosenfeld, Haber, Davis, Karelitz, 1966; Vuorenkoski y otros, 1966; Wasz-Höckert y otros, 1968; Ostwald y otros, 1970) [1], [2], [10-13], [15-17].

De trabajos del grupo escandinavo en 1968, concernientes al análisis auditivo y espectrográfico de distintos tipos de llantos en niños sanos y con patologías, Wasz-Höckert, Lind, Michelsson, Ostwald, Sirviö y otros confirmaron que los valores de la frecuencia fundamental en el llanto de niños normales oscilan entre 400 y 600 Hz [10], [11], [13], [20], [139], [144], [145].

En investigaciones acerca del Síndrome de Muerte Súbita Infantil (Steinschneider, 1972, 1974, 1977; Stark, Nathanson, 1972, 1975; Colton, Steinschneider, 1981; y otros) se encontró relación de la patología con características acústicas [14], [15], [146].

Algunos resultados publicados por investigadores entre 1980 y 1990 son los siguientes: características espectrográficas del llanto (Michelsson, 1980) [147]; valor del llanto en Neonatología en edades tempranas (Michelsson y otros, 1980) [12]; características acústicas de los primeros llantos (Gardosik y otros, 1980) [148]; análisis acústico del llanto normal de dolor (Thóden, Koivisto, 1980) [149]; características acústicas y perceptuales de tipos de llantos de niños (Murry, 1980) [33]; patrones de frecuencia fundamental (Keating, 1980) [150]; llanto y madurez (Prescott, 1980) [151]; llanto infantil, una guía para el diagnóstico (Golub, Corwin, 1982) [16]; el Modelo Físioacústico del Llanto Infantil (Golub, Corwin, 1985) [15]; 25 años de investigación del llanto por el grupo escandinavo (Wasz-Höckert, Michelsson, Lind, 1985) [13]; la comunicación y el significado del sonido del llanto (Ostwald, Murry, 1985) [152] y el Modelo Biosocial del Llanto Infantil (Lester, 1984) [17].

Entre otros trabajos de esta década están los relacionados con: la predicción del resultado evolutivo a través del análisis acústico del llanto en niños a término y pretérmino (Lester, 1987) [18]; evaluación en la variabilidad del llanto en niños de alto riesgo (Rapisardi, Vohr, Cashore, Peucker, Lester, 1989) [19]; llantos en niños con Hiperbilirrubinemia (Koivisto, 1987) [153]; significación y determinación del tono en llantos de recién nacidos y el espectro de la melodía como una medida de la variabilidad de la frecuencia fundamental (Wermke, Mende, Grauel, Wilzopolski, Schmucker, Schroder, 1987) [154]; variabilidad de la melodía del llanto y su espectro como indicador en ciertas patologías del Sistema Nervioso Central (Mende, Wermke, Schindler, Wilzopolski, Höck, 1990) [155]; bifurcación y caos en llantos de recién nacidos (Mende, Herzel, Wermke, 1990) [156]; hacia una terminología estandarizada y metodología para la medición de la duración del llanto característico de dolor (Raes, Dehaen, Despontin, 1990) [157]; el Jitter-index de la frecuencia fundamental del llanto infantil como posible herramienta de diagnóstico en la predicción de problemas futuros (Rothgänger, Lüdge, Grauel, Höck, 1990) [158], [159]; valor del análisis acústico del llanto infantil con patología y respiración con ruido en la práctica diaria (Hirschberg, 1990) [160].

Después de los años 90 una selección de algunos resultados del análisis acústico del llanto infantil y trabajos vinculados con éste es como sigue: discriminación acústica de llanto (Fuller, 1991) [161]; características acústicas del llanto de niños de madres expuestas a drogas (Corwin, Lester, Sepkoski, Maclaughlin, Kayne, Golub, 1992) [24]; examen de comparación de señales de llanto y habla usando el

método de alta resolución del tono (Rothgänger, Michelsson, Lüdge, Grauel, 1993) [162]; cambios en la expresión ante dolor en niños prematuros y a término de dos y cuatro meses de nacidos (Johnston, Stevens, Craig, Grunau, 1993) [163]; nuevo método para la determinación de tono en llanto infantil (Petroni, Malowany, Johnston, Stevens, 1994) [164]; equipo computadorizado para el análisis del llanto infantil en unidad neonatal de cuidados intensivos (Ismaelli, Rapisardi, Donzelli, Moroni, Bruscaiglioni, 1994) [165]; llanto infantil: fisiología y evaluación (Pinyerd, 1994) [20]; análisis por computadora de llanto de niños afectados por malnutrición (Donzelli, Rapisardi, Moroni, Zani, Tomasini, Ismaelli, Bruscaiglioni, 1994) [26]; alteración de parámetros acústicos en el llanto de neonatos (Rothenberg, Cansino, Sepkoski, Torres, Medina, Sachnaas, Poblano, Karchmer, 1995) [166]; características acústicas del llanto de recién nacidos que son afectados por el Síndrome Infantil de Muerte Súbita (Corwin, Lester, Sepkoski, Peucker, Kayne, Golub, 1995) [14]; clasificación de llanto infantil usando redes neuronales artificiales (Petroni, Malowany, Johnston, Stevens, 1995) [167]; el análisis espectral del llanto infantil (Cano, Escobedo, Socarrás, 1995) [168]; características de las prevocalizaciones en gemelos (Wermke, Mende, Borschberg, Ruppert, 1996) [169]; análisis espectrográfico en recién nacidos (Michelsson, Christensson, Rothgänger, Winberg, 1996) [170]; evaluación automática del nivel de distress de la señal de llanto (Xie, Ward, Laszlo, 1996) [171]; efectos del consumo de alcohol y uso de cigarrillos durante el embarazo en el análisis acústico del llanto (Nugent, Lester, Greene, Wiczorek-Deering, O'Mahony, 1996) [172]; redes neuronales y mapas autoorganizados: nuevas técnicas usando computadora en la evaluación acústica del llanto infantil (Schonweiler, Kaese, Möller, Rinscheid, Ptok, 1996) [173]; evaluación de asfixia en el nacimiento donde intervienen una serie de variables, entre ellas el llanto (Ghosh, Bhakoo, Narang, Dhall, 1997) [174]; características acústicas en llantos de niños con cólico (Zeskind, Barr, 1997) [175]; determinación de un indicador matemático del análisis acústico del primer llanto del recién nacido para la evaluación de su bienestar (Pérez, Gutiérrez, Sánchez, Remolina, Aguilera, Leija, Hernández, 1997) [176]; diferencias perceptivas en llantos de niños reveladas por modificaciones de rasgos acústicos (Protopapas, Eimas, 1997) [177]; análisis acústico de llanto infantil de recién nacidos (Fort, Manfredi, 1998) [178]; desplazamiento ascendente de frecuencia en el tono del llanto infantil en algunos casos patológicos (Escobedo, Cano, Coello, Regüíferos, Capdevila, 1999, 2001) [179], [180]; uso de los mapas auto-organizados de Kohonen en la clasificación del llanto

infantil (Cano, Escobedo, Coello, 1999; Cano, Escobedo, 2001) [181], [182]; análisis de llanto infantil para detección temprana de daño auditivo (Möller, Schönweiler, 1999) [183]; disfonía en niños (Hirschberg, 1999) [184]; fonación en recién nacidos (Michelsson, K., Michelsson, O., 1999) [139].

Una selección de trabajos en el análisis acústico del llanto infantil desde el 2000 al 2005 es la siguiente: análisis espectrográfico del llanto de recién nacidos después de un estímulo doloroso -pinchazo- (Runefors, Arnbjörnsson, Elander, Michelsson, 2000) [185]; análisis de llanto y prevocalizaciones en niños con Epilepsia (Ruiz, Siegmund, Wermke, Dorado, Escobedo, 2000; Escobedo, Cano, Ruiz, 2001, 2002) [186a], [186b-188]; estudio de rasgos acústicos de llantos de recién nacidos y su correlación con el contexto (Baeck, Souza, 2001) [189]; análisis espectral de prevocalizaciones en llanto espontáneo de niños con labios hendidos (Wermke, Hauser, Komposch, Stellzig, 2002) [190]; evolución de la frecuencia fundamental en llanto espontáneo (Lind, Wermke, 2002) [191]; uso de los modelos ocultos de Markov en la clasificación del llanto infantil (Lederman, Cohen, Zmora, Wermke, Hauschildt, Stellzig-Eisenhauer, 2002) [192]; aspectos evolutivos de la melodía y formantes en el llanto infantil (Wermke, Mende, Manfredi, Brusciaglioni, 2002) [193]; efectos de la exposición a drogas de madres en gestación en el neurodesarrollo predictivo del niño de un mes de nacido (Lester, Tronick, LaGasse, Seifer, Bauer, Shankaran, Bada, Wright, Smeriglio, Lu, Finnegan, Maza, 2002) [194]; análisis acústico de cambios evolutivos y expresión emocional en prevocalizaciones de niños (Scheiner, Hammerschmidt, Jurgens, Zwirner, 2002) [195]; características del llanto de 172 niños sanos de uno a siete días de nacidos (Michelsson, Eklund, Leppänen, Lyytinen, 2002) [145]; extracción de coeficientes cepstrales de frecuencia mel (MFCC) del llanto infantil para clasificación de llanto usando redes feed-forward (Orozco, Reyes-García, 2003) [196]; análisis de características acústicas para el reconocimiento de llanto en niños normales e hipoacúsicos basado en redes neuronales (Orozco, Reyes-García, 2003) [197]; análisis de sonidos del niño en el primer año de vida y vinculación con el lenguaje (Rothgänger, 2003) [198]; características del llanto en niños de alto riesgo (Verduzco, Arch-Tirado, Reyes-García, Martínez, Collado, 2004) [199]; análisis de llanto de niños hipoacúsicos y niños normales (Arch-Tirado, Mandujano, García-Torices, Martínez-Cruz, Reyes-García, Taboada-Picazo, 2004) [200]; función de base radial orientada a la clasificación del llanto infantil (Cano, Escobedo,

Ekkel, 2004) [201]; evaluación del llanto infantil: análisis acústico del llanto y percepción por los padres (LaGasse, Neal, Lester, 2005) [202].

1.6.2 Llanto de Dolor y Estimulación

Como se hizo referencia y se mostró en el **ANEXO 1-2** existen distintos tipos de llanto los cuales se producen ante situaciones concretas: nacimiento, dolor, hambre, placer [6], [10], [11], [13], [15], [25].

A las situaciones referidas, puede añadirse llanto por sueño, frío, calor, luz, ruido, etc. [203], [204]; además, existen otros criterios de clasificación. No obstante, una clasificación importante es la relacionada con la inducción o no del llanto, es decir, **llanto provocado o llanto espontáneo**.

El **llanto espontáneo** tiene gran importancia en determinadas investigaciones, sin embargo, es un llanto que si bien a veces es muy seguido por pediatras y otros, es laborioso dado la dificultad de obtener una situación objetiva muy definida para el niño que permita que su muestra de llanto espontáneo sea categorizada y comparada con muestras de otros niños, resultando tarea no fácil hacer definiciones prácticas y precisas, más aún cuando las características acústicas varían según el tipo de llanto [1-14], [21-28], [33], [147-149], [161], [163], [185], [190].

El **llanto provocado ante dolor**, que se estudia y utiliza por investigadores en el tema desde hace más de cuatro décadas, permite entre estos tipos de llanto, el uso de terminología común de parámetros, un análisis estandarizado y una mejor comparación de los resultados de las investigaciones para casos normales y anormales. El llanto de dolor posee un patrón característico suficientemente documentado en la literatura especializada. Este llanto, de hecho, es más práctico de implementar, es un evento controlado por el investigador y también se ha evaluado el grado de anomalía en la respuesta del llanto de dolor del niño [2], [4], [6], [7], [10-14], [16], [19], [139], [142], [145], [147-149], [151], [153], [155], [157-160], [163], [168], [177], [179], [180-182], [185-188], [201], [205], [206].

La **Estimulación** para provocar el llanto ha sido llevada a cabo utilizando diversos métodos (manual e instrumental), considerando el tipo de estímulo, edad del niño y su reacción ante éste, etc. Entre ejemplos de estimulación manual se encuentran: pellizco agudo en la piel de pies, brazos, muslos, pantorrilla; golpe rápido en dedo de pies; leve torcedura de dedos; tirón de cabellos en zona cercana a la oreja; ligero estallido o chasquido en los oídos, etc. La estimulación instrumental tiene como ejemplos: pinchazo por vacunación después del nacimiento, pinchazo por extracción de sangre

(examen médico), también pinchazo en el talón; estirado de banda elástica para hacerla golpear sobre la piel del niño, usándose en este último método dispositivos al efecto, uno de ellos en forma de catapulta (Raes, Dehaen, Despontin, 1990) [157]; (Raes, Dehaen, Despontin, 1992)⁽²⁷⁾.

1.6.3 Atributos Acústicos de la Señal de Llanto

En la literatura, para describir el sonido producido por el llanto infantil, es común encontrar términos como vocalización, fonación, prevocalización, comunicación no verbal, etc. Desde el punto de vista acústico, una definición para la señal de llanto es que **consiste en una total vocalización la cual ocurre durante una simple inspiración o espiración** (Lanyon y otros, 1960; Joppich, 1964)⁽²⁸⁾. Así, para el análisis y descripción de estas señales son usados términos y métodos (Jakobson y otros, 1952) que permiten estudiar cualidades o rasgos de los sonidos para aplicarlos al análisis diferencial de llantos [10]. Estos términos dan lugar a los **atributos o parámetros acústicos de la señal de llanto**.

Se han efectuado investigaciones acústicas del llanto [6], [10], [11], [13], [16], [20], [139], [147], [149], [153], [206], [207] a partir de un inventario de atributos o parte de éstos (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968) [10]; (Sirviö, Michelsson, 1976) [11]; (Michelsson, 1980) [147]; (Wasz-Höckert, Michelsson, Lind, 1985) [13]. Estos atributos acústicos se vinculan con la duración y la frecuencia, entre ellos: Duración del llanto, Latencias, duración de la primera y segunda espiración; visibles en un Oscilograma de la señal. Relacionados con la frecuencia, la Frecuencia Fundamental y su desplazamiento, Sonoridad, Melodía, Golpe de Glotis, Crujidos, Nasalidad, Tensión, Ruptura de Subarmónicos, dichos parámetros pueden visualizarse mediante un Espectrograma. El **ANEXO 1-3** presenta dos inventarios de atributos, definiciones y espectrogramas de la señal de llanto. Existen otros inventarios de parámetros acústicos que combinan algún atributo, usado por investigadores antes señalados, con otros como: Inestabilidad Glotal (GI), Esfuerzo Respiratorio Anormal (ARE), Llanto sólo en modo de hiperfonación (Honly), Llanto de pendiente ascendente del pitch en fonación o hiperfonación (RFS), llanto con alto pitch durante la fonación (HHP) y Constricción en el Tracto Vocal (CVT), por sólo citar algunos (Golub, Corwin, 1982) [15], [16].

1.6.4 Llanto Normal de Dolor

Posee un patrón típico de oscilograma y espectrograma. En el **ANEXO 1-4** se presenta el oscilograma de un llanto normal de dolor donde se muestran: **Estímulo, Latencias y Llantos Espiratorios;**

también, en dicho anexo, aparece un espectrograma de un llanto espiratorio sonoro, con clara estructuración de armónicos y **Melodía** mayormente descendente.

En el llanto normal de dolor la **Frecuencia Fundamental** oscila entre 400 y 600 Hz [10], [11], [13], [20], [139], [144], [145]. El **tipo de Melodía**, en más del 80 % de los casos [13], es descendente o ascendente-descendente con pitch bastante estable [6], [10-13], [139], [145]. En relación con la **Sonoridad**, el llanto es mayormente sonoro. Si aparece algún **Desplazamiento** de pitch, éste ocurre comúnmente al comienzo de fonación. Pueden aparecer **Crujidos** al final de fonaciones y también **Vibrato** que puede preceder al crujido [12], [13]. Son raros en casos normales **Bifonación**, **Deslizamiento**, **Bifurcación** y **Concentración de Ruido**, entre otros [12], [13], [139], [145].

Estudios del llanto en niños sanos acerca del pitch y la duración, junto a otros atributos, concuerdan con el tipo de llanto y características del patrón antes presentado⁽²⁹⁾ (Ringel, Kluppel, 1964; Wasz-Höckert y otros, 1968; Ostwald y otros, 1963, 1968; Prechtl, Theorell, Gramsbergen, Lind, 1969; Prescott, 1975; Sirviö, Michelsson, 1976; Murry, Amundson, Hollien, 1977; Zeskind, 1978; Michelsson, 1980; Thóden, Koivisto, 1980; Michelsson, K., Michelsson, O., 1999; Michelsson, Eklund, Lepänen, Lyytinen, 2002) [10-13], [142], [145], [147], [149], [205].

1.6.5 Modelo Físioacústico del Llanto Infantil

No es hasta 1979-1980, que en investigaciones del llanto infantil se logra combinar éstas con un modelo de producción del llanto y técnicas de procesamiento de señal apoyado en computadora, relacionándose así dicho modelo con las propiedades acústicas del llanto. Esto permite ampliar la comprensión y correlación de las características acústicas del llanto infantil con condiciones patológicas. Este modelo es el **Modelo Físioacústico del Llanto Infantil** [15-17], [20], descrito por Howard Golub⁽³⁰⁾ el cual lo forman un **componente acústico** y un **componente fisiológico**, el primero especifica cómo el sonido del llanto es generado y el segundo refiere acerca de la configuración, funcionamiento y control de la respiración, laringe y sistema supralaríngeo en la producción de llanto, considerando al llanto infantil, según se ha referido, como el resultado de la interacción de complejas estructuras anatómicas y fisiológicas, interacción que comprende a los sistemas Nervioso Central, Respiratorio, Nervioso Periférico y una variedad de músculos.

1.6.5.1 Componente Acústica del Modelo

El **ANEXO 1-5** presenta el modelo de producción del llanto (Golub, 1979), este modelo está dividido en cuatro partes. La primera es el **Sistema Subglotal**, encargado de producir, expresado en función del tiempo, la presión $P_s(t)$ necesaria para la fuente constituida por las cuerdas vocales. La segunda parte es la fuente de sonido localizada en la **laringe**, dicha fuente, en el dominio de la frecuencia, se describe por $S(f)$, que es la fuente periódica y $N(f)$, que es la fuente de turbulencia o ruido, ambas fuentes pueden operar de forma individual o simultánea, como comúnmente sucede⁽³¹⁾. La tercera parte del modelo está formada por el **tracto vocal y nasal**, quedando esta parte por encima de la laringe. La Función de Transferencia $T(f)$ de esta parte es la de un filtro acústico cuyas características cambian con la forma y longitud del tracto vocal y nasal y el grado de acoplamiento nasal. La cuarta parte del modelo es la **Característica de Radiación $R(f)$** que describe el filtrado del sonido entre los labios del niño y el micrófono de grabación localizado a una cierta distancia [15]. El Espectro de Amplitud de las señales de las partes descritas del modelo se muestra en el **ANEXO 1-6**. Finalmente, la expresión matemática de la señal de salida $O(f)$ del modelo viene dada por (1.14) como:

$$O(f) = (S(f) + N(f)) \cdot T(f) \cdot R(f) \quad (1.14)$$

Como toda la componente acústica del modelo se apoya en la Teoría Acústica para la producción de voz y lenguaje (Fant, 1960; Stevens, 1964; Flanagan, 1972), toda explicación y detalles referente al mismo, así como los atributos acústicos principales de la señal en dicho modelo, fueron tratados en los epígrafes 1.2 y 1.4, y en las expresiones (1.1), (1.2) y (1.3), respectivamente, existiendo plena analogía entre las expresiones del Modelo General de Producción de Voz y el Modelo Fisiocústico del Llanto.

1.6.5.2 Componente Fisiológica del Modelo

La componente fisiológica se basa en la hipótesis de que el recién nacido tiende a controlar la tensión muscular de una forma no continua [16], llevándose a cabo, según el modelo de producción del llanto, a través de tres niveles de procesamiento del Sistema Nervioso Central, denominados: **Procesador Superior, Procesador Medio y Procesador Bajo o Inferior**. Estos niveles de procesamiento y una organización conceptual del control del llanto infantil se presentan en el **ANEXO 1-7 [15]**.

El procesador superior está vinculado a la selección y modulación del estado de acción del niño, y es probablemente donde haya mayor realimentación de factores internos y externos. Durante el período neonatal, este procesador superior podría ser relativamente inmaduro y de un control infrecuentemente

"consciente". Como resultado de este estado de madurez muchas actividades se producen a manera de reflejos. Se asume que todos los estados vegetativos (tragar, toser, respirar, llorar, etc.) se encuentran dentro del procesador medio. Un estímulo determinado ayuda al procesador superior a seleccionar el estado vegetativo apropiado. El llanto neonatal está estrechamente ligado a otras acciones presentes en el nacimiento que son estimuladas por la supervivencia⁽³²⁾.

El inicio de cada estado vegetativo enunciado, como respuesta a un estímulo, da como resultado el control de un número de músculos, alguno de estos grupos de músculos aparecen en el **ANEXO 1-7**. Es decir, existe una especie de "estructura de coordinación" que hace innecesario para el procesador superior que éste ejerza un control sobre cada músculo individualmente dentro del grupo en cuestión. Así, el llanto del recién nacido es un proceso semejante al proceso vegetativo del **ANEXO 1-7**. Si se sigue el estímulo del llanto los procesadores superior y medio para la producción del llanto hacen accionar el control del procesador bajo, y éste a su vez, ejerce control sobre el grupo de músculos relevantes correspondientes (los vinculados con los niveles subglotal, glotal y supraglotal)⁽³³⁾.

Sobre la base de esta hipótesis del control muscular se asume que cada uno de los tres grupos de músculos importantes del modelo de producción del llanto son controlados de forma independiente. En consecuencia, los parámetros de cada grupo pueden variar independientemente. Por otro lado, si se pueden discriminar diferencias en el llanto causadas por mal funcionamiento subglotal (respiratorio), glotal (laríngeo) o supraglotal, entonces se estará en condiciones de **correlacionar anomalías acústicas con anomalías fisiológicas o anatómicas específicas [15-17], [20]**.

La hipótesis del control muscular mostrada es usada para la selección de características acústicas las cuales ayudan a reflejar el estado fisiológico del niño [15]. Esta hipótesis permite explicar los tres tipos de llanto descritos espectrográficamente por Truby y Lind en 1965, los que representan diferentes modos de producción de sonido, análogos a los registros vocales en el habla adulta (**Fonación-básica, Hiperfonación-desplazamiento y Disfonación-turbulencia**) [208]⁽³⁴⁾.

Basado en el Modelo Fisiocústico del Llanto, Golub y Corwin [15], [16], [20], desarrollaron un sistema de procesamiento de señal usando computadora para correlacionar anomalías médicas en el niño con características o atributos del llanto. Por su parte, Lester y otros propusieron que el llanto es el final de una vía común a través del cual una variedad de condiciones médicas son expresadas dado el

nivel de participación del SNC en la producción del llanto [20]. Así, del análisis del comportamiento, a través de tres estructuras anatómicas básicas del modelo (ANEXO 1-5) puede notarse la relación de éstas con importantes variables acústicas. Por ejemplo, del **Sistema Subglotal**, hay relación con **Latencia, Duración, Intensidad, Energía y Fonación o Disfonación** del llanto. De la **Laringe**, con la **Frecuencia Fundamental (Fo)**, incluyendo **Hiperfonación** (Fo mayor que 1000 Hz). Del **Sistema Supraglotal**, con los **Formantes** [16], [20].

El Modelo Fisiocústico del Llanto Infantil es una guía capaz de suministrarnos información en la selección de los atributos acústicos que están estrechamente relacionados con las anomalías de la anatomía y fisiología del niño [15], [16], [20], [153], [168], [179], [180], [182], [201], [209].

1.6.6 Llanto Patológico

La literatura especializada refiere que el llanto infantil cambia ante condiciones patológicas. Entre alguna de las alteraciones y condiciones patológicas en las que se ha estudiado el llanto infantil, se encuentran: las anormalidades cromosómicas (Llanto del Maullido del Gato, Síndrome de Down), desórdenes endocrinos (Hipotiroidismo congénito), desórdenes metabólicos (Hiperbilirrubinemia e Hipoglicemia), daño cerebral (Encefalitis, Meningitis), Síndrome de Muerte Súbita Infantil, Bajo Peso, prematuridad, Asfixia, malnutrición, síndromes de malformaciones y enfermedades del tracto orolaríngeo (labio hendido); también se ha estudiado el llanto de niños de madres que se administran drogas, etc. [1-14], [16], [18-24], [26], [40], [135], [136], [139], [142], [143], [146], [153], [160], [172], [174], [175], [179], [180], [186a], [186b-188], [190], [194], [197], [200], [201], [207].

En ciertas enfermedades el llanto tiene características que ayudan al especialista en el diagnóstico, sobre todo en desórdenes relacionados con el SNC, así investigaciones han permitido correlacionar características acústicas del llanto con diversas alteraciones, pudiendo éste reflejar la integridad neurofisiológica del niño [1-20]. Factores de riesgo son la causa de afecciones en el neurodesarrollo infantil, cuyo llanto refleja las mismas, y a su vez, además de permitir correlacionar los atributos acústicos con dichas afecciones, es herramienta de ayuda en el desarrollo predictivo del niño [6-26].

Parmelee (1962) indicó que el llanto ..."**refleja la capacidad del sistema nervioso a ser activado y también la habilidad del sistema nervioso a inhibir o modular esta activación. Las diferencias en la habilidad de respuesta de los diferentes sistemas nerviosos a responder podría estar en los**

receptores sensoriales periféricos, pero lo que está más estrechamente ligado a estas diferencias lo constituyen los sistemas de actividad compleja del cerebro" ... [12]. Así, el llanto puede reflejar la respuesta del cerebro en relación con los impulsos neurales a los órganos que originan la producción de voz y su interacción con éstos, y por tanto el llanto es capaz de reflejar alteraciones a los niveles subglotal, glotal y supraglotal, como se conoce. Por otra parte, el llanto como fenómeno biosocial da una medida de la integridad del sistema nervioso del niño y su interacción con el ambiente, y por ello también es capaz de reflejar alteración del desarrollo cognitivo y social de éste [17], [27-39], [48], [49], [151], [152], [161], [163], [169], [171], [177], [184], [189], [195], [198], [204].

Ante condiciones patológicas, un propósito importante, además de considerar los cambios que ocurren del patrón normal hacia el anormal, es conocer cuáles características o atributos y sus rangos de valores en el llanto pueden afectarse por dichas condiciones. Por ejemplo: niños con aberraciones cromosómicas, daño cerebral por falta de oxígeno después de nacer y meningitis, entre otras, poseen un llanto con alteraciones de pitch, a veces inestable; los tipos de Melodía cambian a un ascenso, hacia un descenso-ascenso o plana, según el caso, a veces no es posible detectar el tipo de Melodía, ocurriendo Bifonación, Deslizamiento, entre otros cambios de atributos [1], [6], [9-13], [21], [153]. Lo expuesto tiene gran valor, sobre todo en el período neonatal cuando el diagnóstico no resulta fácil.

Investigaciones del análisis acústico del llanto infantil, desde diferentes especialidades, reportan la alteración de la Frecuencia Fundamental o Tono de esta señal como parámetro robusto y posible indicador de patología, sobre todo del SNC [10-12], [16], [18], [20], [102], [104], [106], [108], [142], [144], [156], [168], [169], [177], [180], [184], [185], [187], [205], [210-213]. Es importante notar que en llantos patológicos, según ejemplo anterior, hay alteración de otros atributos acústicos, los que varían de forma diferente en diversas enfermedades. Entre éstos: los Formantes, Latencias, Duración de Llantos Espiratorios, Sonoridad, Melodía, Turbulencias o Ruido, Deslizamiento, Bifonación, Ruptura de Subarmónicos, Llantos Inspiratorios, Nasalidad y Tensión, entre otros parámetros.

1.6.6.1 Llanto en niños de Bajo Peso al nacer y en Pretérmino

En 1971, K. Michelsson efectuó estudios espectrográficos del llanto en algo más de un centenar de niños recién nacidos de Bajo Peso al nacer (menos de 2500 gramos) [6], [12], [13], [153]. Alrededor del 30 % fueron niños **Pequeños para su Edad Gestacional (CIUR: Crecimiento Intra Uterino**

Retardado), los que nacieron después de 38 ó 40 semanas, con peso al nacer por debajo del décimo percentil de la curva normal de distribución de pesos en el nacimiento (Curva de Lubchenco) [214], [215]⁽³⁵⁾. El 71 % de la muestra estuvo formado por casos **Pretérmino** (Edad Gestacional entre 28 y 37 semanas). En el estudio se utilizaron muestras de llanto de dolor por cada niño. Los resultados en relación con los Pequeños para su Edad Gestacional, mostraron variación en la Duración, ocurrencia de Desplazamiento de pitch en el 13 % de los casos, el valor medio de Fo máxima en toda la duración del llanto fue de 760 Hz, en el 94 % de los casos la Melodía fue descendente y ascendente-descendente, no se registró Bifonación, ni Deslizamiento. En el caso de los Pretérmino, éstos se dividieron en dos grupos: 35 casos (Edad Gestacional de 35 a 37 semanas) y 40 casos (Edad Gestacional de menos de 34 semanas). Los resultados de los grupos respectivos fueron: variación en la Duración de ambos grupos, ocurrencia de Desplazamiento de pitch de 43 % y 28 %; valor medio de Fo máxima durante todo el llanto de 1450 Hz y 1590 Hz; la Melodía en los dos grupos se comportó descendente y ascendente-descendente con 83 % y 85 %; Bifonación de 14 % y cinco por ciento; Deslizamiento de 11 % y 13 %. Es decir, que en los de menos Edad Gestacional hay, exceptuando el tipo de Melodía que permanece inalterable para los CIUR y los dos grupos Pretérmino, un empeoramiento de algunas de las características del llanto analizadas.

El **ANEXO 1-8** muestra espectrogramas de dos niños de Bajo Peso al nacer y Pretérmino, exhibiendo peores características acústicas el niño de menor peso y Edad Gestacional, con alto valor de Frecuencia Fundamental, entre otros atributos anormales. Las variaciones anormales de atributos pueden ser debidas a inmadurez o factores de riesgo prenatal [12].

Lester y Zeskind (1978) encontraron que el llanto de niños **a Término** (Edad Gestacional entre 38 y 42 semanas), pero de Bajo Peso, tenía corta Duración (dos segundos) y alto valor de Fo (740 Hz), en comparación con niños de peso normal en el nacimiento (mayor de 2500 gramos), los cuales exhibían una Duración de 4,9 segundos y Fo de 467 Hz, respectivamente. Diversos investigadores hicieron análisis de llanto en prematuros (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968; Tenold, Crowell, Jones, Daniel, McPherson, Popper, 1974; Thodén, Koivisto, 1980; Thodén, Järvenpää, Michelsson, 1982; Michelsson, Raes, Thodén, Wasz-Höckert, 1982; entre otros). Investigaciones, respecto a los niños Pretérmino, concuerdan en afirmar acerca de la tendencia a valores altos del pitch

en estos casos (en prematuros, F_0 aumenta con la prematuridad), corta Duración del llanto, variabilidad en Amplitud y Energía y Deslizamiento, entre otros atributos [10], [13], [149], [216].

En 1987, Lester hizo análisis del llanto en niños a Término (13 niños) y Pretérmino (18 niños) usando procedimientos basados en computadora, logrando clasificar, a los 18 meses de edad, un número de niños en una puntuación alta o baja en la **Escala de Bayley del Desarrollo Infantil**⁽³⁶⁾ y, con seguimiento de casos, a los cinco años de edad, también pudo clasificar un número de niños a través del **Indice Cognitivo General de McCarthy**⁽³⁷⁾, todas estas clasificaciones hechas sobre la base de las variaciones de la Frecuencia Fundamental, la frecuencia del Primer Formante y la Amplitud de la señal de llanto. Este trabajo se apoya en el llanto como reflejo de la integridad neurofisiológica del niño para efectuar predicciones en el desarrollo evolutivo de éste [18].

En pruebas relacionadas con el neurodesarrollo⁽³⁸⁾, se han encontrado Latencias anormales en la aplicación de Potenciales Evocados (Somatosensory Evoked Potentials) en Pretérmino con CIUR, y mayores posibilidades de daño cerebral (por ejemplo, Parálisis Cerebral) en niños Pretérmino con Edad Gestacional entre 29 y 32 semanas, junto a otros importantes hallazgos [217], [218].

1.6.6.2 Llanto en niños con Asfixia

La Asfixia es un **estado de ahogamiento del niño producido intrauterinamente por alteración del sistema circulatorio placentario, o extrauterinamente, es decir después del parto, por alteración de la respiración pulmonar**. Los fisiólogos entienden por Asfixia, **una insuficiencia de oxígeno y una sobrecarga de anhídrido carbónico**. Por necesidades dinámicas, también es empleado el concepto de **Acidosis Intrauterina** [219]. Por otra parte, la Asfixia Neonatal⁽³⁹⁾ puede ser definida como **... "deficiencia de oxígeno en órganos vitalmente importantes" ...** [6]. Esta hipoxia es una **causa importante de mortalidad perinatal y morbilidad neurológica, antes, durante y después del nacimiento** [40]. Después del nacimiento, en la evaluación clínica del recién nacido, tiene gran importancia la puntuación de **APGAR** [132], [215], [220]⁽⁴⁰⁾, la que al minuto, y sobre todo a los cinco minutos de nacido, tiene fuerte correlación con la mortalidad y morbilidad infantil [6], [221].

Generalmente los factores neonatales en Asfixia son separados en dos grupos, la Asfixia causada por **Dificultades Respiratorias Periféricas**, de origen pulmonar o cardiovascular, y por **Afección en el SNC**, con depresión central respiratoria, cada grupo con diagnóstico diferenciado [6], [12], [13], [153].

Varios investigadores han estudiado el llanto infantil en niños con Asfixia, entre ellos se destacan Lind, Wasz-Höckert, Vuorenkoski, Valanne (1965), los que efectuaron análisis de llanto en niños con daño cerebral debido a Asfixia. Otra investigación notable, reseñada en la literatura, es la de Michelsson en 1971, quien estudió el llanto de dolor de 205 niños con Asfixia durante los tres primeros días de vida. Todos los niños nacieron con APGAR de siete o menos, al minuto y cinco minutos de nacidos. De acuerdo al tipo de Asfixia los niños fueron divididos en dos grupos, un grupo con distress respiratorio, debido a **Asfixia Periférica**, y otro, según síntomas neurológicos en el período de nacimiento, de **Asfixia Central**. Las características del llanto fueron comparadas con otra población (como control) de 50 niños a Término y 75 Pretérmino en dependencia a si el recién nacido con Asfixia era a Término o Pretérmino. El resultado arrojó anormalidad del llanto en ambos grupos de Edad Gestacional (125 niños con Asfixia Central y 80 niños con Asfixia Periférica). En los niños a Término el comportamiento del llanto fue: valor medio del pitch máximo de 1460 Hz en los neonatos con Asfixia Central, 1000 Hz en Asfixia Periférica y 650 Hz en los casos normales. Respecto a los Pretérmino con Asfixia Central el valor medio del pitch máximo fue de 1950 Hz, 1610 Hz en Asfixia Periférica y 1520 Hz en los Pretérmino sin síntomas. En esta investigación (Michelsson, 1971), de la muestra de niños con Asfixia, se observó Bifonación en más del 20 % y Deslizamiento en más del 10 %. La Melodía ascendente y descendente-ascendente ocurrió en más del 30 % de los casos. Estos cambios anormales en el llanto, fueron acentuados en los casos más afectados por la Asfixia [6], [12], [13], [153]⁽⁴¹⁾.

En general, en casos con Asfixia hay incremento de F_0 , con Desplazamiento de pitch, en comparación con casos de control, con mayor valor de F_0 en los más dañados. Gran Latencia se halló en niños con daño cerebral, alguno de éstos por Asfixia Central. El llanto en niños con Asfixia puede ser de corta Duración, a repetición, con Bifonación, Deslizamiento y Turbulencias. Hay incremento de la Melodía ascendente y descendente-ascendente, a veces plana, diferenciándose llantos de Asfixia Central a los de Asfixia sin síntomas [6], [7], [9], [10-13], [40], [139], [153], [174], [179], [180], [199]. En el ANEXO 1-9, inciso a, se observa el espectrograma del llanto de un niño de dos días con Asfixia severa.

1.6.6.3 Llanto en niños con Hiperbilirrubinemia

La Hiperbilirrubinemia es un desorden metabólico [12], [13], [153]. La degradación de la **hemoglobina** conlleva a la **bilirrubina**, entre otros componentes. La presencia de bilirrubina en sangre, desde valores

por encima de cuatro miligramos por ciento, denota tonalidad de íctero (cambio de coloración característica de la piel) en el recién nacido. El aumento de la bilirrubina en los recién nacidos a Término y en Bajo Peso Pretérmino, en valores mayores de 12 miligramos % y 15 miligramos %, respectivamente, son considerados Hiperbilirrubinemia [222]. La Hiperbilirrubinemia y su toxicidad pueden ocasionar trastornos en el SNC afectando a ciertas estructuras de éste, **hipocampus**, etc.⁽⁴²⁾; un ejemplo de daño, es la vía auditiva del neonato por Hiperbilirrubinemia moderada o severa, lo que puede provocar **hipoacusia sensorineural** [199], [222], [223].

Diversos investigadores han hecho análisis acústico del llanto en niños con Hiperbilirrubinemia (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968; Ostwald, Phibbs, Fox, 1968; Koivisto, Wasz-Höckert, Vuorenkoski, Partanen, Lind, 1970; Wasz-Höckert, Koivisto, Vuorenkoski, Partanen, Lind, 1971; entre otros) [3], [4], [10] [12], [13], [153], [224]. En el trabajo de Wasz-Höckert y otros de 1971, fue reportado el llanto de 45 recién nacidos con **Íctero (Jaundice)** causado por Hiperbilirrubinemia, de ellos 21 con signos y síntomas neurológicos, uno de ellos tuvo manifestaciones de **Kernicterus**⁽⁴³⁾ [153]. En dicho trabajo, de una grabación de llanto de dolor por caso, se encontró que el valor medio máximo y mínimo de F_0 fue de 2120 Hz y 960 Hz, respectivamente, la Bifonación fue común en el 49 % de la muestra y se produjo Bifurcación en el 42 % de los casos. Además, se halló cambios en el llanto en el lapso de uno a dos días ante aumento de la bilirrubina en sangre [3], [4], [12], [13], [153].

Vuorenkoski, Lind, Wasz-Höckert, Partanen, en 1971, en su trabajo de análisis de llanto como un método para evaluar el grado de anomalía en la reacción del llanto ante el dolor [206], entre 120 niños normales y 120 con diversas patologías, y la aplicación de una puntuación (**Cry Score**) para clasificar hallazgos en alrededor de 13 variables, entre ellas de Latencias, Duración, Tono, Desplazamiento de Tono, Melodía, Tartamudeo, Vibrato, etc., hallaron, en 45 casos de Hiperbilirrubinemia, apreciables variaciones hacia valores altos del Tono máximo y mínimo, Bifonación y Bifurcación.

Tardy-Renucci y Appaix, en 1978, hallaron en cuatro niños con Hiperbilirrubinemia que el valor medio de F_0 estaba por encima de los 600 Hz, valor más alto que el hallado en otros niños con otras patologías. Esto se comparó con un grupo normal (control), los que tuvieron un F_0 medio de 470 Hz [12], [153]. En 1979, Thodén y Michelsson encontraron en niños con Hiperbilirrubinemia de madres diabéticas un valor de F_0 máximo de 1790 Hz. F_0 fue aún mayor de 1980 Hz en niños con Hipoglicemia

e Hiperbilirrubinemia simultáneamente [13], [153]. Michelsson, Raes, Thodén, Wasz-Hockert, en 1982, analizaron el llanto de 200 neonatos, incluidos 24 a Término y 30 Pretérmino con problemas metabólicos, principalmente niños con Hiperbilirrubinemia, detectándose que el valor medio máximo y mínimo de la Frecuencia Fundamental fue mayor en casos patológicos que en los de control. En estos casos patológicos ocurrió Bifonación, Bifurcación y Deslizamiento. Los resultados de esta investigación mostraron que los niños con Hiperbilirrubinemia tienen cambios en las características del llanto ante condiciones de prematuridad [13], [225].

En 1984, Corwin y Golub analizaron el llanto de 90 recién nacidos a Término, de entre tres y siete días, de estos casos un número de ellos tenían bilirrubina en sangre en niveles entre 170 y 340 micromol por litro. A todos estos llantos se les analizaron los primeros 20 milisegundos del Primer Llanto Espiratorio y se les compararon con 829 casos normales (control) hallándose gran variabilidad de F_0 sobre todo en los niños con Hiperbilirrubinemia, sugiriendo ello la gran inestabilidad de la función glotal de estos niños, la cual podría deberse a **una temprana manifestación de los efectos de la bilirrubina en el SNC** [226]. También Rapisardi, Vohr, Cashore, Peucker, Lester, en 1989, analizaron cerca de 50 casos de un grupo de control, a Término y Pretérmino con alto nivel de bilirrubina en sangre y, entre los resultados más importantes se obtuvo una alta correlación entre los valores del coeficiente de variación de F_1 y los niveles altos de bilirrubina, lo cual fue estadísticamente significativo [19].

Los resultados de las investigaciones anteriores refuerzan el papel de la Hiperbilirrubinemia como un factor de riesgo de los núcleos del tallo cerebral y de los incrementos en el llanto de la Frecuencia Fundamental y de la variabilidad del Primer Formante [4], [199], [223], siendo también la Bifurcación común en llantos de dolor de niños con Hiperbilirrubinemia⁽⁴⁴⁾ [4], [11-13], [206], [207]. En el **ANEXO 1-9, inciso b**, se tiene el espectrograma del llanto de un niño con Hiperbilirrubinemia.

1.6.7 Percepción del Llanto Infantil

La **Percepción del Llanto** proporciona información del desarrollo de las relaciones entre el niño y sus padres, familiares, cuidadores u otros. A través del llanto, el niño comunica necesidades, sentimientos, emociones, etc., usando una variedad de patrones. El niño con su llanto refleja, además de sus sensaciones y percepciones internas, un ambiente a su alrededor [17], [28], [33], [36], [152].

La noción acerca de cómo el adulto percibe el llanto infantil está vinculada al comportamiento de los padres y familiares, lo cual conlleva a implicaciones clínicas, teóricas, etc. Siendo de vital importancia la conexión de lo que pudieran ser las tres piedras angulares de este concepto: **medición y evaluación de las características acústicas, percepción del llanto por los adultos y evaluación del comportamiento de los adultos**. Esto explica cómo la percepción se traslada en la acción o cómo las experiencias son fijadas y percibidas [36].

La percepción de un llanto como negativo⁽⁴⁵⁾, no implica necesariamente relación negativa de los padres al niño, aunque es favorable conocer bajo que circunstancias este criterio puede ser válido y, en ese caso, es necesario considerar si hay mezclados aspectos de personalidad, stress, factores socioeconómicos, etc. Por ello, correlacionar mediciones acústicas de parámetros del llanto infantil con la percepción del llanto por el adulto es una vía para ayudar a discriminar **qué es oído y qué es percibido** [36]. Por ejemplo, niños con complicaciones prenatales y perinatales tienen llantos con altos valores del Tono, siendo éstos percibidos como urgencia, trastorno y angustia, lo que permite a sus padres reaccionar de forma mejor estructurada debido al reconocimiento del riesgo del niño [36], [227]. Entre los parámetros acústicos usados en el análisis de la percepción están: la Frecuencia Fundamental, el Jitter Index, (expresión de microfluctuación de F_0) [158], Duración, Latencias, Llantos Espiratorios, Formantes, Estructura Armónica, Intensidad, Energía, etc. Investigadores han estudiado la percepción y su correlación con parámetros acústicos del llanto (Ostwald y otros, 1962, 1985; Wasz-Höckert y otros, 1963, 1964; Karelitz y otros, 1969; Murry, 1980; Lester, 1985; Boukydis, 1985; Protopapas y otros, 1997; LaGasse y otros, 2005; junto a otros) [27], [28], [33], [36], [38], [141], [152], [177], [202], [204].

1.6.7.1 Llanto en la Comunicación Niño-Madre y su Función Comunicativa

Después del nacimiento, es importante que para el recién nacido todo transcurra afablemente, debiendo los padres manejar al niño y fomentar la familiaridad. Con el transcurso del tiempo debe aumentar la dedicación hacia aspectos psicológicos de la “familia del recién nacido”, facilitando esto su cuidado. Una condición previa hacia el cuidado individual del niño, es comprender **qué éste está tratando de decirnos con su llanto** [13]. Otro aspecto también importante es la promoción de la alimentación del niño mediante el pecho de la madre. Investigaciones han demostrado los beneficios médicos y psicológicos de este tipo de alimentación usando la Termografía [228], hallándose un incremento de

temperatura de la piel de los pechos de la madre, en los tres a cinco minutos previos a la alimentación. Esto muestra la contribución del llanto infantil en la preparación del pecho para la alimentación [13].

También tiene gran valor el papel de la madre como cargadora del niño en sus brazos en el proceso de la comunicación niño-madre y viceversa el cual es reflejado en diversos estudios, uno de ellos, en cerca de 80 madres, refiere que el 89 % manifestaron que cargar al niño promueve un buen contacto, y el 87 % expresaron que el niño detiene su llanto al ser tomado en brazos. (Brzokoupil y otros, 1973) [229].

Por otra parte, el llanto infantil ayuda a iniciar la búsqueda de causas que lo promueven. Debe recordarse que el recién nacido ingresa a un mundo extraño para él. Uno de los grandes cambios que este niño experimenta después de nacer es la pérdida del sonido del ritmo cardiaco, de la respiración, la voz y de los movimientos de su madre que son completamente característicos de la vida dentro del útero. El sonido del corazón de la madre se convierte para el niño en una constante compañía durante el período fetal y de hecho es una parte importante del ambiente fetal. Por ello es natural que al cantarle o imitarle sonidos al neonato que puedan parecerse al sonido del ritmo cardíaco, el niño experimente calma, seguridad y comfort(Salk, 1973; Murooka y otros, 1978) [230], [231].

Generaciones de diversas latitudes reconocen el significado de los ritmos junto al niño, a los que se les canta para calmar y agradar. La música y el ritmo llevan alegría, deleite y ayudan a desarrollar sentimientos de comunión entre los padres y el niño e incrementa la relación de pertenencia entre ellos. Las experiencias compartidas cuando se canta, ejecuta o escucha un instrumento musical, van convirtiéndose en piedra angular de una fundación estable sobre la cual se edifica la familia [13]⁽⁴⁶⁾.

Considerar el desamparo del neonato, el cual no puede nutrirse de manera independiente, no puede asirse o seguir a la madre o persona que lo cuide, contribuye a que se asuma que los mecanismos de supervivencia tiendan a reaccionar contrarios al abandono y ello promueva el contacto del recién nacido con la familia. El llanto es el mecanismo primario de esta especie de reflejo, unido fuertemente a la respiración, como se conoce, que gradualmente se irá modificando para servir a los propósitos del lenguaje. Este es el porque se tiene unido este **fenómeno biosocial** a un “**cordón umbilical acústico**” (Ostwald, 1972) [232], el cual es esencial durante los primeros meses postpartum, en los que el niño, luego de ganar suficiente coordinación neuromuscular, es capaz de arrullarse, sonreír, etc., es decir, señales sociales que llaman la atención y que se relacionan con su dependencia [152].

El llanto y su influencia en el comportamiento fue analizado por Murray A. D. (1979) [233], quien examinó al llanto como un “**liberador**” de patrones de comportamiento de cuidados y como un “**activador**” de motivos egoístas y altruistas. Las evidencias se sustentan en el “**Modelo Acústico Liberador**” y el “**Modelo Activador Emocional**” en el que se encuentran: la observación del llanto como señal gradual que se incrementa en intensidad con angustia y que es disminuida por la nutrición u otra causa; la naturaleza que impulsa el llanto; y la observación de las respuestas al llorar el niño, las que aparecen en diferentes rangos (hostilidad, empatía, etc.) [152]⁽⁴⁷⁾.

Posibilidades de mala adaptación y patrones de adaptación del crecimiento del niño en su entorno social como tal, han sido presentados por Greenspan y Lourie (1981) [234], según los estados siguientes: **Homeostasis** (cero a tres meses), **Attachment** o Lactante Dependiente (dos a siete meses), **Diferenciación Somatopsicológica** (tres a 10 meses) y por último, **Organización de comportamiento, iniciativa e internalización** (nueve a 24 meses), cada estado con características y patrones del sonido de vocalizaciones propias del desarrollo del lenguaje, según edad, descritas en la literatura [27-32], [34], [35], [37], [39], [152], [169], [195], [198], [202], [204], [210-212], [232-235].

1.6.7.2 Llanto en la Organización Sueño-Vigilia

En el recién nacido existe un **Ciclo de Sueño-Vigilia**, y un ciclo más primitivo que es el **Ciclo Básico de Descanso-Actividad (BRAC: Basic Rest-Activity Cycle)** ambos ciclos controlados por **Ritmos Biológicos Independientes** (Berg y Berg, 1979) [236]. Estos ciclos son regulados a nivel del tallo y mecanismos del cerebro y juegan un papel de control del sueño-vigilia en los primeros meses de la vida. El llanto en el neonato a menudo significa el arranque de la vigilia, como parte del ciclo sueño-vigilia y usualmente nos lleva a la alimentación. En muchos recién nacidos el estado de transición va del sueño al llanto. Con la madurez, la parte de vigilia del ciclo se convierte más en diferenciada, o sea, como un estado de alerta. El estado de transición es entonces del sueño a la alerta y de ésta al llanto, los períodos de alerta se incrementan en frecuencia y duración [36].

El incremento de la vigilancia (vigilia) y el decremento del llanto como parte del ciclo sueño-vigilia sugiere un intercambio balanceado entre el llanto y la atención, como estado de despertar o excitación. El cambio del sueño-llanto a sueño-alerta-llanto necesita del desarrollo de mecanismos de control para modular la excitación. El niño debe ir aumentando la excitación gradualmente por pequeños

incrementos, para mantener los estados de atención por mayores períodos de tiempo. Todo se desarrolla casi como un sistema todo o nada (on/off) dentro del complejo balance de los niveles diferenciados de excitación que se adaptan biológicamente como parte de la interacción del niño con el medio ambiente, de forma selectiva, con experiencia afectiva y organización cognitiva. Este balance se evidencia a menudo mediante el llanto del niño como su resultado y como una vía de pedirnos ayuda.

La regulación fisiológica es la tarea primaria del recién nacido, lo que se manifiesta en ajustes de éste a las demandas del ambiente y procesos fisiológicos. Aspectos relacionados con la madurez facilitan el crecimiento y el desarrollo del neonato, a estos aspectos se vinculan vigilancia y atención. El llanto es importante en la regulación de los procesos fisiológicos, ayuda a la termorregulación y brinda una señal a la madre o cuidador del estado del niño (angustia, hambre, dolor, enfermedad, etc.) indicando que éste necesita atención y como resultado el proceso fisiológico es atendido.

Woodson (1983) [237] expuso la interrelación de los efectos del llanto infantil sobre la regulación fisiológica. Dicho trabajo indica, que el llanto del niño es promotor del contacto físico con la madre o cuidador y de vigilia e interacción social, pudiéndose apreciar la relación recíproca entre el llanto y la vigilia, y además, cómo el llanto sirve en la regulación de entrada de información del medio ambiente.

La vigilia promueve la admisión del estímulo y el llanto a su rechazo o liberación, respuesta defensiva descrita por Sokolov (1963) [238]. El llanto es una fuerte, urgente y clara señal de stress, de requerimientos internos o externos que no han sido expresados, es adaptativo y conlleva a la solución de estos requerimientos. Así el llanto es parte de un sistema de regulación en el cual existe interrelación entre procesos del comportamiento y fisiológicos que funcionan para mantener el balance de la homeostasis, regular la vigilia, la atención y atraer a quien propicia cuidados. En este sistema regulador el llanto es la primera línea de defensa del niño [36]⁽⁴⁸⁾.

En el niño la **excitación** incrementa el despertar (vigilia) desde estados bajos hasta altos y la **inhibición** es capaz de que el niño mantenga cierto estado, o retorne de un estado de vigilia alto a uno bajo. El balance excitación-inhibición mantiene al niño despierto o en alerta. Es mediante los mecanismos inhibitorios que el estar despierto es llevado del llanto a la vigilancia o estado de actividad o al sueño. Esta caracterización del llanto y la vigilia es propio del desarrollo de la infancia, la cual brinda un desarrollo perspectivo en el estudio de aspectos del llanto y del comportamiento. Así la organización

fisiológica del niño puede verse como un sistema de control del desarrollo, donde la tarea básica es el balance entre la excitación y la inhibición⁽⁴⁹⁾, balance que regula todos los procesos fisiológicos y de comportamiento del niño. En ello hay constante interrelación entre demandas **endógenas** y **exógenas** del sistema para mantener la homeostasis⁽⁵⁰⁾. El llanto como elemento regulador de comportamiento y de procesos fisiológicos restaura y restablece la homeostasis lo que ayuda al desarrollo de los procesos adaptativos de vigilia, actividad, atención e interacción social [17], [20], [25], [36], [38], [152].

1.6.7.3 Llanto en el Abuso Infantil

Algunos llantos pueden ser percibidos como adversos o de mala gana que otros. Prematuros y niños con alguna otra anomalía [206], [239], [240], típicamente emiten llantos con más alto o más bajo pitch que los niños normales, presentando gran variabilidad en la frecuencia, duración y patrones temporales, etc. Distintas anécdotas evidencian que el llanto puede servir como chispa que dispare una especie de arranque de abuso por parte de la persona que esté cuidando al recién nacido, especialmente si dicha persona está enojada (Kadushin, 1975; Frodi y otros, 1979; Murray, 1979) [239]. Algunos estudios (Frodi y otros, 1979; Weston, 1968) [239] han indicado la presencia de llanto incesante o lloriqueo por largos períodos de tiempo, como factores asociados a un evento de abuso.

En relación con el análisis del abuso infantil, Parke y Collmer (Parke, 1977; Parke, Collmer, 1975) [239] identificaron tres modelos explicatorios: el **Psiquiátrico**, el **Sociológico** y el **Social-Situacional (Transactional)**. En el modelo psiquiátrico se enfatiza la patología del padre (perpetrador). En el modelo sociológico el abuso es visto como inhabilidad del individuo ante el intenso stress y circunstancias sociales difíciles. El modelo socio-situacional integra componentes psiquiátricos y sociológicos. En este modelo el abuso es considerado como producto de las características del niño, disposiciones de padres, patrones de interacción entre padres y el niño, eventos de stress y del medio ambiente. Belsky (1980) [241] sugirió incluir a este modelo el contexto cultural donde ocurre el abuso. Investigadores han señalado a la prematuridad y al bajo peso al nacer como factores estrechamente relacionados con el abuso. Las características físicas del prematuro violan las expectativas de los padres debido a que estos niños son pequeños, no atractivos, retardados en el desarrollo. Por otra parte, los padres pueden estar mal preparados para dar atención a estos niños, además cualquier separación entre padres y niño puede dañar la interacción entre éstos (Klauss, Kennell, 1976) [242]. Diversos

autores (Zeskind, Lester, 1978; Murray, 1979; Frodi, 1985; junto a otros) [233], [239], argumentan que el alto valor de pitch y el llanto no rítmico en prematuros, son importantes en el estudio del abuso.

Una suposición fundamental del modelo que vincula el llanto infantil al abuso es que ciertas características del niño sean percibidas como adversas, bien sea por sus rasgos objetivamente adversos o debido a la idiosincrasia de quien lo percibe. Según el Modelo de Berkowitz (1974) [243] de la agresión impulsiva, un estímulo adverso puede funcionar como estímulo promotor de agresión: la probabilidad del comportamiento agresivo es favorecida cuando una excitación individual es expuesta a un estímulo adverso. Muchas veces los llantos son percibidos como adversos y cuando un niño llora, bien sea por razón temperamental, médica o inhabilidad de los padres, el niño puede convertirse en estímulo adverso mediante un proceso de condicionamiento. El comportamiento del niño puede percibirse como adverso aún después de que esas características se hayan manifestado. Esto ayuda a diferenciar entre un niño atípico, con patrones de llanto adversos, y un niño objeto de abuso [239].

Efectos del llanto infantil sobre la fisiología, las emociones y el comportamiento de padres y cuidadores han sido estudiados (Lacey, 1967; Schachter, 1957; Frodi y otros, 1978; Weerts y otros, 1975; Boukydis y otros, 1982; Frodi, 1985; Donovan y otros, 1985; entre otros) [17], [239], [244-247]. En ese sentido algunos índices han guiado la investigación psicofisiológica, entre éstos: frecuencia cardíaca, presión sanguínea, conductancia de la piel y rasgos faciales [248]. Hallándose alteración de estos índices en reacciones negativas de padres y cuidadores ante llantos adversos, sobre todo en prematuros. En investigaciones se han correlacionado los índices referidos y el pitch [248].

El nexo entre el llanto y el abuso infantil gira en torno a la percepción por los adultos de un llanto adverso o desagradable y de la reacción de padres y cuidadores ante un estímulo de este tipo, el cual puede hacer aparecer un comportamiento agresivo. La respuesta de los adultos hacia el llanto infantil es hacia un acto que pone de relieve la causa del distress del niño. La etiología del abuso infantil es compleja y multifacética, y es afectada por factores que están dentro de la familia y del contexto social [17], [27], [28], [30], [36], [39], [148], [152], [177], [195], [202], [204], [206], [210], [239-248].

1.6.7.4 Observaciones de la Percepción del Llanto Infantil

En experiencia interdisciplinaria realizada por el autor de la tesis y otros, acerca de la Comunicación Niño-Madre y del llanto y prevocalizaciones en la Organización Sueño-Vigilia, consistente en estudios

cronobiológicos y de análisis de voz en cuatro niños con Epilepsia [186a], [186b]; se aplicó la Actografía como método no invasivo para observar la actividad motora continua, es decir, se usó un **actómetro** (dispositivo con sensor piezo-eléctrico, parecido a un reloj de pulsera, fijado de igual modo, que convierte movimientos mecánicos del paciente en impulsos eléctricos y los almacena como datos hasta que, al transferirse éstos a una computadora, puede verse el comportamiento de la actividad motora en un gráfico de Intensidad versus Tiempo, llamado Actograma) en madres y niños; y también se hizo un Procesamiento de Voz y Llanto en dichos niños usando Oscilogramas y Espectrogramas.

En la experiencia se efectuó una evaluación cuantitativa de los ciclos de reposo-actividad en conexión con la sincronización madre-niño, mediante Actogramas, viéndose a la madre en la promoción de contacto con el niño, su promedio diario de sueño y cambio de fase, la duración de las épocas de sueño, etc. También en el Procesamiento de Voz se apreció alteración del Tono, Latencias, Duración, Melodía, Armónicos y turbulencias en las grabaciones de llanto y prevocalizaciones.

Se comprobó en la experiencia, que el registro de la actividad motora (Actograma) y el Espectrograma de llanto y prevocalizaciones de estos niños denotaron anomalías compatibles con daño neurológico importante dado la desorganización del **Ciclo Sueño-Vigilia** y del **Ciclo Básico de Descanso-Actividad** [186a], [186b]. Este trabajo fue realizado por el Grupo de Procesamiento de Voz de la Universidad de Oriente, el Servicio de Neurología del Hospital Infantil Sur de Santiago de Cuba (donde se tomaron los casos) y el Instituto de Antropología de la Universidad de Humboldt de Alemania.

1.7 Redes Neuronales Artificiales (RNA)

En las últimas décadas el progreso de la neurocomputación ha sido grande, principalmente en el desarrollo de **Redes de Neuronas Artificiales**, dotadas de rasgos que son reflejo de algunos de los que poseen las redes de neuronas (células nerviosas) biológicas. Una célula nerviosa típica está compuesta por **Dendritas** (canales de entrada), **Cuerpo** de la célula, **Axón** con el que dicha neurona se comunica con otras (canal de salida), etc. Estas células reciben o emiten señales eléctricas desde o hacia cualquier neurona por **Sinapsis**. Las Sinapsis son áreas de contacto electroquímico entre neuronas, o sea, región entre el axón de una neurona que envía un impulso eléctrico a las dendritas o cuerpo de una neurona que lo recibe (las Sinapsis pueden ser excitatorias o inhibitorias). Las señales entre neuronas pueden tener diversa intensidad según la **conexión sináptica (pesos sinápticos)**. Así, entre otros aspectos, es

que el **pensamiento (información)** es transmitido en paralelo por la red de neuronas del cerebro. Una **RNA** es un modelo que simula a una **Red Neuronal Biológica** [249-251].

Los antecedentes de las RNA están en los trabajos de MacCulloch y Pitts (1943) [252]. El **Perceptrón** fue un primer intento de simular la computación neuronal. Este dispositivo era incapaz de distinguir tramas en su configuración inicial, capacidad que adquiriría en el aprendizaje⁽⁵¹⁾. A fines de la década de 1970, diversas investigaciones permitieron desarrollar los **Modelos de Retropropagación**, la **Máquina de Boltzmann**, la **Memoria Asociativa**, las **Adaptative Resonance Theory**, entre otros modelos. Actualmente las RNA forman un campo con una extensa lista de modelos, estructuras, reglas, etc.⁽⁵²⁾.

Hay varias definiciones de RNA, una de ellas es: ...“una red neuronal es un sistema compuesto de muchas unidades de procesamiento simples operando en paralelo, donde la función es determinada por la estructura de la red, fortaleza de las conexiones y el procesamiento computacional de los nodos”...⁽⁵³⁾. Otra definición: una red neuronal es un procesador distribuido masivamente en paralelo que tiene una natural propensión para almacenar conocimiento a partir de la experiencia y hacerlo disponible para su uso. Él se asemeja al cerebro en dos cuestiones: primero, el conocimiento es adquirido por la red mediante el entrenamiento y segundo, la fortaleza de las conexiones interneuronal (pesos sinápticos) es usada para almacenar el conocimiento [253].

El **ANEXO 1-10, incisos a, b y c** respectivamente, muestra los esquemas de **Neurona Biológica**, una **Neurona Artificial** y esta última con una **Función de Activación (F)** [250], [254]. En el inciso **b**, la simulación de la neurona biológica tiene una salida (NET) que es la suma de los productos de las entradas (X_1, X_2, \dots, X_n) por los pesos sinápticos (W_1, W_2, \dots, W_n), siendo **X** y **W** vectores.

$$NET = \sum_{i=1}^n X_i W_i = X \cdot W \quad \text{donde } i = 1, 2, \dots, n \quad (1.15)$$

En el **ANEXO 1-10, inciso c**, la salida de la neurona se expresa en (1.16) como:

$$Salida = F(NET) \quad (1.16)$$

Donde la Función de Activación es una **Función Logística**⁽⁵⁴⁾. En el caso que **F** sea una Función Lineal, donde **K** sea una constante y **T** un valor umbral [249], [250], [254] (con comportamiento que simula la Característica de Transferencia No Lineal de la neurona biológica), la salida será:

$$Salida = K(NET) \quad (1.17)$$

Así, dicha salida se define de valor igual a 1, cuando $NET > T$ ó cero en otro caso.

Una **Red Neuronal de una sola capa** se presenta en el **ANEXO 1-11, inciso a**, en este caso la matriz de los pesos **W** tiene una dimensión de **m** filas (número de entradas) por **n** columnas (número de neuronas). Aquí la salida **N** de una capa será el producto de los vectores según (1.18):

$$N = X \cdot W \quad \text{donde } N \text{ y } X \text{ son vectores fila} \quad (1.18)$$

En el caso de las **Redes Neuronales Multicapas**, por asociación a la expresión (1.18), se añaden las matrices de pesos de las capas como factores de dicha expresión [250-252].

1.7.1 Algunas Características, Etapas de la Vida y Clasificación de una RNA

Las RNA no son determinísticas. El conocimiento depende de la arquitectura de la red, éste no se halla explícitamente sino en la interconectividad. Entre las propiedades de estas redes están: las **Facilidades de Aprendizaje y Representación, Paralelismo, Tolerancia al Error y Dualidad en el trabajo**.

La **Dualidad en el trabajo** constituye las Etapas de la Vida de una Red, estas etapas son: la **Fase de Aprendizaje**, en la cual los datos son tomados desde un conjunto de entrenamiento para “programar” la red (ajustar pesos), y la **Fase de Explotación**, en la que la red, de los datos, genera las salidas.

Las RNA se clasifican según especificidades. Dos de éstas son: **atendiendo al sentido en que realizan las operaciones algorítmicas en el aprendizaje**, éstas pueden ser **Redes No Recurrentes (Feed-Foward)**, en las cuales las salidas de las neuronas de un nivel son entradas de las neuronas de la subsiguiente capa o nivel. Las otras son las **Redes Recurrentes (FeedBack)**, éstas requieren de una memoria para un buen funcionamiento; además las conexiones entre capas son tales que las salidas de una capa pueden usarse como entradas de esa propia capa u otra [251].

Otra clasificación de las RNA es **según los algoritmos de entrenamiento**, de ahí los **Algoritmos Supervisados y No Supervisados** [250], [251], [255], [256]. Los **Algoritmos Supervisados** requieren “aparear” cada vector de entrada con determinado **vector objetivo**, el cual representa el vector de salida deseado (par de entrenamiento). Al aplicársele una entrada a la red, se calcula la salida y se compara dicho resultado con el vector objetivo correspondiente, la diferencia entre ellos arroja un **Error** con el que se procesa nuevamente la información, variándose los pesos, hasta lograr **Minimizar**

el Error. Los **Algoritmos No Supervisados** no tienen mecanismo para comparar una salida deseada con una real. El conjunto de entrenamiento consta de los vectores de entrada, siendo el algoritmo de entrenamiento el que varía pesos de la red hasta lograr **Vectores de Salida Consistentes**. O sea, la red es autónoma, de los datos de entrada la red busca sus propiedades y aprende a reflejar éstas en la salida.

1.7.2 Red Feed-Forward

Es una red supervisada. Su función de transferencia es determinada por el **Algoritmo de Aprendizaje de Retropropagación del Error (BP: BackPropagation)** [255], [257-259], basado en la regla Delta [252], [253]⁽⁵⁵⁾. BP es iterativo, de gradiente descendente, diseñado para minimizar el error cuadrático medio entre los vectores objetivo y de salida de la red según (1.19), donde p es el número de patrones:

$$E = \frac{1}{p} \sum_{k=1}^p E_k \quad (1.19)$$

Este algoritmo permite a la red aprender un conjunto predefinido de pares entrada-salida, usando un ciclo de propagar y adaptar. Cuando un patrón de entrada estimula a la primera capa dada por (1.20):

$$h_j = F \left[\sum_{i=1}^n x_{pi} w_{ij} \right] \quad (1.20)$$

Siendo F la Función de Activación y n el número de entradas, este patrón se propaga a través de cada capa hasta generarse una salida, según (1.21):

$$\bar{y}_k = F \left[\sum_{j=1}^l h_j w_{jk} \right] \quad (1.21)$$

Este patrón de salida \bar{y}_k se compara con la salida deseada y_k , y se calcula una señal de error para cada unidad de salida, dado en la ecuación (1.22):

$$E_k = \frac{1}{2} (y_k - \bar{y}_k)^2 \quad (1.22)$$

Las señales de error son transmitidas hacia atrás de la capa de salida a cada neurona en la capa intermedia que contribuye directamente en dicha salida. Sin embargo, las unidades en la capa intermedia sólo reciben parte de la señal de error total, basada en la contribución relativa hecha por las unidades a la salida global para la capa de salida (1.23) y las capas ocultas (1.24) respectivamente:

$$\delta_k = (y_k - \bar{y}_k) h_j^l \quad (1.23)$$

$$\delta_j = \bar{y}_k^l \sum \delta_k w_{kj} \quad (1.24)$$

Si hay más de una capa oculta, el proceso es repetido capa por capa, hasta que cada nodo de la red haya recibido una señal de error que describa su contribución en el error total. Según la señal de error recibida, los pesos son actualizados mediante la ecuación (1.25) como:

$$w_k = w_{k-1} + \Delta w_k \quad (1.25)$$

Donde el término Δw_k viene dado por la expresión (1.26):

$$\Delta w_k = \Delta w_{k-1} + \eta \delta_k \bar{y}_k \quad (1.26)$$

Lográndose que la red converja hacia un estado en que los patrones de entrenamiento sean aprendidos. El ANEXO 1-11, inciso b, presenta esquema de Red Backpropagation de dos capas y una capa oculta.

1.7.3 Red Auto-Organizada de Kohonen

Los **Mapas Auto Organizados (SOM: Self-Organizing Maps)** son redes no supervisadas. Un ejemplo es la **Red Auto-Organizada de Kohonen**⁽⁵⁶⁾ [253], [255], [260-268]. La representación de la información en la corteza cerebral aparece con frecuencia organizada espacialmente [255]⁽⁵⁷⁾, estos Mapas de Rasgos Autoorganizados (SOFM), intentan reproducir esto, en ello basan su funcionamiento. En estas redes las neuronas se organizan en una arquitectura unidireccional de dos capas. La primera capa es la de entrada o sensorial de m neuronas (una por variable), las que distribuyen la información del espacio de entrada a las neuronas de la segunda capa. Las entradas son muestras $x(t) \in \mathfrak{R}^m$ del espacio sensorial. El procesamiento se realiza en la segunda capa, que forma el mapa de rasgos de $n_x \cdot n_y$ neuronas. Cada neurona de entrada k está conectada a todas las neuronas (i, j) del mapa mediante un peso sináptico w_{ijk} . El mapa es como una matriz de procesadores (i, j) bidimensional que almacena un **Vector de Pesos Sinápticos** $w_{ij}(t)$, donde $w_{ij} \in \mathfrak{R}^m$ siendo $1 \leq i \leq n_x$ y $1 \leq j \leq n_y$.

Primeramente cada neurona (i, j) calcula la similitud entre el vector de entradas x_k (donde $1 \leq k \leq m$) y su propio vector de pesos sinápticos w_{ij} según cierta distancia o criterio de similitud, dado en (1.27):

$$d(w_g, x) = \min_{ij} \{d(w_{ij}, x)\} \quad (1.27)$$

Seguidamente se declara vencedora una neurona $g \equiv (g1, g2)$, cuyo vector de pesos w_g es “más” similar al de entradas. Así cada neurona actúa como un detector de rasgos específicos, y la ganadora indica el tipo de rasgo o patrón detectado en el vector de entradas. Al iniciar el entrenamiento, la **vecindad** (entorno de la neurona ganadora) alcanza amplia región del mapa (ordenamiento de los pesos sinápticos). Al aumentar iteraciones la vecindad se reduce, variando los pesos de la neurona ganadora, notándose en el aprendizaje un **ajuste grueso** y un **ajuste fino**.

Los pasos de estos algoritmos son: **primero**, inicialización de los pesos sinápticos w_{ijk} ; **segundo**, presentación en cada iteración de un patrón $x(t)$; **tercero**, usar la Distancia Euclidiana⁽⁵⁸⁾, según:

$$d^2(w_{ij}, x) = \sum_{k=1}^n (w_{ijk} - x_k)^2 \quad (1.28)$$

cuarto, determinar $g \equiv (g1, g2)$, como ganadora (menor distancia); **quinto**, actualizar los pesos sinápticos de la neurona ganadora y las vecinas. Para ello una regla muy usada es:

$$w_{ijk}(t+1) = w_{ijk}(t) + \alpha(t) \cdot h(|i - g|, t) \cdot (x_k(t) - w_{ijk}(t)) \quad (1.29)$$

Siendo $\alpha(t)$ Ritmo de Aprendizaje y $h(\cdot)$ Función de Vecindad; y **sexto**, lograr máximo de iteraciones.

En esencia, los **SOFM** realizan una **proyección no lineal de un espacio multidimensional de entrada \mathfrak{R}^m sobre un espacio discreto de salida**. El mapa correspondiente es una imagen del espacio sensorial de menor dimensión, reflejando con más fidelidad las dimensiones de la entrada de mayor varianza, las que comúnmente coinciden con rasgos importantes de las entradas [269].

Variantes de los **SOFM** en ocasiones mejoran aspectos de su operación, por ejemplo, los modelos **VOP: Vector Quantization and Projection** [255]⁽⁵⁹⁾ y el **LVO: Learning Vector Quantization** [253], [255], [256], [264], este último es un modelo supervisado introducido por Kohonen, basado en una capa simple, sin relaciones de vecindad, que a veces se emplea como un procedimiento supervisado de ajuste fino del Mapa de Kohonen [265]. Este modelo “premia” a las neuronas que

clasifiquen correctamente en un patrón, actualizando sus pesos, y “castiga” a las que realicen una clasificación errónea. El ANEXO 1-12 muestra un esquema de un **Mapa Auto-Organizado**.

1.7.4 Red de Función de Base Radial

La **Red de Función de Base Radial** [253], [270-272] tiene su origen en un procedimiento de interpolación exacta [270]⁽⁶⁰⁾, el mismo consiste en: dado una transformación en un mapa de un espacio de entrada x , de dimensión d (N puntos) a un espacio de salida unidimensional, un procedimiento de este tipo introduce un conjunto de funciones base (una por cada punto x^n) cuyas funciones adoptan la forma de la expresión (1.30), donde ϕ es función no lineal dependiente de la distancia entre x y x^n :

$$\phi(\|x - x^n\|) \quad (1.30)$$

Usualmente se calcula la Distancia Euclidiana, llegándose al mapa funcional $h(x)$, cuyo desarrollo es sobre la base de la combinación lineal de las funciones base, según (1.31):

$$h(x) = \sum_n w_n \phi(\|x - x^n\|) \quad (1.31)$$

Es común elegir funciones base del tipo Gaussiano como la de la expresión (1.32):

$$\phi(x) = \exp\left[-\frac{\|x - x^n\|^2}{\sigma^2}\right] \quad (1.32)$$

Donde σ es el “ancho” de la función base, parámetro que controla la suavidad de la aproximación

total $h(x)$. Funciones base como la de Gauss operan de modo satisfactorio.

1.8 Conclusiones del Capítulo

Este capítulo, unido a los aspectos de Estadística del Capítulo 3, constituye base teórica importante para ayudar al cumplimiento de los objetivos de la tesis, base sobre la cual se sustenta la propuesta de Metodología de la misma. Aspectos vistos de la percepción del llanto infantil en el capítulo, ponen de relieve una dimensión valiosa del llanto, sobre todo en el papel del llanto en el estudio de los ritmos biológicos. Los elementos de información del capítulo ayudan a la comprensión del llanto, como reflejo de la integridad neurofisiológica y biosocial del niño, y su valor predictivo.

**CAPÍTULO 2. ANÁLISIS DEL LLANTO INFANTIL
(ETAPA 1)**

CAPÍTULO 2. ANÁLISIS DEL LLANTO INFANTIL (ETAPA 1)

Este capítulo trata del trabajo desarrollado en la **Etapa 1 del Proyecto de Análisis Acústico del Llanto Infantil**. En el capítulo se describen aspectos del trabajo interdisciplinario (de especialidades médicas vinculadas al Neurodesarrollo Infantil, Ingeniería, Fonética, etc.) relacionados con la selección de casos normales y patológicos debido a Hipoxia, toma de muestras de llanto, aplicación de técnicas de procesamiento digital de señales, extracción y análisis de parámetros o atributos acústicos del llanto de Amplitud, Tiempo y Frecuencia.

2.1 Introducción

En el Análisis del Llanto Infantil (Etapa 1) son considerados para el estudio niños recién nacidos a los cuales sólo se les efectúa una grabación de llanto por cada caso, señal que es objeto de procesamiento y extracción de parámetros. El trabajo de esta Etapa ha permitido efectuar la clasificación de una muestra de casos en **Grupos Específicos Normales (GEN)** y **Grupos Específicos Patológicos (GEP)**, en los que el procesamiento, extracción de parámetros y caracterización del llanto, unido a **factores prenatales**, del **periparto**, así como a las **características del niño y diagnóstico** han permitido encontrar variaciones de dichos parámetros y factores, en casos con patología o condiciones patológicas. Esto último es un hallazgo coincidente con los referidos por la literatura, vistos en el capítulo anterior, y un primer paso en el estudio de alteraciones en el niño relacionadas con Hipoxia, a su vez, aspecto de gran interés en la ayuda al diagnóstico de desórdenes en el Neurodesarrollo Infantil.

En relación con el trabajo prospectivo, la Metodología propuesta en la tesis puede continuar hacia una Etapa 2 (la cual se ha diseñado y se viene trabajando en ella). La Etapa 2 no es tratada en la tesis. En la Etapa 2 es preponderante el **seguimiento de casos con cinco grabaciones de llanto por cada caso** (dentro de las 24 y 72 horas de nacido, dentro de los 10 días, tres meses y seis meses de nacido, respectivamente). En esta Variante Etapa 2 se contempla un aumento de la complejidad en el análisis, por el volumen de datos y porque el seguimiento médico de Neurodesarrollo, a partir de los tres meses de nacido, incluye mayor rigor en la exploración, pruebas y consultas, en las especialidades de **Neurología, Oftalmología, Audiología y Fisiatría**. En esta Variante, además de la **exploración**

clínica, se incrementan **estudios de Electroencefalografía, Potenciales Evocados (Visual y Auditivo), Tomografía Axial Computadorizada y Ultra Sonido Diagnóstico Transfontanelar.**

2.2 Llanto, Estimulación y Grabación Analógica

De las definiciones de llanto, algunas presentadas en el capítulo anterior, resulta de gran interés el punto de vista acústico, éste considera la señal de llanto como la que **consiste en una total vocalización la cual ocurre durante una simple inspiración o espiración [10]**, es decir, la señal de llanto contiene una sucesión de vocalizaciones, que normalmente se producen en ciclos de inspiración-espriación. Así, esta señal sonora de llanto, como señal eléctrica en el tiempo, es susceptible a ser colectada por algún sistema o dispositivo, estudiada, transformada de dominio si es preciso y medido o estimado, según el caso, toda una serie de atributos acústicos importantes que la caracterizan.

Es conocida la variedad y tipos de llanto de niños ante situaciones concretas. En esta experiencia se utiliza el **llanto provocado ante dolor**, el cual es escogido por su patrón característico bien conocido y estandarizado, entre otras razones explicadas. El estímulo específico usado en esta experiencia es de tipo manual y consiste en un **pellizco en el calcáneo** del recién nacido, haciéndose en cada ocasión, con las mismas características de presión (la estimulación siempre fue realizada por la misma persona).

En el momento del estímulo, el niño debe estar en quietud, sin molestias, ansiedad o hambre.

En la grabación analógica del llanto del recién nacido, efectuada con una Grabadora SONY, Modelo CFS-210 y un Micrófono Pro. 2, DM-120⁽⁶¹⁾, son considerados los siguientes aspectos: la posición del niño (decúbito supino) en el momento de la grabación; la distancia del micrófono a los labios del niño; el tipo de estímulo aplicado; el encabezamiento (oral) de la grabación con datos de identificación de ésta; el sincronismo que debe existir en el instante del estímulo y el inicio mismo de la grabación para tomar debidamente la primera latencia del llanto; por último, la duración de la grabación.

2.3 Casos y Modelo 01

Los casos de la Etapa 1 fueron tomados atendiendo a un **procedimiento selectivo**. En este procedimiento se destacan: la investigación de la Historia Clínica del niño y la madre; el examen físico y la exploración neurológica del recién nacido; otro aspecto importante es considerar las características y patologías del niño que más adelante aparecen en la **Tabla 2.1**, y según éstas, conformar los **GEN** y **GEP** respectivamente. El procedimiento termina con la grabación del llanto provocado ante dolor.

En el trabajo de la Etapa se seleccionaron 35 casos del Servicio de Neonatología del Hospital Materno Este de Santiago de Cuba: 19 casos normales (nueve masculinos y 10 femeninos) y 16 casos patológicos (ocho masculinos y ocho femeninos). Se formaron dos Grupos Específicos Normales, el **GEN 1: Parto Eutócico** (transpelviano) y el **GEN 2: Parto Distócico** (cesárea). Los Grupos Específicos Patológicos se estructuraron como sigue: **GEP 1: Hipoxia; GEP 2: Crecimiento Intra Uterino Retardado (CIUR); GEP 3: Hipoxia con Factores Agravantes; GEP 4: Hiperbilirrubinemia**. La **Tabla 2.1** presenta las características y patologías de los casos normales y patológicos respectivamente de esta Etapa, como se observa, son casos de Hipoxia o características patológicas vinculadas con ésta. No se tiene en cuenta un espectro amplio de patologías.

Tabla 2.1 Características y patologías de los casos

-Casos normales-
Parto Eutócico (vía transpelviana)
Peso mayor o igual a 2500 gramos y Edad Gestacional mayor o igual a 38 semanas
APGAR 9-10
No patologías al nacer el infante
Examen físico del recién nacido normal al nacimiento
No antecedentes prenatales de patologías maternas
-Casos patológicos-
Peso menor o igual a 1500 gramos y Edad Gestacional menor o igual a 35 semanas
Asfixia perinatal-APGAR menor de 3 al minuto de nacido-Asistencia respiratoria mecánica ventilada
CIUR Grado II y Grado III
Recién nacido con sepsis del Sistema Nervioso Central
Recién nacido con <u>shock</u> en los primeros momentos de vida (Cardiogénico, Endotóxico, Hipovolémico, Vascular, Neurógeno)
Recién nacido a los que se les practique Exsanguíneo Transfusiones (Hiperbilirrubinemia)
SIRI (Síndrome de Insuficiencia Respiratoria Infantil)

Según criterio Antropométrico, los recién nacidos con **CIUR Grado II** y **Grado III**, tienen afectación de talla y peso, el primero, y talla, peso y circunferencia cefálica el segundo [132]. Los diferentes tipos de shock, se refieren a **Cardiogénico**: alteraciones vinculadas al miocardio; **Endotóxico**: shock debido a toxinas liberadas por gérmenes; **Hipovolémico**: relacionado con déficit de volumen de sangre o electrólito; **Vascular**: Relativo a componentes del sistema circulatorio; **Neurógeno**: relacionado con problemas del SNC [132].

El **Modelo 01** de esta investigación, lo constituye una planilla de datos generales y clínicos, entre otros, que se llena en el proceso de selección del caso y grabación del llanto. En este modelo sus campos contienen datos del recién nacido y de la madre; factores prenatales como: La **Edad Gestacional** de la madre, el número de eventos relativos a la **Gestación (G)**, **Paridad (P)** y **Abortos (A)**; factores del

periparto: **Tiempo de Rotura de Membrana (TRM)**, es decir, tiempo que generalmente se corresponde con la rotura de la membrana o bolsa amniótica [132]; **Líquido Amniótico (LA)**, o sea, características del líquido dentro de la bolsa o saco amniótico [132]; **Sexo, Peso, APGAR, Edad al tomar el llanto**, etc. También el modelo posee campos destinados a las características del niño y diagnóstico, datos de grabación y medios técnicos de ésta. El **ANEXO 2-1** muestra el **Modelo 01**.

2.4 Digitalización, Procesamiento de la Señal de Llanto y Modelo 02

La digitalización de la información analógica se efectuó usando una Interfaz de Entrada-Salida a Microcomputadora. Los datos de la conversión analógico-digital son **frecuencia de muestreo** de la señal de ocho kilohertz y **duración** de los ficheros (files) de llanto por grabación de 12 segundos. Los ficheros digitales generados tienen **tamaño** de 192 512 byte y **resolución** de 16 bit.

La plataforma de software-hardware usada en la digitalización es el **PCVOX-VISHA**⁽⁶²⁾ [54], [55], [273]. El **ANEXO 2-2** muestra un esquema general del PCVOX-VISHA (hardware) y el modelo Oscilograma-Espectrograma de un caso. Esta plataforma permite la adquisición, almacenamiento y procesamiento de la información, además de facilidades para segmentación, edición y reproducción sonora de la información digitalizada. El uso de un Procesador Especializado de Señal, fortalece las prestaciones de esta plataforma. El PCVOX cuenta con un sistema de modelos de presentación de pantalla (el más usado: modelo Oscilograma-Espectrograma) del resultado del procesamiento de la información, para lo cual se usan distintos algoritmos. Entre estos algoritmos se encuentran: Coeficientes de Predicción Lineal (LPC) [44], [62], [75-82], [86-93] y la Transformada Rápida de Fourier (FFT) [44], [63], [61-64], [78], [79], [125], entre otros⁽⁶³⁾.

En el Oscilograma del PCVOX se pueden medir **parámetros cuantitativos en el Eje del Tiempo** (en milisegundo) de la **Primera y Segunda Latencias** y el **Primer y Segundo Llanto Espiratorio**, también se puede conocer la existencia y duración de algún **Llanto Inspiratorio** y los **parámetros cuantitativos en el Eje de Amplitud** (en decibel) de las **Intensidades de las Fases o Llantos Espiratorios** (valores máximo, mínimo, cuartiles y medio). Con el Espectrograma de Banda Estrecha del PCVOX se pueden estimar los **parámetros cualitativos de la señal de llanto** de esta experiencia, entre éstos: **Sonoridad, Melodía, Golpes de Glotis, Crujidos, Nasalidad, Tensión**, presencia de **Armónicos o Subarmónicos, Bifurcación**, etc. Todos conceptos explicados en el capítulo anterior.

Otro software importante con el cual se obtienen **parámetros cuantitativos en el Eje de Frecuencias** (en hertz) es el **BPVOZ: Base de Procesamiento de Voz** (desarrollado por el Grupo de Procesamiento de Voz de la Universidad de Oriente). El **ANEXO 2-3** presenta un esquema general del BPVOZ. Este programa permite grabar en memoria un fichero digital de voz, segmentarlo, teniendo facilidades gráficas y de edición, también puede generar ficheros de datos de un procesamiento algorítmico y confeccionarse programas por el usuario. Con el BPVOZ y haciendo uso de Técnicas de Corta Duración [44], [75], [78], [79], [94], [95] se aíslan y procesan los segmentos sonoros de corta duración. Así, como parte del BPVOZ, con los programas **RESIDUAM** (basado en la Función de Autocorrelación de la Onda Residual, explicada en el capítulo anterior) y el **SPECT** (basado en la obtención del espectro LPC, y de éste tomar el Primer Formante, también explicado en el capítulo anterior) se obtienen el valor de la **Frecuencia Fundamental** y el valor de la **Frecuencia del Primer Formante** respectivamente por cada segmento sonoro de cada caso de llanto analizado. Un Estadígrafo con los valores medio, mínimo, máximo, recorrido, Desviación Estándar y Varianza de la Frecuencia Fundamental y del Primer Formante respectivamente es obtenido, junto a otros datos en **BDLLANTO: Base de Datos de Llanto [274]** (desarrollada por el Grupo de Procesamiento de Voz de la Universidad de Oriente). El **ANEXO 2-4** muestra una lista de segmentos sonoros y del Estadígrafo obtenidos en BDLLANTO por casos. También implementados por el grupo y universidad referidos, se hizo uso de otros programas como el **FCV** y el **PCV2BUFF⁽⁶⁴⁾** para conversión de formato de ficheros de programas y datos.

En resumen, la extracción de los parámetros cuantitativos de la señal de llanto se efectuó combinando el PCVOX con el BPVOZ. Para la estimación de todos los parámetros cualitativos de la señal de llanto se usó el Espectrograma de Banda Estrecha del PCVOX.

El **Modelo 02** de esta investigación es una planilla de datos por cada caso, lo que constituye el resultado del procesamiento y análisis de la señal de llanto objeto de estudio. Este modelo contiene los datos generales del Caso e Historia Clínica, datos técnicos de la computadora utilizada, software, ficheros digitalizados, y los parámetros o atributos cuantitativos y cualitativos obtenidos del llanto. Los datos cuantitativos son organizados según Eje del Tiempo, Eje de Frecuencia (Estadígrafo) y Eje de

Amplitud o Intensidad y, por último los parámetros cualitativos que aparecen explícitamente en el tercio final del modelo. El Modelo 02 se encuentra en el **ANEXO 2-5**.

Este Modelo 02 es el resultado del estudio, adaptación e implementación, en nuestras condiciones, de una parte de la experiencia de las investigaciones del llanto infantil y la extracción de sus atributos acústicos, llevada a cabo por investigadores escandinavos, encabezados por **Wasz-Höckert, O., Lind, J., Michelsson, K., y otros [10-13]**.

En la investigación desarrollada se hizo una validación de parámetros con los estándares siguientes: Software **Hypersignal** (Digital Signal Processing, Hyperception), efectuada por el Grupo de Procesamiento de Voz, en la Universidad de Oriente y el **DSP Sona-Graph** (Workstation Model 5500, Kay Elemetrics) y **CSL** (Computerized Speech Lab. Model 4300, Kay Elemetrics), realizada en el Rehabilitation Center of Speech and Hearing Disorders, de la Universidad Libre de Bruselas, Bélgica.

El **ANEXO 2-6** presenta el diagrama de bloques del esquema de trabajo seguido en esta Etapa.

2.5 Muestra de Alteración de Parámetros en Casos Patológicos

En este trabajo de análisis del llanto infantil fue estudiado el comportamiento de valores de los parámetros de Amplitud, Tiempo y Frecuencia obtenidos de los casos y fueron comparadas las variaciones experimentadas por los mismos en intervalos normales y anormales, según criterios dados por investigaciones del Estado del Arte del llanto infantil y que constituyen referencia estandarizada.

A continuación, un ejemplo que muestra la alteración de parámetros en los casos patológicos de la investigación sólo considerando cuatro variables. Los parámetros tomados como ejemplo (cuantitativos y cualitativo), aparecen en la **Tabla 2.2** con los criterios para establecer la presencia o no de alteración.

Tabla 2.2 Algunos intervalos de normalidad

-Parámetro-	-Criterio (intervalo de normalidad)-
Latencia Inicial	Latencia normal hasta 1,6 segundos (Fisichelli y Karelitz, 1963) [12].
Frecuencia Fundamental (en hertz)	$400 \leq F_0 \leq 600$ (Wasz-Höckert, Lind y otros, 1968; Sirviö y Michelsson, 1976; Ostwald, 1972; Wasz-Höckert, Michelsson y Lind, 1985; Michelsson y otros 1987, 1999, 2002) [10], [11], [13], [20], [139], [144], [145].
Frecuencia del Primer Formante (en hertz):	$F_1 = 1550,8 \pm 460$ (Gardosik y otros, 1980) [148].
Sonoridad	Sonoro (normal), Sordo y Semisonoro (Wasz-Höckert y otros, 1968) [10].

Los criterios presentados definen el umbral o intervalo de normalidad, así, chequeando los valores obtenidos de estas variables o parámetros por caso, con los intervalos referidos, se conforma la **Tabla 2.3**, la cual, a modo de ejemplo, es un hallazgo de alteración de atributos acústicos. Esta tabla denota el

comportamiento, en estado binario: **0** (no alteración) y **1** (alteración), de valores en los parámetros señalados. La X en la tabla significa valor patológico en uno o más parámetros.

Tabla 2.3 Tabla de estados que refleja alteración de algunos parámetros en casos patológicos

-Caso no.-	-Alteración-	-Latencia-	-Frecuencia fundamental-	-Frecuencia del primer formante-	-Sonoridad-	-GEP-
1	X	1	1	0	0	GEP1
5	X	1	1	0	1	
10	X	0	1	1	0	
11	X	0	0	1	0	
13	X	1	0	1	0	
18	X	0	0	1	0	
22	X	1	1	0	0	
2	X	1	1	0	0	GEP2
4	X	1	1	0	0	
9	X	1	0	1	1	
16	X	1	1	0	0	
37	---	0	0	0	0	
19	X	1	1	1	0	GEP3
23	X	1	0	1	0	
38	X	0	1	0	0	
14	X	1	0	1	1	GEP4

Como se aprecia en la **Tabla 2.3** coincide la presencia de patología con la alteración de uno o más

parámetros de los presentados. Sólo en un caso (37) no aparece alteración de estos parámetros, ello no significa que otros atributos acústicos, no presentes en el ejemplo, no tengan alteración. El ejemplo muestra que la alteración de parámetros es un tanto diversa, dado la relevancia de alguno de éstos.

2.6 Conclusiones del Capítulo

Este capítulo, usando técnicas de Procesamiento Digital de Señales para el procesamiento del llanto provocado ante dolor y la extracción de sus atributos acústicos, es fundamental en la comprobación de

la alteración de parámetros del llanto ante la presencia de Hipoxia o características patológicas debido a ésta. En este capítulo verificamos que nuestros resultados del análisis del llanto son compatibles con los obtenidos por investigadores del tema en el mundo, aspecto de gran valor en la orientación de nuestra investigación. En el capítulo es relevante el estudio, adaptación e implementación, en nuestro país, de

la experiencia de investigadores escandinavos en el tema, esto permitió, mediante el **Modelo 02** propuesto, la obtención de los parámetros cuantitativos y cualitativos del

llanto en niños con las características patológicas referidas. Todo lo anterior es base en el procesamiento articulado de la señal

de llanto infantil, y también base para la caracterización del llanto y la proposición de la Metodología.

**CAPÍTULO 3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ETAPA 1)
Y EXTRACCIÓN DE INFORMACIÓN
RELEVANTE**

CAPÍTULO 3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO (ETAPA 1) Y EXTRACCIÓN DE INFORMACIÓN RELEVANTE

En este capítulo se desarrolla un Análisis Estadístico, usando varios métodos, con todos los datos obtenidos del **Análisis del Llanto Infantil (Etapa 1)**. El resultado del Análisis Estadístico permite arribar a inferencias de interés y a un Vector General de Caracterización del Llanto Infantil.

3.1 Introducción

Después de la generación y recopilación de datos, a través de los **Modelos 01 y 02** (vistos en el Capítulo 2), y de un tratamiento descriptivo de algunos de estos datos, se introduce el presente análisis estadístico con métodos de Estadística Univariada y Multivariada, Diseño de Experimentos y el Statgraphics Plus for Windows (software) para aplicar dichos métodos, extraer información relevante y obtener un vector de caracterización en el análisis del llanto de cada caso de la muestra.

3.2 Muestras

La población de donde viene la muestra es real y grande, considerándose compuesta de infinitos casos (promedio de nacidos mensual: 250). Cada caso caracterizado por variables que brindan información con multidimensión de orden $m > 1$ [275]. Respecto a la representatividad de la muestra, la tendencia prevaleciente es que los casos seleccionados de la población tengan idéntica probabilidad de pertenecer (con igualdad e independencia) a dicha muestra [276-282]. Otro aspecto de la población, a favor de la representatividad [279], es la preponderancia de Hipoxia en nacimientos patológicos y en los efectos de ésta como generadora de entidades patológicas y daños en el Neurodesarrollo Infantil. Acerca del tamaño de la muestra⁽⁶⁵⁾ para nuestro análisis (Etapa 1) se grabaron, como se conoce, 35 casos de llanto (n igual a 35). Como $n > 30$ (muestras grandes) las distribuciones muestrales de muchos estadígrafos son consideradas aproximadamente normales, mejorándose la aproximación al aumentar n [281]⁽⁶⁶⁾.

3.3 Variables y Codificación

Las variables (parámetros) son extraídas de los Modelos 01 y 02. El Modelo 01 aporta 15 campos de información, tomándose 12 variables como efectivas por no considerarse en el análisis estadístico el

Grupo Específico, el Número del Caso y su Historia Clínica (campos sólo usados para identificación de caso). El Modelo 02 tiene 39 variables. Ambos modelos poseen parámetros cuantitativos y cualitativos (codificados). La **Tabla 3.1** presenta datos de las variables de los modelos.

Tabla 3.1 Variables de los modelos 01 y 02

-Modelo 01-				
-Columna no.-	-Variable-	-Nomenclatura-	-Campo (tipo) y unidades-	-Codificación-
1	GRUPO ESPECIFICO	GE (GEN, GEP)	Caracter	-----
2	CASO NUMERO	CASO No	Numérico	-----
3	HISTORIA CLINICA	HC	Numérico	-----
4	TIPO DE PARTO	TIPOPART	Numérico (Num)	0: Eutócico 1: Distócico
5	EDAD GESTACIONAL	EG	Num (semana)	-----
6	GESTACION	G	Num	-----
7	PARIDAD	P	Num	-----
8	ABORTO	A	Num	-----
9	EDAD DE LA MADRE	EM	Num (año)	-----
10	TIEMPO DE ROTURA DE MEMBRANA	TRM	Num (minuto)	-----
11	LIQUIDO AMNIOTICO	LA	Num	0; 0,3; 0,5; 0,7; 1 ^(*)
12	SEXO	SEX	Num	00: Masculino 11: Femenino
13	PESO	PESO	Num (gramo)	-----
14	APGAR	APGAR	Num	0; 1 ^(**)
15	EDAD AL TOMAR EL LLANTO	EDADTLL	Num (hora)	-----
-Modelo 02-				
16	PRIMERA LATENCIA	PLAT	Num (ms)	-----
17	PRIMERA UNIDAD DE LLANTO	PULL	Num (ms)	-----
18	SEGUNDA LATENCIA	SLAT	Num (ms)	-----
19	SEGUNDA UNIDAD DE LLANTO	SULL	Num (ms)	-----
20	TONO V. MEDIO	TONOMED	Num (Hz)	-----
21	TONO MINIMO	TONOMIN	Num (Hz)	-----
22	TONO MAXIMO	TONOMAX	Num (Hz)	-----
23	RECORRIDO DEL TONO	RECTONO	Num (Hz)	-----
24	DESVIACION <u>STANDARD</u> DEL TONO	DS_TONO	Num (Hz)	-----
25	VARIANZA DEL TONO	VAR_TONO	Num (Hz)	-----
26	PRIMER (P) FORMANTE V. MEDIO	PFORMED	Num (Hz)	-----
27	P. FORMANTE MINIMO	PFORMIN	Num (Hz)	-----
28	P.FORMANTE MAXIMO	PFORMAX	Num (Hz)	-----
29	RECORRIDO DEL P. FORMANTE	RECPFOR	Num (Hz)	-----
30	DESVIACION <u>STANDARD</u> P. FORMANTE	DS_PFOR	Num (Hz)	-----
31	VARIANZA P. FORMANTE	VAR_PFOR	Num (Hz)	-----
32	INTENSIDAD MAX. PULL	IMAX_PULL	Num (dB)	-----
33	INTENSIDAD MIN. PULL	IMIN_PULL	Num (dB)	-----

-Columna no.-	-Variable-	-Nomenclatura-	-Campo (tipo) y unidades-	-Codificación-
34	INTENSIDAD PRIMER CUARTIL (PULL)	I25_PULL	Num (dB)	-----
35	INTENSIDAD SEGUNDO CUARTIL (PULL)	I50_PULL	Num (dB)	-----
36	INTENSIDAD TERCER CUARTIL (PULL)	I75_PULL	Num (dB)	-----
37	INTENSIDAD V. MEDIO (PULL)	IMED_PULL	Num (dB)	-----
38	INTENSIDAD MAX. SULL	IMAX_SULL	Num (dB)	-----
39	INTENSIDAD MIN. SULL	IMIN_SULL	Num (dB)	-----
40	INTENSIDAD PRIMER CUARTIL (SULL)	I25_SULL	Num (dB)	-----
41	INTENSIDAD SEGUNDO CUARTIL (SULL)	I50_SULL	Num (dB)	-----
42	INTENSIDAD TERCER CUARTIL (SULL)	I75_SULL	Num (dB)	-----
43	INTENSIDAD V. MEDIO (SULL)	IMED_SULL	Num (dB)	-----
44	SONORIDAD	SON	Num	0; 0,5; 1 ^(***)
45	MELODIA	MEL	Num	0; 0,5; 1 ^()
46	GOLPE DE GLOTIS	GG	Num	0: No, 1: Sí
47	CRUJIDOS	CRUJ	Num	0: No, 1: Sí
48	NASALIDAD	NAS	Num	0: No, 1: Sí
49	TENSION	TEN	Num	0; 0,5; 1 ^()
50	SUBARMONICOS	SARM	Num	0: No, 1: Sí
51	RUPTURA DE SUBARMONICOS	RSARM	Num	0: No, 1: Sí
52	RUPTURA DE ARMONICOS	RARM	Num	0: No, 1: Sí
53	BIFURCACION	FUR	Num	0: No, 1: Sí
54	LLANTO INSPIRATORIO	LLINS	Num	0: No, 1: Sí
-Leyenda-				
(*)	0: Normal (Líquido claro). El resto Patológico (0,3: Líquido fétido, caliente, claro, sanguinolento y sus combinaciones; 0,5: Meconio +; 0,7: Meconio ++; 1: Meconio +++ y Meconio ++++). En combinaciones de 0,3 con Meconio se codifica según este último.			
(**)	Sólo se codifica valor de APGAR a los 5 minutos. 0: Normal (valores de APGAR: 8, 9, 10); 1: Patológico (valores de APGAR inferior a 8).			
(***)	0: Sonoro; 0,5: Semisonoro; 1: Sordo			
()	0: Descendente o Ascendente-Descendente; 0,5: Plana; 1: Resto			
()	0: Normal; 0,5: Laxo; 1: Tenso			

Con la información anterior y el valor de las variables se forma la base de datos en el Statgraphics (1890 datos). Esta base se muestra en el **ANEXO 3-1**, en la misma, al descontar los campos de identificación de casos, se dispone para el análisis estadístico de 35 filas (casos) y 51 columnas (variables). Lo detallado permite formar un **Vector General de Caracterización Nominal**, por cada caso (**n**) de dimensión **m** igual a 51⁽⁶⁷⁾, el que se expresa con sus variables (Var) en (3.1):

$$Cason(Var_1, Var_2, Var_3, \dots, Var_{51}), \text{ siendo } n = 1, 2, 3, \dots, 35 \quad (3.1)$$

3.4 Tratamiento

El procedimiento usado en el análisis estadístico considera la exploración de las variables de los Modelos 01 y 02 según el esquema de la figura 3.1, donde, para apreciar el comportamiento de las variables y sus relaciones, se definen tres variantes de análisis para aplicar los métodos estadísticos.

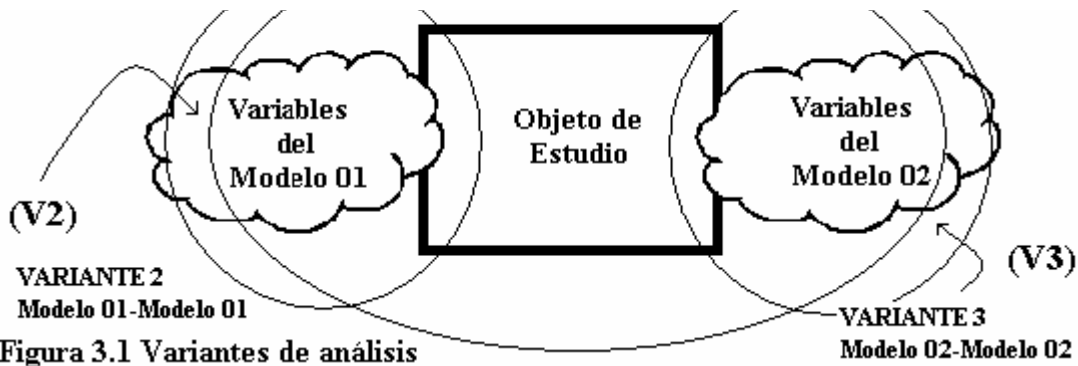


Figura 3.1 Variantes de análisis

Al aplicar dichos métodos, por cada variante de análisis, se obtienen de las variables el **Nivel de Significación**, el **Coefficiente de Correlación Lineal** y el **Análisis de Componentes Principales** para así de resultados e inferencias formular el Vector General de Caracterización (con diversa modalidad de dimensión), acorde a la secuencia de la figura 3.2. El resultado de los métodos estadísticos se encuentra en los anexos correspondientes a partir del epígrafe 3.4.1.

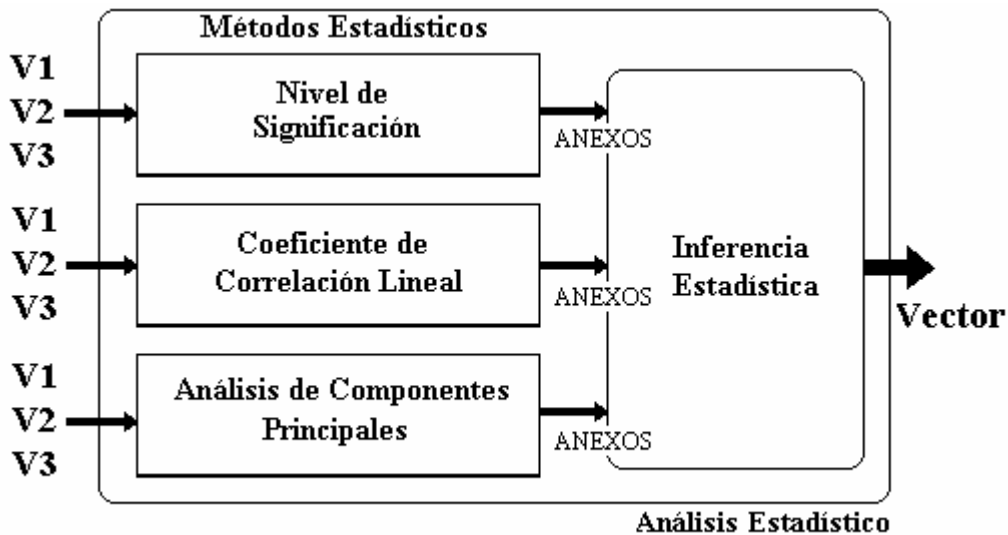


Figura 3.2 Diagrama de bloques para obtener el vector general de caracterización

3.4.1 Nivel de Significación

Un **Experimento** es un conjunto de pruebas para obtener información que mejore o ayude a estudiar cierto proceso para tomar decisiones. En un experimento hay factores (variables) controlados, los que pueden ser parámetros del producto o proceso para los que se prueban variantes o variables para

estudiar su influencia en los resultados. La combinación de variantes o niveles por factor usados en una prueba se llama **Tratamiento**. Diseñar un experimento implica, definir objetivos, considerar aspectos de calidad, etc., sobre los que se quiere investigar efectos de los factores, deben seleccionarse los factores del experimento, el tratamiento por prueba y su número, organizar el trabajo experimental y hacer un análisis estadístico correspondiente [279], [283]. Estos conceptos del Diseño de Experimentos y el uso del **Análisis de Varianza (ANOVA: Analysis of Variance)** [275], [277], [279], [280], [282], [283], soporte que las técnicas de Diseño de Experimentos utilizan para analizar efectos de los factores sobre los resultados de un experimento, son básicos para el tratamiento con el Nivel de Significación.

De las Decisiones Estadísticas y las Pruebas o Dóxicas de Hipótesis, llamadas Pruebas de Significación se tiene que, si en el supuesto que una hipótesis sea verdadera hallamos que los resultados observados en una muestra aleatoria difieren marcadamente de los esperados por la hipótesis basándonos en el azar, usando la teoría muestral, podría decirse que las frecuencias observadas son **Significativas** y estaríamos inclinados a rechazar la hipótesis [281].

Es conocido en Estadísticas que **si se rechaza una hipótesis cuando ésta debiera aceptarse se dice que se ha cometido un ERROR DE TIPO I** y si por el contrario se acepta una hipótesis cuando debe ser rechazada se dice que el error cometido es un ERROR DE TIPO II⁽⁶⁸⁾.

La probabilidad (p) máxima con que deseáramos arriesgarnos a un Error de Tipo I al probar una hipótesis dada se le llama Nivel de Significación de una Prueba. En la práctica es normal usar un Nivel de Significación de 0,05 ó menor (0,01), o sea, $p \leq 0,05$. Así al diseñar una prueba de hipótesis hay cinco oportunidades de 100 de rechazar la hipótesis cuando ésta debe ser aceptada, es decir, hay un **Intervalo de Confianza $(1 - p)$ de 0,95** ó del **95 % de Confianza** de haberse tomado la decisión correcta. En tal caso la hipótesis ha sido rechazada a un **Nivel de Significación del 0,05**, esto indica que podemos estar equivocados con probabilidad menor o igual a 0,05 [276-278], [280-282].

Según lo anterior y tomando cada una de las variantes de la figura 3.1 se obtiene el Nivel de Significación entre las variables, siendo la interpretación de la prueba de cada hipótesis la siguiente: si en el cálculo de probabilidad entre cada variable de prueba se obtiene $p \leq 0,05$ se conoce que se tiene alta probabilidad de arriesgarnos a rechazar una hipótesis cuando ésta debiera aceptarse. El resultado de este análisis es que si se ha obtenido el Nivel de Significación ya fijado, entonces cualquier

combinación, donde se usen las dos variables objeto de análisis tendrá un **Intervalo de Confianza mayor o igual al 95 %**, o sea, los desaciertos se reducirían a **cinco o menos por cada 100**. En ese caso nuestra hipótesis ha sido rechazada al Nivel de Significación obtenido dentro del intervalo en cuestión. Verificado esto las variables objeto de análisis son seleccionadas según sus Niveles de Significación. En la obtención del Nivel de Significación en el trabajo se hace uso del ANOVA, el análisis de las variables se efectúa factor a factor. En este caso los pasos en el Statgraphics son: **Menu Compare, Analysis of Variance, One-Way ANOVA, Tabular Options, ANOVA Table.**

La Tabla del ANOVA como técnica que es para el estudio del efecto de uno o más factores sobre la media de una variable⁽⁶⁹⁾, brinda información del origen de la variación (Total, por Tratamientos o Residual). Por cada origen de variación se calcula Suma de Cuadrados, Grados de Libertad, Cuadrado Medio, F-ratio⁽⁷⁰⁾ y la probabilidad asociada (p-value) que es el Nivel de Significación.

El **ANEXO 3-2** muestra un ejemplo de una Tabla del ANOVA con el valor del Nivel de Significación. En los **ANEXOS 3-3, 3-4 y 3-5** están las tablas con el Nivel de Significación entre variables para cada variante de análisis de la figura 3.1.

3.4.2 Coeficiente de Correlación Lineal

La **Regresión** trata de la estimación de relación entre variables. El grado de relación entre dichas variables es la **Correlación**, y este grado de relación determina hasta que punto una ecuación no lineal o lineal expresa la relación entre variables. Tratar varias variables refiere **Correlación y Regresión Múltiple**, abarcar dos es estar ante **Correlación y Regresión Simple**. Gran parte del estudio de la correlación supone que la distribución de valores (x, y) es una Distribución Normal Bidimensional. La investigación de la relación entre dos variables, comienza por descubrir la forma aproximada de esta relación trazando los valores de los datos como puntos del plano (x, y) , éste es el **Diagrama de Dispersión** [279]. Si en este diagrama los valores (x, y) se agrupan en torno a una recta, la correlación es lineal. Si todos los puntos están en dicha recta la correlación lineal es perfecta [281].

El **Coeficiente de Correlación Lineal** (r ó r_{xy}) proporciona una medida del grado de relación entre dos variables. Es la cuantificación de la intensidad de la relación existente entre dos variables consideradas en un análisis cuando dicha relación es lineal. Este coeficiente mide la bondad de ajuste

de la ecuación que se ha supuesto capaz de explicar los datos [276-282]. El valor del Coeficiente de Correlación Lineal está definido en el intervalo $-1 \leq r \leq +1$ y cuando $r = -1$ ó $r = +1$ todos los puntos del Diagrama de Dispersión están sobre una recta. El módulo de r , brinda el grado de relación entre las variables, y si se considera el signo que para cada punto (x_i, y_i) del Diagrama de Dispersión tiene el producto: $(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$ se ve que r es mayor que cero en los cuadrantes I y III del Sistema de Coordenadas Cartesianas en el plano [284], [285] y r es menor que cero en los cuadrantes II y IV de este sistema. Así el producto anterior será en promedio positivo si hay una relación creciente entre las variables y negativo si dicha relación es decreciente. La cercanía de r a $+1$ ó -1 indica mayor relación entre las variables, si $r = 0$ ó tendiente a cero la relación es débil⁽⁷¹⁾.

Siguiendo las variantes de análisis de la figura 3.1, el valor del Coeficiente de Correlación Lineal entre las variables es obtenido con el Statgraphics mediante una Regresión Simple por los pasos: **Menú Relate, Simple Regression, Regression Analysis-Linear Model, Correlation Coefficient**. En el ANEXO 3-6 están los datos del Regression Analysis-Linear Model de donde se extrae el valor del Coeficiente de Correlación Lineal de cada par de variable analizado. Las tablas con este coeficiente para las variantes de la figura 3.1 se muestran respectivamente en los ANEXOS 3-7, 3-8 y 3-9.

3.4.3 Análisis de Componentes Principales

Con el progreso tecnológico disminuyen las limitaciones en la búsqueda de evidencias en el análisis de datos, donde buena parte de la comprensión y pericia ha venido de la Estadística y sus inferencias, y de técnicas como el **Análisis Multivariado**, el que pertenece a la Estadística de igual nombre [286], [287]. Ciertos métodos multivariados⁽⁷²⁾ ayudan a crear variables con propiedades deseables [288]. En dichos métodos se supone variables correlacionadas, observaciones independientes y que las variables objeto de análisis posean **Distribución Normal Multivariada**. Suposición que hace al Análisis Multivariado desarrollarse en paralelo al correspondiente Análisis Univariado basado en una Distribución Normal [287], [289], [290]. Entre las técnicas del Análisis Multivariado se hallan la Regresión y Correlación Múltiples, Análisis de Cluster, Análisis Factorial y el **Análisis de Componentes Principales (PCA; Principal Components Analysis)**, entre otras⁽⁷³⁾. El PCA puede usarse para resumir datos (reducir dimensión); otros usos son: filtrar datos de variables⁽⁷⁴⁾, formar agrupamientos, dividir en subgrupos de unidades experimentales⁽⁷⁵⁾, detectar datos fuera de límite, etc. [286-288], [291].

En la fundamentación del Método de Componentes Principales⁽⁷⁶⁾ se parte de la consideración de un **vector aleatorio p dimensional** $\tilde{X}^t = (X_1, \dots, X_p)$, de los **Valores Propios (Raíces Latentes, Autovalores o Eigenvalues)** [287-291], de los **Vectores Propios (Eigenvectors)** [287-291], se parte también de la **Matriz de Varianzas y Covarianzas del vector** \tilde{X} , denotada por Σ , donde el objetivo es encontrar un nuevo vector $\tilde{Y}^t = (Y_1, \dots, Y_q)$, capaz de satisfacer los requerimientos siguientes: 1) $q \leq p$; 2) $Cov(Y_i, Y_j) = 0$, para $\forall i \neq j$; y 3) $traza(D\tilde{Y}) = traza(\Sigma)$, donde $\Sigma = D\tilde{X}$, siendo $(D\tilde{Y})$ la **Matriz de Varianzas y Covarianzas de** \tilde{Y} . Debe recordarse que la $traza(\Sigma)$, es la suma de los elementos de la diagonal principal de esta matriz.

Todo lo enunciado, así como el cumplimiento de dichos requerimientos puede llevarse a cabo a través de transformaciones lineales del tipo presentado en la expresión (3.2):

$$Y_k = \sum_{j=1}^p a_{kj} X_j, \quad \text{con } k = 1, \dots, p \quad (3.2)$$

Si se desarrolla (3.2), cada variable Y_k es una combinación lineal de las variables originales, o sea:

$$Y_k = a_{k1} X_1 + a_{k2} X_2 + \dots + a_{kp} X_p \quad \text{donde } k = 1, \dots, p \quad (3.3)$$

Estas componentes reciben el nombre de **Componentes Principales**⁽⁷⁷⁾ [286-288], [291].

El cálculo de Y_1 necesita de encontrar a_{11}, \dots, a_{1p} , tal que la varianza de Y_1 sea máxima, sujeta a la condición (3.4) para garantizar la unicidad de la solución:

$$\sum_{j=1}^p a_{1j}^2 = 1 \quad (3.4)$$

La solución a este problema se obtiene hallando el vector propio (a_{11}, \dots, a_{1p}) asociado al mayor valor propio (λ) de la matriz de Varianzas y Covarianzas del vector \tilde{X} . Este valor propio es a su vez la varianza de Y_1 . La combinación lineal que aparece en (3.5) es la **Primera Componente Principal** de (X_1, \dots, X_p) y explica cierta proporción de la varianza total. Esa proporción se tiene dividiendo el mayor valor propio obtenido por la $traza(\Sigma)$, que no es más que la varianza total.

$$Y_1 = \sum_{j=1}^p a_{1j} X_j = a_{11} X_1 + \dots + a_{1p} X_p \quad (3.5)$$

La **Segunda Componente Principal** Y_2 de (X_1, \dots, X_p) dada por (3.6), tiene cálculo análogo a Y_1 .

$$Y_2 = a_{21} X_1 + \dots + a_{2p} X_p \quad (3.6)$$

La proporción de variabilidad de esta componente se tiene al dividir el segundo valor propio por la varianza total⁽⁷⁸⁾. El cálculo de las p componentes es similar al explicado para cada componente.

En general, el Análisis de Componentes Principales considera la varianza total⁽⁷⁹⁾ y estima los factores con proporciones bajas de la varianza única y de error. El PCA es apropiado cuando lo primordial sea predecir el mínimo de factores para justificar la proporción máxima de la varianza de las variables originales, y cuando la experiencia sugiera que la varianza específica y de error representen una proporción relativamente pequeña de la varianza total [286]. La determinación del número de componentes principales puede resumirse así: cuando se efectúa un PCA se necesita conocer la dimensionalidad real del espacio donde caen los datos, o sea, el número de componentes principales con varianzas mayores que cero. Si varios valores propios de la matriz Σ son cero o muy cercanos a cero, la dimensionalidad real de los datos es el número de valores propios diferentes de cero. Existen diversos criterios para elegir el número de componentes principales apropiados⁽⁸⁰⁾ [288].

Para aplicar el Análisis de Componentes Principales en este trabajo, siguiendo las variantes de la figura 3.1, se utiliza el Statgraphics y los pasos: **Menu Special, Multivariate Methods, Principal Components, Tabular Options, Analysis Options**. A modo de ejemplo, el ANEXO 3-10 presenta un PCA de 12 variables del Modelo 01, considerando cinco componentes; este anexo muestra la Tabla de Componentes Principales y el gráfico SCREE Plot (valores propios versus componentes). Un análisis de las variantes de la figura 3.1, con el Peso de los Componentes por variable, aparece en los ANEXOS 3-11, 3-12 y 3-13 respectivamente. Cada anexo muestra los componentes considerados.

3.5 Resultados, Inferencias y Vector

Sobre la base de los ANEXOS 3-3, 3-7 y 3-11 de la aplicación de los métodos estadísticos a la Variante 1 (V1) de la figura 3.1, se presentan los ANEXOS 3-14a, 3-14b, 3-14c, 3-15a, 3-15b, 3-15c, 3-16a, 3-16b, 3-16c, 3-16d y 3-16e de los cuales se resumen tablas de resultados, información e

inferencias de interés que se presentan más adelante, lo que sirve para el análisis de dicha variante. El **ANEXO 3-16e**, relativo al Análisis de Componentes Principales, muestra la Tabla de Peso de Componentes con los coeficientes de valor mayor o igual al límite calculado para esta variante de análisis (0,18). La primera columna de esta tabla se refiere a las variables según el número de orden de la tabla del **ANEXO 3-16a**, las restantes conciernen a los componentes elegidos (33) para esta variante. Apoyado en los **ANEXOS 3-4, 3-8, 3-12 y 3-5, 3-9, 3-13** respectivamente, de la aplicación de los métodos estadísticos correspondientes, la obtención de las tablas de resultados e inferencias de las **Variantes 2 y 3 (V2 y V3)** de la figura 3.1 sigue un proceso análogo al explicado, y por lo extenso que resulta no se presentan. De las tablas y anexos que constituyen dichos resultados sólo se presenta la información e inferencias de estas variantes.

Así, **en relación con la Variante 1 (V1)**, considerando los resultados de los **ANEXOS 3-3, 3-7, 3-11, 3-14a, 3-14b, 3-14c, 3-15a, 3-15b, 3-15c, 3-16a, 3-16b, 3-16c, 3-16d y 3-16e** puede afirmarse que:

- La influencia de las variables del Modelo 01 sobre las del Modelo 02, con Nivel de Significación correspondiente al intervalo de confianza de 90 % y 95 %, fue mayor que la lograda para los mismos niveles de significación e intervalos de las variables del Modelo 02 respecto a las del Modelo 01.
- De las 49 variables de esta variante hubo más variables (44, lo que representa el 89,7 %) con Nivel de Significación de $p \leq 0,1$, que de $p \leq 0,05$, el cual fue de 33 variables (67,3 %). Es decir, predominio de intervalo de confianza de 90 % en las pruebas efectuadas.
- Las variables más sobresalientes con intervalo de confianza del 95 % son: **Líquido Amniótico** (10), Número de **Abortos** (siete), **Peso** (cinco) y **Tipo de Parto** (cuatro); las que más resaltan con intervalo del 90 %: **Paridad** (13), **Edad de la Madre** (nueve), **Líquido Amniótico** (siete) y **Gestación** (siete).
- En general, las variables del Modelo 02 de Intensidad y de Frecuencia son las más favorecidas con Nivel de Significación correspondiente a los dos intervalos de confianza.
- Las variables cualitativas involucradas en diferentes niveles de significación son: **Sonoridad, Melodía, Nasalidad**, (intervalo de confianza del 95 %) y **Golpe de Glotis, Tensión, Subarmónicos, Bifurcación y Llanto Inspiratorio** (intervalo de confianza del 90 %).
- El mayor valor del Coeficiente de Correlación Lineal en todas las pruebas de esta variante fue de 0,6 y es logrado entre el **Líquido Amniótico** y la **Intensidad Máxima de la Primera Unidad de Llanto**.

- De las 49 variables de esta variante, se alcanzó correlación media y baja ($0,3 \leq |r| \leq 0,5$) en 34 variables (69,3 %) y correlación de tendencia alta ($|r| > 0,5$) en sólo dos variables (cuatro por ciento), notándose el predominio del valor del Coeficiente de Correlación Lineal bajo y medio para esta variante. Prácticamente no hay valor de correlación alta entre las variables de los Modelos 01 y 02.
- Es muy importante la relación obtenida a través del Nivel de Significación y el Coeficiente de Correlación Lineal, donde existe vínculo entre el **Tono Medio**, el **Primer Formante Medio**, la **Edad Gestacional** y la **Edad de la Madre**. También el **Primer Formante Medio** con el **Tipo de Parto**, el número de **Abortos** y el **Líquido Amniótico**. Además hay un vínculo de importancia entre el valor del **Primer Formante Mínimo** con la **Edad Gestacional**, la **Edad de la Madre** y el **Peso**.
- El **Análisis de Componentes Principales** (33 componentes y 99,9 % acumulativo de varianza) arroja como resultado importante que aparecen en primera componente las variables del **Tono**, del **Primer Formante** y la **Intensidad Media de la Segunda Unidad de Llanto**, excepto el **Tono Mínimo** y el **Primer Formante Mínimo** que están después de la segunda componente. En la segunda componente aparecen la mayoría de las variables del Modelo 01 y las de **Intensidad de la Primera Unidad de Llanto** principalmente. Estos resultados se corresponden con los logrados por el resto de los métodos estadísticos (en las dos primeras componentes hay 25 variables de importancia a considerar).
- Del **ANEXO 3-16e** se observa que las variables de frecuencia que están en la primera componente en general no poseen abundancia de coeficientes en el resto de las componentes, excepto **Tono Mínimo**, **Primer Formante Mínimo** y **Primer Formante Medio**; no sucedió así con el resto de las variables.
- En el Análisis de Componentes Principales y del propio **ANEXO 3-16e** de esta variante, es de interés significar que hay un total de nueve variables con valores notables del módulo de coeficientes, éstas son: **Edad de la Madre**, **Tiempo de Rotura de Membrana**, **Líquido Amniótico**, **Primera Latencia**, **Segunda Latencia**, **Primer Formante Medio**, **Intensidad Mínima de la Segunda Unidad de Llanto**, **Intensidad del Tercer Cuartíl de la Segunda Unidad de Llanto** y la **Melodía**. Es significativo como en el componente 30, con 99,6 % acumulativo de varianza, aún persisten variables importantes como: el **Líquido Amniótico**, **Tono Medio** y **Primer Formante Medio**.

Respecto a la Variante 2 (V2), según los ANEXOS 3-4, 3-8, 3-12 y tablas de resultados se tiene que:

- El Nivel de Significación correspondiente a los intervalos de confianza del 90 % y del 95 % sólo tienen, en cada caso, una variable que no arrojó Nivel de Significación, así de 12 variables en 11 hay Nivel de Significación (91,6 %). Se destacan y son muy importantes el **Tiempo de Rotura de Membrana**, **APGAR**, la **Gestación**, la **Edad Gestacional** y el **Tipo de Parto**. No resultaron favorecidas en este caso **Líquido Amniótico**, **Paridad** y el número de **Abortos**.
- Se alcanzan valores del Coeficiente de Correlación Lineal de 0,87 (**Edad Gestacional** versus **Peso**). Hay un 66,6 % de variables del Modelo 01 con alta correlación y un 75 % de variables de este modelo con baja y media correlación entre ellas. Son notables la correlación entre la **Edad Gestacional** con el **Tiempo de Rotura de Membrana**, **Peso**, **APGAR** y la **Edad al Tomar el Llanto**. No fueron favorecidas en este caso la **Edad de la Madre**, **Líquido Amniótico**, **Sexo** y **Paridad**. Denotan enorme importancia la relación entre la **Edad de la Madre** y el **Tiempo de Rotura de Membrana**.
- En el Análisis de Componentes Principales de esta variante (11 componentes y 100 % acumulativo de varianza) prevalecen en la primera componente: **Edad Gestacional**, **Tiempo de Rotura de Membrana**, **Peso**, **APGAR**, **Edad al Tomar el Llanto**; y en la segunda componente: **Gestación**, **Paridad**, el número de **Abortos**, **Líquido Amniótico** y el **Sexo**. La **Edad de la Madre** y el **Tipo de Parto** están en tercera y cuarta componentes respectivamente.

Respecto a la Variante 3 (V3), según los ANEXOS 3-5, 3-9, 3-13 y tablas de resultados se tiene que:

- En el Nivel de Significación correspondiente al intervalo de confianza del 90 % no falla ninguna de las 37 variables efectivas del Modelo 02, dicho nivel para el intervalo de confianza del 95 % sólo falla en dos variables, es decir, hay efectividad con 35 variables (94,5 %).
- En el cálculo del Coeficiente de Correlación Lineal, todas las variables efectivas tienen correlación baja y media. Sin embargo en el nivel de correlación de tendencia alta, hay correlación sólo en 17 variables (45,9 %). Entre las no correlacionadas están todos los parámetros cualitativos, algunas variables de intensidad en las dos unidades de llanto y en todas las de duración de dichas unidades.
- El Análisis de Componentes Principales (29 componentes y 99,9 % acumulativo de varianza) da como resultado que en la primera componente aparezcan 15 variables, ellas son las variables de frecuencia (excepto **Tono Mínimo** y **Primer Formante Mínimo** que están en la segunda componente y después de ésta respectivamente) y algunas variables de **Intensidad de la Segunda Unidad de Llanto**. La

segunda componente, está formada por 12 variables, entre éstas, la duración de la **Primera Unidad de Llanto**, la **Segunda Latencia**, la duración de la **Segunda Unidad de Llanto** y todas las variables de **Intensidad de la Primera Unidad de Llanto**, además la **Nasalidad** y los **Subarmónicos**. En las dos primeras componentes hay un total de 27 variables, casi el 73 % de las variables de esta variante.

En sentido global la organización que toman los parámetros en la variante uno, variante principal de análisis, permite, considerando las variantes restantes, disponer de una visión más completa del análisis estadístico, de la extracción de información relevante en el estudio y caracterización de la señal de llanto infantil y de la obtención de un vector de caracterización, implicando en ello una reducción de dimensión. Así, en virtud del estudio efectuado, se propone un **Vector General de Caracterización** o **Vector de Caracterización**, que dado los resultados e importancia de las variables, se presenta en tres modalidades de dimensión: **Mayor**, **Mediano** y **Reducido** (45, 33 y 26 variables, respectivamente).

El Vector de Caracterización de mayor dimensión considera el número de variables con Nivel de Significación correspondiente al intervalo de confianza del 90 %, Coeficiente de Correlación bajo y medio y Análisis de Componentes Principales de cada variante de análisis. El análisis gira en torno a la variante uno como principal y al resto como complementarias, este vector es abarcador, con un margen de seguridad a favor del investigador, dado que con 45 componentes para la variante uno hay, según el **ANEXO 3-11**, desde 11 valores anteriores, prácticamente valor propio y por ciento individual de varianza iguales a cero y el por ciento acumulativo de varianza del 100 %. Así del vector general de caracterización de dimensión efectiva de 51 variables, del epígrafe 3.3 (se descontaron, como se conoce, **Crujido** y **Ruptura de Armónicos**, no observadas en el trabajo), quedaron 49 variables, analizadas en la variante uno, de las que se eliminaron cuatro variables, éstas son: **Edad al Tomar el Llanto**, **Intensidad Mínima de la Segunda Unidad de Llanto**, **Intensidad del Segundo Cuarto de la Segunda Unidad de Llanto** y la **Ruptura de Subarmónicos**. La **Edad al Tomar el Llanto** está involucrada en inferencia de interés, pero puede fijarse por el investigador, el resto no aportó inferencia importante. El **Vector Mayor de Caracterización del Llanto Infantil** aparece en la **Tabla 3.2**.

El Vector de Caracterización de mediana dimensión es de 33 variables, este número de variables está relacionado con la combinación e influencia de las variables con Nivel de Significación correspondiente al intervalo de confianza del 95 % de la variante uno, las variables con Coeficiente de

Correlación Lineal de tendencia alta de las variantes dos y tres, y la cantidad de componentes principales seleccionados en la variante uno, así como aproximadamente igual número de dichos componentes en las variantes restantes. En la selección de variables fue primordial la organización de éstas y su importancia, sobre todo en la variante uno, más la experiencia del investigador. Así, de las 49 variables se eliminaron 16 (cuatro del vector mayor y 12 de esta modalidad). En este vector la reducción implica eliminar variables que, aunque tienen vinculación, están afectadas por una pérdida de importancia, principalmente al analizar la variante uno, ausencia de correlación de tendencia alta y coeficientes en componentes principales que están después de la quinta componente, donde el porcentaje de varianza va tendiendo a ser menor del cinco por ciento, esto sucede con cinco de las 12 nuevas variables eliminadas en esta modalidad, estas cinco variables eliminadas son: **Paridad**, número de **Abortos**, **Sexo**, **Segunda Unidad de Llanto** y **Melodía**. Las siete variables restantes de las 12 referidas son: **Intensidad Mínima de la Primera Unidad de Llanto**, **Intensidad del Primer Cuarto de la Segunda Unidad de Llanto**, **Intensidad del Tercer Cuarto de la Segunda Unidad de Llanto**, **Golpe de Glotis**, **Tensión**, **Bifurcación** y **Llanto Inspiratorio**, las que tienen representación en la cuarta y quinta componentes principales y no poseen correlación de tendencia alta con variable alguna y por lo general no tienen Nivel de Significación correspondiente al intervalo de confianza de 95 %, excepto la **Intensidad del Tercer Cuarto de la Segunda Unidad de Llanto** que tiene significación en el intervalo denotado con el número de **Abortos** (variable eliminada en este vector). El número de variables de este vector de caracterización mediano coincide con el número de componentes principales seleccionados en la variante uno donde, como es conocido, del **ANEXO 3-16d** el porcentaje acumulativo de varianza es del 99,9 % y son considerados criterios de selección de componentes principales. El **Vector Mediano de Caracterización** se muestra en la **Tabla 3.2**.

El vector reducido posee 26 variables, la selección de éstas considera la representación en primera componente principal de las variantes de análisis dos y tres y de la primera y segunda componentes de la variante uno, con una combinación de inferencias de los métodos estadísticos restantes en algunos casos y la experiencia, en otros, que produjeron excepciones como es el caso de la **Primera Latencia** y la **Primera Unidad de Llanto**. La Primera Latencia tiene Nivel de Significación mucho menor que 0,05 con el **Peso**, también con la **Segunda Latencia**, algunas variables del **Tono**, algunas variables de

Intensidad de la Primera Unidad de Llanto, entre otras. La **Primera Unidad de Llanto** tiene Nivel de Significación importante con el **Peso** y variables del **Primer Formante**. En la correlación la **Primera Latencia** y la **Primera Unidad de Llanto** no son tan favorecidas y en la variante uno, no tienen variables con correlación. Véase en la **Tabla 3.2** el **Vector Reducido de Caracterización**.

Tabla 3.2 Vector general de caracterización del llanto infantil (Etapa 1)

-Variables de los modelos 01 y 02-	-Vector mayor-	-Vector mediano-	-Vector reducido-
TIOPART	TIOPART	TIOPART	TIOPART
EG	EG	EG	EG
G	G	G	G
P	P		
A	A		
EM	EM	EM	
TRM	TRM	TRM	TRM
LA	LA	LA	LA
SEX	SEX		
PESO	PESO	PESO	PESO
APGAR	APGAR	APGAR	APGAR
EDADTLL			
PLAT	PLAT	PLAT	PLAT
PULL	PULL	PULL	PULL
SLAT	SLAT	SLAT	SLAT
SULL	SULL		
TONOMED	TONOMED	TONOMED	TONOMED
TONOMIN	TONOMIN	TONOMIN	
TONOMAX	TONOMAX	TONOMAX	TONOMAX
RECTONO	RECTONO	RECTONO	RECTONO
DS_TONO	DS_TONO	DS_TONO	DS_TONO
VAR_TONO	VAR_TONO	VAR_TONO	VAR_TONO
PFORMED	PFORMED	PFORMED	PFORMED
PFORMIN	PFORMIN	PFORMIN	
PFORMAX	PFORMAX	PFORMAX	PFORMAX
RECPFOR	RECPFOR	RECPFOR	RECPFOR
DS_PFOR	DS_PFOR	DS_PFOR	DS_PFOR
VAR_PFOR	VAR_PFOR	VAR_PFOR	VAR_PFOR
IMAX_PULL	IMAX_PULL	IMAX_PULL	IMAX_PULL
IMIN_PULL	IMIN_PULL		
I25_PULL	I25_PULL	I25_PULL	I25_PULL
I50_PULL	I50_PULL	I50_PULL	I50_PULL
I75_PULL	I75_PULL	I75_PULL	I75_PULL
IMED_PULL	IMED_PULL	IMED_PULL	IMED_PULL
IMAX_SULL	IMAX_SULL	IMAX_SULL	
IMIN_SULL			
I25_SULL	I25_SULL		
I50_SULL			
I75_SULL	I75_SULL		
IMED_SULL	IMED_SULL	IMED_SULL	IMED_SULL
SON	SON	SON	
MEL	MEL		
GG	GG		

NAS	NAS	NAS	
TEN	TEN		
SARM	SARM	SARM	
RSARM			
FUR	FUR		
LLINS	LLINS		
49 variables	45 variables	33 variables	26 variables

En las modalidades de dimensión del vector de la **Tabla 3.2**, se aprecia un núcleo formado por

variables del Modelo 01 y un conjunto de variables del Modelo 02 de latencias, frecuencias, duración e intensidad, sobre todo de la primera espiración. Además, existe cierta armonía entre la dimensión de los vectores de caracterización y la cantidad de componentes seleccionados y por cientos de varianza del Análisis de Componentes Principales en las variantes de la figura 3.1.

3.6 Conclusiones del Capítulo

El análisis estadístico fue desarrollado combinando los métodos referidos a un mismo set de datos del llanto infantil (35 casos, 51 variables). De este análisis y extracción de información relevante se obtuvo

el Vector General de Caracterización del Llanto Infantil, con un núcleo de variables de trascendencia, destacándose factores prenatales y del periparto, así como variables del llanto de latencias, frecuencia, duración e intensidad, principalmente de la primera fase espiratoria, fase importante como la reconocen investigadores del tema. El Vector General de Caracterización obtenido ayuda en el estudio del llanto infantil, involucrando variables del entorno niño-madre y atributos acústicos del llanto. Dicho vector es

de gran importancia ya que sienta bases para una posterior automatización del proceso de extracción de parámetros, clasificación del llanto y diseño de dispositivos o medios a estos efectos. Hacia estos propósitos, entre otros, se encamina la Metodología de la tesis, Metodología que usa este vector en una

de sus variantes de aplicación. Este Capítulo, al igual que el anterior, contribuye en buena medida a la caracterización de esta señal. Tanto de la combinación de los métodos estadísticos y número de variables usados en el trabajo, como de la obtención del vector de caracterización, no aparecen reportes

en la bibliografía consultada.

CAPÍTULO 4. CLASIFICACIÓN Y METODOLOGÍA

CAPÍTULO 4. CLASIFICACIÓN Y METODOLOGÍA

Este capítulo contiene trabajos efectuados de clasificación de llanto infantil por diferentes métodos, entre ellos, clasificación por comparación de rangos de parámetros del llanto y clasificación por Redes Neuronales Artificiales. En el capítulo se encuentra la **Metodología** propuesta del Análisis del Llanto orientado al diagnóstico de trastornos en el Neurodesarrollo de recién nacidos con Hipoxia.

4.1 Introducción

Este capítulo presenta trabajos de nuestra investigación del llanto infantil, con muestras de casos vistos en capítulos anteriores, en la **Clasificación Normal-Patológico**. Para ello se usaron pruebas o métodos como: clasificación de casos comparando rangos o intervalos de normalidad de parámetros [168], [292]; otro procedimiento fue seguir el comportamiento de algún parámetro específico y comparar éste entre casos [168], [179], [180], [292]; clasificación usando algoritmos con enfoque lógico-combinatorio [293] y el uso de las Redes Neuronales Supervisadas y No Supervisadas [181], [182], [201], [295-299]. La segunda parte del capítulo explica la **Metodología** propuesta para el **Análisis de Llanto Orientado al Diagnóstico de Patología en el Neurodesarrollo Infantil** debido a Hipoxia.

4.2 Clasificación por Comparación, Seguimiento de Parámetros y Aplicación de Enfoque Lógico-Combinatorio

La **Clasificación por Comparación de rangos o intervalos de normalidad de parámetros** siguió un procedimiento como el del Capítulo 2, epígrafe 2.5, éste es un ejemplo de ello. En este sentido se hizo otro trabajo de comparación de parámetros con los 16 casos de los cuatro Grupos Específicos Patológicos y dos casos del Grupo Específico Normal 2 (todos casos de la tesis). Esta exploración arrojó, en los casos patológicos (casos entre paréntesis), alteración de parámetros como: Latencia (seis), Tono (nueve), Frecuencia del Primer Formante (ocho), Sonoridad (tres), en uno de estos casos no se observó alteración de estos cuatro parámetros. También en estos casos se detectó anormalidades en la estructuración armónica, melodía, aparición de fonaciones inspiratorias, alteración en intensidad del llanto, etcétera. En los casos normales (transpelvianos), los valores de los parámetros cuantitativos fueron estables, dentro de rangos normales, excepto un caso con pequeña diferencia (decenas de hertz) en extremo inferior del intervalo normal para $F_1=1550,8 \pm 460$ Hz (Gardosik y otros, 1980) [148], y

ninguna alteración significativa en los parámetros cualitativos. En esta prueba coincidió la clasificación de casos normales y patológicos de los parámetros con sus rangos correspondientes; y se apreció que, a medida que la Edad Gestacional es menor F_1 tiende a crecer.

En otro trabajo de clasificación [168], [292], se comparó valores medios de F_0 y F_1 con intervalos de normalidad en tres casos normales y tres patológicos, coincidiendo la clasificación respectivamente.

En la **Clasificación por Seguimiento del comportamiento de parámetros** se mostró el gráfico (contorno de F_0) del cálculo del Tono para segmentos sonoros en el tiempo de un caso patológico y uno normal, observándose en el patológico mayor variabilidad del tono que en el normal [168], [292].

Otro trabajo de este tipo de clasificación es el **DAFT: Desplazamiento Ascendente de Frecuencia en el Tono (RSPF: Rising Shift of Pitch Frequency)** [179], [180]. Este desplazamiento ocurre cuando hay un incremento del Tono en el orden de cuatro octavas audibles de un piano de 88 notas (de 27,5 Hz a 440 Hz) durante dos o tres segmentos de 62,5 ms. En esta prueba también se obtienen las **Oscilaciones** debidas a dos o más **DAFT** consecutivos. Esto se analizó en 11 casos de todos los Grupos Específicos Patológicos y se comparó con un caso normal, hallándose en los casos de Hipoxia con Factores Agravantes, CIUR e Hipoxia respectivamente, mayor número de **DAFT** y **Oscilaciones**, lo que evidencia inestabilidad en el control de la laringe [1], [6], [9-13], [21], [153]. En este procedimiento la clasificación se relaciona con el número de **DAFT**, **Oscilaciones** y gráficos de ambos versus Tiempo.

La **Clasificación aplicando el Enfoque Lógico-Combinatorio** se hizo usando el **Algoritmo de Votación** [300], [301]⁽⁸¹⁾. La idea empleada fue la analogía parcial: un objeto puede parecerse a otro pero no en su totalidad y las partes que si se parecen pueden brindar información acerca de posibles regularidades entre objetos [300], [301]. Este es un método de clasificación supervisada. En nuestra prueba se tomaron dos casos normales y dos patológicos con 20 parámetros cuantitativos y cualitativos por caso, se formó una matriz de aprendizaje con estos parámetros y la descripción del objeto a clasificar, creándose cuatro subgrupos respectivos de parámetros: del tiempo, de amplitud, de frecuencia y cualitativos; se emplearon criterios de comparación y se fijó una Función de Semejanza con valor 1 (si al menos el 50 % de los rasgos eran semejantes) y 0 (en otro caso). Al evaluar dicha función el resultado final de la clasificación coincidió con el status de los casos.

4.3 Clasificación usando Redes Neuronales Artificiales

El primer trabajo de clasificación se hizo con una red **Feed-Forward** multicapas (11 neuronas de entrada) con una capa oculta (10 neuronas) y una neurona de salida binaria (0: normal, 1: patológico), la cual utiliza el **Algoritmo Backpropagation** para el aprendizaje; el error medio cuadrático fue de 0,0009. O sea, se usó una **Red Neuronal Supervisada [294]**. En este trabajo se eligieron 17 casos (15 patológicos y dos normales), se tomaron 11 parámetros cuantitativos del tiempo, amplitud, frecuencia y se normalizaron y codificaron los datos. La Fase de Aprendizaje o Entrenamiento se hizo con ocho casos, incluidos los normales. Las pruebas de clasificación reconocieron con éxito cuatro casos de cada Grupo Específico Patológico. Experimentos (algunos en **ANEXO 0-1**) usando red y estructura explicada, produjeron respuestas que no sugirieron desestimar parámetros.

El mejor resultado con la red Feed-Forward, considerando los 35 casos de la Etapa 1, fue: con un entrenamiento de 26 casos (13 normales y 13 patológicos) y la selección para reconocimiento de nueve casos (seis normales y tres patológicos), se obtuvo que ocho de nueve fueron identificados debidamente, para una **Clasificación Correcta del 89 % [299]**. El software usado en ésta y en todas las pruebas de clasificación con redes neuronales supervisadas fue el Toolbox de Redes Neuronales del **MATLAB**→ (The MathWorks, Inc.), versión 5.3 ó superior.

La clasificación utilizando **Redes Neuronales Artificiales No Supervisadas** comenzó con el uso de los **Mapas Auto Organizados de Kohonen (SOM: Self-Organizing Maps)**. Trabajos con estas redes (ver **ANEXO 0-1**), junto a otros, permitieron realizar ensayos de clasificación [181], [182], [295], [296], [298], [299]. En estos ensayos se emplearon estructuras de vectores de entrada, algoritmos, tamaño de mapas, funciones y radio de vecindad, ritmos de aprendizaje, etc., considerando pasos de aplicación de algoritmos, inicio de mapas, ajustes grueso y fino y puesta a punto de dichas redes.

Un trabajo de notar es el uso de los software **SOM PAK** y **Neural Net**⁽⁸²⁾ para evaluar variantes de estructura y datos de sintonía de red antes enunciados. En este trabajo se eligieron cuatro casos patológicos y dos normales, se usó mapa de topología hexagonal, de estructura 12 por ocho, se variaron: radio de vecindad, ritmo de aprendizaje y tiempo de entrenamiento. Las observaciones fueron: disminución del radio de vecindad, sobre todo en el ajuste fino, en la fase de entrenamiento y disminución en esta fase del error de cuantificación. Al disminuir el ritmo de aprendizaje empeoró el comportamiento de la red y, por último, al aumentar el tiempo de entrenamiento hay una tendencia no

lineal a disminuir el error de cuantificación. En este trabajo los resultados fueron: de seis casos normales y seis patológicos en entrenamiento, se dio a reconocer a la red (topología: hexagonal, función de vecindad: Burbuja y estructura: seis por cinco) tres casos normales y tres patológicos con vectores de entrada de F_0 (dimensión cinco), obteniéndose el 66 % de Clasificación Correcta.

Otros trabajos usando SOM demostraron que el aumento de las iteraciones (ajuste grueso: 3000 y ajuste fino: 30000) sobre cierta estructura de red ayuda a obtener buenos resultados [295], [296].

También, aplicando el LVO PAK⁽⁸³⁾ y el Toolbox de Redes Neuronales de MATLAB para estas redes se alcanzó buena clasificación, sugiriendo esto más ensayos para consolidar resultados que pudieran decidir su empleo práctico [297]. Con el Toolbox de Redes Neuronales de MATLAB (SOM Toolbox) se hicieron otras pruebas, considerando segmentos sonoros y etiquetándolos como frames de unidades de llanto infantil, estructurándose vectores de entrada de 10 parámetros de frecuencia, obteniéndose asociación de clusters en el mapa bidimensional de Kohonen de casos normales y patológicos con resultados halagüeños [298]. El ANEXO 4-1 muestra imágenes del mapa bidimensional de Kohonen.

El mejor resultado de clasificación con los Mapas Auto Organizados de Kohonen (SOM Toolbox) fue: dado un mapa de estructura de ocho por 15, utilizando vectores de entrada de F_0 y F_1 de dimensión seis y 12, y con un entrenamiento grueso (función Burbuja -Bubble-, radio de vecindad: 6, razón de aprendizaje: 0,05) y un entrenamiento fino (función Bubble, radio de vecindad: 2, razón de aprendizaje: 0,02) respectivamente, se entrenó la red con 26 casos normales y patológicos, y se reconoció a nueve casos de estas dos clases, siendo la **Clasificación Correcta del 75 %** [298], [299].

En la clasificación mediante la red de Función de Base Radial (ver ANEXO 0-1) [201], se tomaron los 35 casos de la muestra, 19 normales y 16 patológicos, se construyó un clasificador con esta red. El resultado, considerando parámetros de frecuencia y desplazamientos de ésta, sonoridad, energía, latencia, melodía, y otros, arrojó una **Clasificación Correcta del 88 %** [201].

4.3.1 Resumen de la Clasificación por Redes Neuronales Artificiales

La **Tabla 4.1**, presenta el resultado de la clasificación de llanto infantil empleando redes neuronales.

Tabla 4.1 Clasificación de llanto usando redes neuronales

-Tipo de red-	-% de clasificación-
<u>Feed-Forward</u>	89
Mapas Auto Organizados de Kohonen	75
Función de Base Radial	88

Los resultados de clasificación pueden seguir mejorando con pruebas de optimización en muestras, sintonía y calidad del entrenamiento de dichas redes, sobre todo en los Mapas Auto Organizados. No obstante, los resultados muestran la potencialidad de estas redes para clasificación del llanto infantil [167], [173], [181], [182], [196], [197], [201], [209], [294-299].

Como se constató en el Capítulo 3, las frecuencias del Tono y del Primer Formante, son relevantes en el llanto infantil, relevancia notable cuando se alimentan estas redes con vectores de estos parámetros. Esto demuestra la validez de la hipótesis de Schonweiler, Gerber y Gopal respecto al aporte de F_0 y F_1 en el uso de redes neuronales artificiales en tareas de clasificación [173], [302]. A diferencia de la experiencia de Petroni, Malowany, Johnston y Stevens [167] efectuada para clasificación de llanto infantil de enojo, temor y dolor, el estudio aquí presentado aborda la clasificación de llanto infantil en dos categorías, normal y patológico por Hipoxia.

Los resultados de esta tesis, en la clasificación del llanto infantil con redes neuronales, permiten sostener la hipótesis del autor de que un uso combinado de enfoques de clasificación, que aproveche las cualidades de cada enfoque o red (supervisada o no) puede dar lugar a un clasificador capaz de ofrecer información relevante al médico o especialista con fines de ayuda al diagnóstico.

4.4 Metodología de Análisis del Llanto Orientado al Diagnóstico de Patología en el Neurodesarrollo Infantil

En el Estado del Arte del Análisis Acústico del Llanto Infantil, hay una serie de trabajos científicos que han servido de base para la Metodología. A continuación antecedentes y ubicación de la contribución.

4.4.1 Algunos Antecedentes y Ubicación del Aporte

En el epígrafe 1.6.1 del Capítulo 1, se muestra una panorámica, desde sus inicios, del Análisis Acústico del Llanto Infantil. Siendo notables en el Estado del Arte del llanto las contribuciones de investigadores escandinavos, norteamericanos, canadienses, alemanes, italianos, junto a otros.

El grupo escandinavo, uno de los pioneros en el análisis del llanto infantil, investigó duración, latencias, Frecuencia Fundamental, estructura armónica, tipos de llanto, etc. Este grupo, a partir de 1963, encabezados por Wasz-Höckert, Lind, Michelsson y otros, hizo importantes estudios mediante análisis auditivo y espectrográfico de llantos normales y patológicos, relacionando parámetros anormales del llanto con problemas médicos. También estudió llanto provocado, ante estímulo de dolor, de niños con Asfixia y daño cerebral, y sus características acústicas y perceptuales.

Posterior a 1985, el grupo escandinavo desarrolló varios trabajos, destacándose estudios del llanto en niños con Hiperbilirrubinemia (Koivisto, 1987) [153]; llanto, alimentación y patrones del sueño en niños de uno a 12 meses de nacidos (Michelsson, 1990) [25] y estandarización terminológica para la medición de la duración en el llanto de dolor (Raes, Dehaen, Despontin, 1990) [157]. De este grupo de investigación, además de los trabajos de Hiperbilirrubinemia de Koivisto y Bajo Peso y Asfixia de Michelsson, hay cuatro trabajos que han sido una contribución fundamental para la propuesta de la Metodología de la tesis. Estos trabajos son: llanto infantil, un análisis espectrográfico y auditivo (Wasz-Höckert, Lind, Vuorenkoski, Partanen, Valanne, 1968) [10], trabajo fundamental para adaptar e implementar la experiencia del grupo escandinavo en el estudio y extracción de parámetros acústicos del llanto en nuestro país. También, fonación en recién nacidos (Michelsson, K; Michelsson, O; 1999) [139]; características del llanto de 172 niños sanos de uno a siete días de nacidos (Michelsson, Eklund, Leppänen, Lyytinen, 2002) [145], trabajos de Michelsson y otros, que han ayudado en la definición del intervalo normal del Tono, donde la obtención de F_0 de 1836 llantos en 172 neonatos ha sido muy importante. Por último, un método para evaluar el grado de anormalidad de la respuesta del llanto ante dolor de recién nacidos y adolescentes (Vuorenkoski, Lind, Wasz-Höckert, Partanen, 1971) [206].

De dichos trabajos un estudio minucioso de sus procedimientos, aprovechando en algunos su gran número de muestras, han enriquecido la propuesta de Metodología. De estos últimos la evaluación del grado de anormalidad en la respuesta del llanto ante dolor (Vuorenkoski y otros, 1971) ha sido una investigación valiosa en el análisis acústico del llanto infantil. Este trabajo no es una Metodología como la de la tesis, por lo que no puede compararse, tiene aspectos positivos como el tratamiento de 240 casos (120 normales y 120 patológicos), dándose la visión del comportamiento de 13 variables acústicas. Sin dejar de reconocer la contribución del trabajo, conspira en su contra el amplio rango de edades de la muestra (de cero a ocho meses), donde debe considerarse la influencia de la madurez del aparato fonador en los parámetros de los casos; en el análisis no fue favorable agrupar en el estudio de parámetros un conjunto muy variado de patologías, desde alteraciones del Sistema Nervioso hasta aberraciones cromosómicas, aún no suficientemente caracterizadas. Además no son variables del procesamiento los Formantes y factores del entorno niño-madre.

En relación con investigadores norteamericanos del llanto infantil, existen trabajos de descripción de parámetros del llanto ante estímulo de dolor y en ambiente de la percepción; también al estudio del llanto de niños de madres que consumen drogas, entre otros. Siendo de gran ayuda en la propuesta de la Metodología las investigaciones siguientes: el llanto infantil, una guía para el diagnóstico (Golub, Corwin, 1982) [16]; el Modelo Físioacústico del Llanto Infantil (Golub, Corwin, 1985) [15] y el Modelo Biosocial del Llanto Infantil (Lester, 1984) [17]. Estos trabajos y desarrollo predictivo del análisis acústico del llanto infantil en recién nacidos a término y pretérmino (Lester, 1987) [18], reconocen explícitamente al llanto como reflejo del status neurofisiológico del niño.

De estos trabajos en la Metodología de la tesis se tiene como base el Modelo Físioacústico del Llanto Infantil de Golub [15], [16], detallado en el epígrafe 1.6.5 del Capítulo 1. El llanto infantil, una guía para el diagnóstico (Golub, Corwin, 1982), es un trabajo importante, basado en el Modelo de Golub y procesamiento de señales en computadora para correlacionar anomalías acústicas con las fisiológicas, investiga 33 recién nacidos con problemas de bilirrubina, afecciones respiratorias, etc. Se extrae del llanto amplitud, F_0 y Formantes, y a partir de ello, se obtienen características del llanto como: Inestabilidad Glotal, Esfuerzo Respiratorio Anormal, Hiperfonación, etc. [15], [16]. Estas características determinan el diagnóstico. Este trabajo tiene resultados valiosos, pero sus características y procedimientos difieren de la Metodología de la tesis, por lo que no tiene lugar una comparación.

En el diseño de los intervalos de la Frecuencia Fundamental del Preclasificador de Llanto de esta tesis, además de los trabajos de Michelsson (Michelsson y otros, 1999, 2002) [139], [145], han influido los conceptos de Hiperfonación, Fonación Básica y Disfonación (Truby, Lind, 1965) [208], también llevados a cabo por otros (Golub, 1980; Golub y Corwin, 1982, 1985; Lester, 1984, 1987) [15-18]. Se observarán en la tabla de intervalos de F_0 de la Metodología, tres intervalos de normalidad derivados de los trabajos enunciados y de la experiencia del autor de la tesis.

El Modelo Biosocial del Llanto Infantil (Lester, 1984), donde se investigaron 20 niños pretérmino, es uno de los primeros trabajos que incorpora factores prenatales y del entorno niño-madre en el procesamiento, unido a atributos acústicos (F_0 , F_1 , cambios de frecuencia y duración) en el diagnóstico a través del llanto. Este trabajo utiliza la coherencia estadística en cada par niño-madre (la coherencia es un estimado de asociación de la correlación entre dos series de tiempo) para entregar finalmente el

resultado en una Escala de Bayley (Ver **ANEXO 0-0**, Notas del Capítulo 1 ⁽³⁶⁾). Lester también usa la Escala de McCarthy (Ver **ANEXO 0-0**, Notas del Capítulo 1 ⁽³⁷⁾). Ambas escalas son empleadas en trabajo posterior [18], donde se estudiaron 18 niños pretérmino con problemas respiratorios y neurológicos considerándose, además de parámetros acústicos y la Edad Gestacional, el APGAR y el Peso al nacer, brindándose resultados a los 18 meses y a los cinco años, o sea, seguimiento de Neurodesarrollo. Todos estos trabajos científicos han servido para tomar sus ventajas y utilizarlas principalmente en apoyo a la propuesta de la Metodología de la tesis.

De investigadores canadienses del llanto infantil, para la Metodología de la tesis, son notables las contribuciones de llanto en niños con cólicos (Zeskind, Barr, 1997) [175] y clasificación de vocalizaciones de llanto infantil usando Redes Neuronales Artificiales (Petroni, Malowany, Johnston, Stevens, 1995) [167], trabajo referido en el epígrafe 4.3.1, que ha sido antecedente relevante y uno de los primeros en usar redes supervisadas (Feed-Forward), en la clasificación de 230 llantos de enojo, temor y dolor, en 16 niños sanos de dos a seis meses de nacidos.

Entre las referencias de interés de los investigadores alemanes, que han ayudado a la propuesta de la Metodología están: significación y determinación del tono en llantos de recién nacidos y el espectro de la melodía como una medida de la variabilidad de la frecuencia fundamental (Wermke, Mende, Grauel, Wilzopolski, Schmucker, Schroder, 1987) [154]; variabilidad de la melodía del llanto y su espectro como indicador en ciertas patologías del Sistema Nervioso Central (Mende, Wermke, Schindler, Wilzopolski, Höck, 1990) [155]; el Jitter-index de la frecuencia fundamental del llanto infantil como posible herramienta de diagnóstico en la predicción de problemas futuros (Rothgänger, Lüdge, Grauel, Höck, 1990) [158], [159]; redes neuronales y mapas autoorganizados: nuevas técnicas usando computadora en la evaluación acústica del llanto infantil (Schonweiler, Kaese, Möller, Rinscheid, Ptok, 1996) [173], uno de los primeros trabajos de redes no supervisadas en el llanto infantil, aplicado a 27 recién nacidos y de más edad. Un trabajo importante ha sido: análisis de llanto infantil para detección temprana de daño auditivo (Möller, Schönweiler, 1999) [183]; otros, sobre todo en llanto espontáneo, resumen aspectos morfológicos, psicobiológicos, del desarrollo emocional y socialización del lenguaje. De las contribuciones de los investigadores canadienses y alemanes del llanto infantil, tampoco se pueden establecer comparaciones con la Metodología de la tesis.

Los investigadores italianos del llanto infantil han desarrollado contribuciones sobresalientes, algunas están en las referencias de la tesis, de éstas son notables la evaluación de la variabilidad de parámetros del llanto como F_0 , F_1 y el Coeficiente de Variación de F_1 (siendo hallazgo importante el incremento de la variación de este coeficiente con el nivel de bilirrubina en sangre) en niños de alto riesgo, pretérmino, con Hiperbilirrubinemia y desórdenes del Sistema Nervioso Central (Rapisardi, Vohr, Cashore y otros, 1989) [19]. También, análisis por computadora de llanto de niños afectados por malnutrición (Donzelli, Rapisardi, Moroni, Zani, Tomasini, Ismaelli, Bruscaaglioni, 1994) [26], donde se estudiaron 34 niños de seis a 24 meses, 17 normales y 17 malnutridos, en los cuales se registró alteración de F_0 , F_1 , F_2 , F_3 y patrones de Melodía, también se compararon con una escala de evaluación de la modulación del llanto infantil (ICMAS: Infant Cry Modulation Assessment Scale), 0 (ausencia de modulación) y 3 (modulación máxima), dado por F_0 , armónicos y el patrón de Melodía del llanto, denotándose que a menor variabilidad, mayor daño cerebral, dando así un criterio de integridad del SNC. En el trabajo los parámetros se obtienen por procesamiento algorítmico (FFT y otros análisis).

El trabajo anterior es base para el desarrollo de: equipo computadorizado para el análisis del llanto infantil en unidad neonatal de cuidados intensivos (Ismaelli, Rapisardi, Donzelli, Moroni, Bruscaaglioni, 1994) [165], dicho equipo utiliza técnicas de procesamiento digital de señales, FFT, etc., y un procesador especializado de señal, calcula del llanto F_0 , Formantes, Melodía, Duración, Energía y usa para la evaluación la ICMAS, vista. El trabajo, de gran valor científico, es un intento interesante en la evaluación automática del llanto, tiene orientación hacia el neurodesarrollo, principalmente para niños con afecciones del SNC. El equipo tiene la desventaja de sólo reconocer para el análisis y cálculo de parámetros, fonaciones de llanto mayores a 400 ms; cuando no pueden precisarse los Formantes se hace un estimado automático a través del Chirp Z-Transform (algoritmo para mejorar la resolución Cepstral), que puede acarrear errores en la ICMAS, parámetro fundamental en la evaluación. Este equipo no considera parámetros del entorno niño-madre como variables del procesamiento.

Otro trabajo importante ha sido: análisis acústico de llanto infantil de recién nacidos (Fort, Manfredi, 1998) [178], en éste se extraen parámetros de F_0 , F_1 , F_2 y F_3 de 20 prematuros, de una y dos semanas de nacidos; utilizó procesamiento digital de señales, FFT, etc. y el Chirp Z-Transform referido, presenta

buenos resultados en la extracción de parámetros. No utiliza otros parámetros del entorno niño-madre como variables del procesamiento y sólo analiza fonaciones de llanto mayores de 500 ms.

En los últimos 12 años, dentro del Estado del Arte del llanto infantil se han efectuado diversos trabajos de clasificación del llanto, utilizando redes neuronales artificiales y otros algoritmos [168], [173], [176], [183], [192], [202]. A partir del 2003, se encuentra el desarrollo de algunos trabajos en el llanto infantil por investigadores mexicanos sobre la extracción de coeficientes cepstrales de frecuencia mel (MFCC) del llanto para clasificación usando redes Feed-Forward; análisis de características acústicas del llanto en niños normales e hipoacúsicos con redes neuronales; llanto infantil de normales, hipoacúsicos y alto riesgo, etc. [196] [197] [199] [200]. También de estos últimos 12 años son las contribuciones del autor de esta tesis en la aplicación de algoritmos para estudio y clasificación del llanto, sobre todo, en 10 trabajos aplicando redes neuronales artificiales para clasificación [168], [179-182], [186a-188], [201], [209], [292-299].

Se han mostrado investigaciones sobresalientes del Estado del Arte del llanto infantil, que están en las referencias bibliográficas de la tesis y que han servido en la propuesta de la Metodología. En las referencias de la tesis y en todas las consultadas, no se ha encontrado una **Metodología**, como conjunto de procedimientos sobre la base del análisis acústico del llanto infantil, usando llanto provocado ante un estímulo de dolor, en recién nacidos con Hipoxia, como la que se propone en esta tesis, con un procesamiento articulado que combina técnicas de procesamiento digital de señales, análisis estadístico y una Clasificación Normal-Patológico a través de un **Índice de Anormalidad Final**, formado por un Índice de Anormalidad de parámetros (mediante un **Vector General de Caracterización del Llanto Infantil**, obtenido de 51 variables, de factores prenatales, del parto y parámetros acústicos del llanto), y un Índice de Anormalidad dado por las redes neuronales artificiales vistas en este capítulo.

4.4.2 Introducción a la Metodología

La Metodología⁽⁸⁴⁾ que se propone, ordena una serie de procedimientos y pasos para la aplicación del análisis del llanto orientado a la ayuda en la determinación, en niños recién nacidos, de casos normales y patológicos, aquejados de Hipoxia o condiciones patológicas relacionadas con ésta, que pueden provocar desviaciones en el Neurodesarrollo Infantil. Desviaciones que pueden generar discapacidad orgánico-funcional de diversa índole, incluyendo deterioro y afectación de las funciones corticales

superiores, entre otras; dígase afecciones en el desarrollo corporal, mental, motor, sensorial, de los afectos y del lenguaje [8], [9], [21], [52], [183], [186-188], [194], [215], [217], [218], [222], [303-319]. Los recién nacidos estudiados están comprendidos dentro de los **Grupos Específicos Normales** y **Grupos**

Específicos Patológicos objeto de estudio respectivamente, y el llanto sujeto a análisis es **llanto provocado ante un estímulo de dolor**⁽⁸⁵⁾. El **análisis acústico del llanto del niño recién nacido orientado al diagnóstico de patología en su neurodesarrollo**, base de la Metodología, ha tenido y tiene vinculación con Proyectos de Investigación y Programas Ramales del Ministerio de Salud y del

Ministerio de Educación Superior, referidos en la **Introducción** de la tesis, destacándose entre éstos el Programa Nacional de Estimulación Temprana⁽⁸⁶⁾.

Esta Metodología enriquece el **Aporte Multidisciplinario [303]**, que de hecho, rebasa las fronteras de la consulta de Neurodesarrollo, ya que puede implementarse desde momentos anteriores a ésta como **experiencia no invasiva**, de alto contenido humano y científico, nueva en el entorno neonatal cubano, que introduce en esta consulta y grupo multidisciplinario, un elemento adicional en la detección precoz de posibles desviaciones del Neurodesarrollo Infantil y en la evaluación y seguimiento de estos casos [8], [9], [21], [52], [183], [186-188], [194], [215], [217], [218], [222], [303-319].

4.4.3 Estructura, Organización y Funcionamiento de la Metodología

En el entorno al recién nacido, en ambiente interdisciplinario, la Metodología puede comenzar a ser aplicada, caso por caso, después del nacimiento del niño, en el Servicio de Neonatología correspondiente, sala de estancia, unidad de cuidados, etc., hasta la consulta de Neurodesarrollo como tal, por lo que no tiene un escenario fijo, y tanto las variantes de la Metodología que se apliquen, como la selección de los casos a analizarles el llanto son de la competencia del personal médico especializado. Debe considerarse la observación del procedimiento de Estimulación y Grabación del Llanto, en condiciones donde no se dañe la efectividad del estímulo, la grabación de la Primera Latencia y del llanto como tal. A continuación procedimientos generales y variantes de la Metodología.

4.4.3.1 Selección de Casos

Los casos seleccionados son niños recién nacidos que se encuentran dentro de los 28 días de edad, a los cuales se les debe practicar el Examen Físico del Recién Nacido [320] y la Exploración Neurológica acorde a su edad [321] (ver **ANEXO 4-2**). Los pasos para este procedimiento aparecen en la **Tabla 4.2**.

Tabla 4.2 Procedimiento general de selección de casos

-Procedimiento-	-Pasos-
Selección de Casos	Investigación de la Historia Clínica del niño y de la madre.
	Examen Físico del Recién Nacido y Exploración Neurológica del niño de acuerdo a su edad.
	Observación de todas y cada una de las características y patologías del neonato (según Capítulo 2, Tabla 2.1).
	Clasificar el caso en normal o patológico, de acuerdo a los Grupos Específicos Normales y Patológicos vistos (Capítulo 2, epígrafe 2.3).
	Según Diagnóstico, observaciones y evaluación integral del caso definir si se debe o no grabar el llanto.

4.4.3.2 Estimulación y Grabación-Digitalización del Llanto

En la aplicación de la Metodología, la Estimulación puede ser manual (pellizco en el calcáneo, etc.) o instrumental (puntura o inyección, etc.). La Grabación-Digitalización del Llanto puede comenzar por grabación analógica del llanto y luego digitalización en la computadora, con una frecuencia de muestreo y duración previamente determinados. Si se usara un grabador digital, según el formato de grabación, el llanto grabado puede llevarse directamente a la computadora mediante un protocolo o programa correspondiente. Otra forma de Grabación-Digitalización es conectando el micrófono a una tarjeta de aplicación o Sistema Multimedia capaz de entregar a los programas preparados, para la aplicación de la Metodología, ficheros de llanto en formato wav.

La **Tabla 4.3** muestra los pasos generales para la Estimulación y Grabación-Digitalización del Llanto.

Tabla 4.3 Procedimiento para estimulación y grabación-digitalización

-Procedimiento-	-Pasos-
Estimulación Manual o Instrumental	El niño debe estar quieto, sin molestias, ansiedad o hambre.
	La posición del niño debe ser decúbito supino.
	Al estimar la Primera Latencia del Llanto, el estímulo debe ser sincronizado con el inicio de la grabación.
	Garantizar un estímulo suficiente.
Grabación-Digitalización	Identificar la grabación con datos de la misma (Número de Caso, Historia Clínica, hora y fecha de nacimiento, etc.).
	Cumplir debidamente los pasos antes relacionados para la estimulación.
	Situar el micrófono (patrón de captación no omnidireccional) frente a los labios del niño y a la distancia correcta que puede ser de 10 a 15 centímetros. Deben conocerse previamente las características técnicas del micrófono.
	Durante la grabación evitar artefactos y que el niño toque el micrófono con sus manos u otra parte del cuerpo.
	Garantizar que la duración de la grabación sea de 12 segundos o algo más y que contenga, al menos, la Primera Fase Espiratoria del Llanto.
	Valores prácticos de parámetros de la digitalización pueden ser frecuencia de muestreo de ocho kilohertz y duración de 12 segundos.
Los ficheros de llanto digitalizados deben ser ficheros de sonido de formato <u>wav</u> .	

4.4.3.3 Variantes de la Metodología

La Metodología posee dos variantes: la **Variante de Preclasificación** y la **Variante Etapa 1**. Dichas variantes pueden usarse de forma independiente o siguiendo la secuencia: Preclasificación-Variante Etapa 1 (recomendada). **La Variante Etapa 1 es la variante principal de la Metodología.**

4.4.3.3.1 Variante de Preclasificación

La Preclasificación puede aplicarse a gran número de casos o a un número reducido de éstos. Consiste básicamente en seleccionar casos y preclasificarlos en normales y patológicos, a través del cálculo de una variable robusta como lo es la Frecuencia Fundamental, siendo este parámetro, como se conoce, indicador de la presencia de patología, sobre todo del SNC [10-12], [16], [18], [20], [102], [104], [106], [108], [142], [144], [156], [168], [169], [177], [180], [184], [185], [187], [205], [210-213].

La secuencia de pasos de la Preclasificación es la siguiente:

- Aplicar el procedimiento de Selección de Casos.
- Confeccionar el **Modelo de Entrada de Datos de la Preclasificación (MOD-01)**.
- Aplicar el procedimiento de Estimulación y Grabación-Digitalización del Llanto.
- Efectuar el Procesamiento de la Señal y el cálculo del Tono.
- Llevar a cabo la presentación del resultado, es decir, los **Modelos de Entrada y Salida de la Preclasificación**, estos modelos son el **MOD-01, MOD-02** con el **Estadígrafo** y el **Resultado Final** del procesamiento y la preclasificación (ver **ANEXO 4-3**).
- Efectuarse la evaluación correspondiente en Neurodesarrollo.
- Almacenar los **Modelos de Entrada y Salida de Datos de la Preclasificación**, así como las señales y gráficos de interés en Base de Datos (ver epígrafe 4.4.4).

El funcionamiento de la Variante de Preclasificación es como se resume: después del procedimiento de **Selección de Casos** se ejecuta el programa de computadora **Preclasificador de Llanto Infantil, versión 1.0** (ver epígrafe 4.4.4), se confecciona el **Modelo de Entrada del Preclasificador** (con datos del niño, de la madre, factores prenatales, del parto y diagnóstico), a continuación se aplica el procedimiento de **Estimulación y Grabación-Digitalización**. Estando la señal de llanto en la computadora, se visualiza el Oscilograma y se marcan los límites de la trama de datos que se corresponde con la Primera Fase Espiratoria del Llanto; hecho esto, se procede automáticamente al cálculo del **Tono**, el que se efectúa a cada segmento sonoro de la trama seleccionada (duración de 10

ms). Los resultados de la preclasificación (salidas) se presentan en varias formas: salida por monitor de la computadora del **valor medio del Tono**, según intervalo de frecuencias en el que éste se enmarque, considerando intervalo normal del Tono entre 400 Hz y 600 Hz [10], [11], [13], [20], [139], [144], [145] y los detalles de la **Tabla 4.4**.

Tabla 4.4 Resultado de preclasificación (salida por monitor de computadora)

-Clasificación-	-Intervalo de frecuencias del tono (hertz)-	-Color de ventana de pantalla-
PAT (-)	$F_0 \leq 349$	Azul
NORMAL (-)	$350 \leq F_0 \leq 399$	Azul claro
NORMAL	$400 \leq F_0 \leq 600$	Verde
NORMAL (+)	$601 \leq F_0 \leq 650$	Naranja
PAT (+)	$F_0 \geq 651$	Rojo

Otra salida por pantalla de monitor de computadora es **Estadística y Gráficos**, donde se muestra el Reporte Estadístico el que contiene el listado de segmentos del Tono calculados, el **Estadígrafo** correspondiente (Valor Medio, Mínimo, Máximo, Amplitud o Recorrido, Desviación Estándar y Varianza), así como el **Coefficiente de Variación**⁽⁸⁷⁾, y una salida gráfica con facilidades que permite ver el comportamiento del Tono. También se dispone, en **Archivo de Resultados**, de una salida digital como fichero de hipertexto ([html](#)) a disco y de salida impresa de los **Modelos de Entrada y Salida del Preclasificador**. Todos los datos de entrada y salida del Preclasificador, junto a otros, se deben almacenar en una **Base de Datos**. Finalmente, en la consulta de Neurodesarrollo, el personal médico especializado procede a evaluar los resultados y decide si continuará el análisis del llanto o si debe ser sometido el caso a otras consultas, exámenes, pruebas, etc. La figura 4.1 muestra un diagrama de la Variante de Preclasificación de la Metodología.

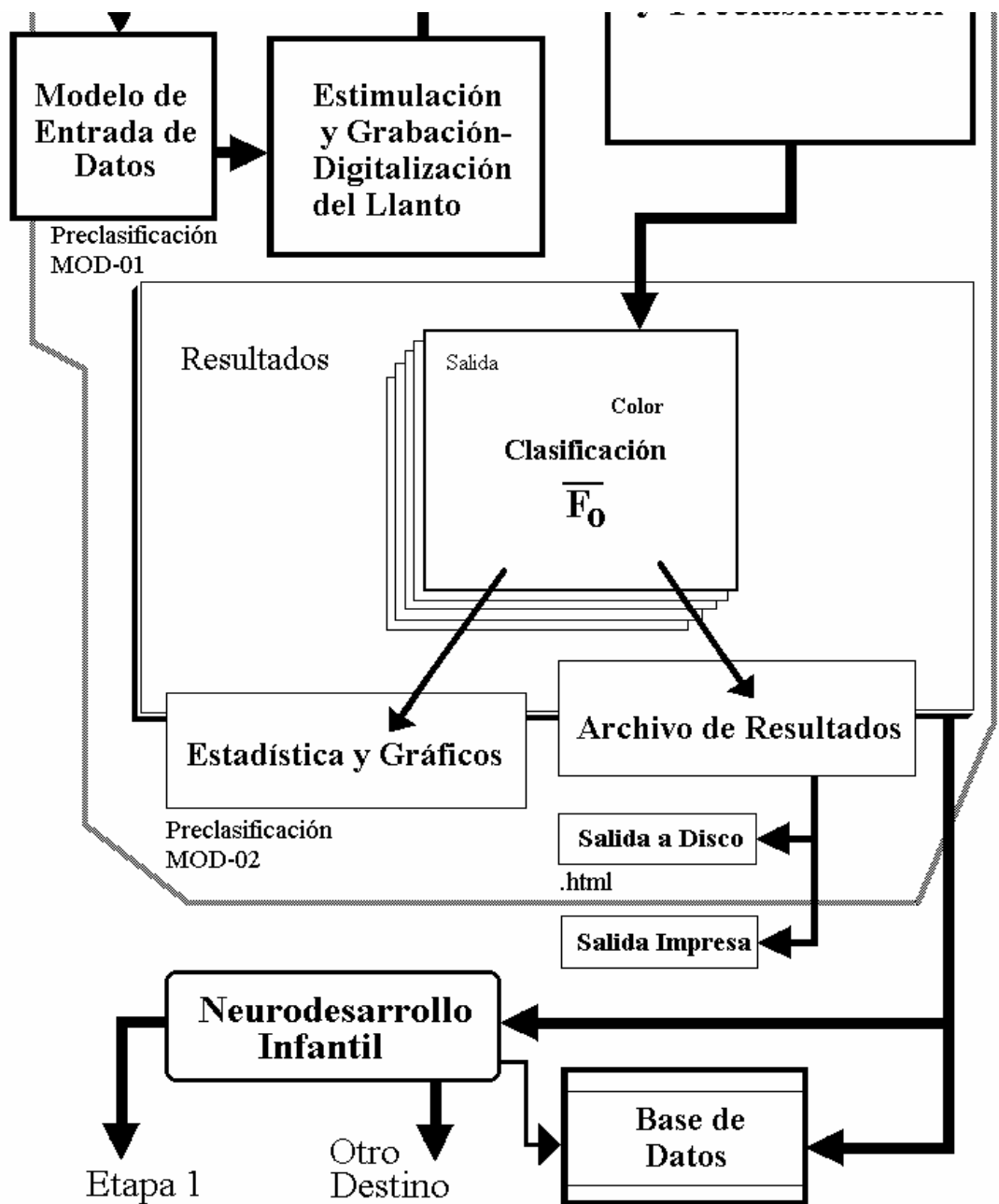


Figura 4.1 Metodología: diagrama de bloques de la Variante de Preclasificación

4.4.3.3.2 Variante Etapa 1

La **Variante Etapa 1** tiene el mismo nombre de la etapa que se analiza en los capítulos de esta tesis que es, a su vez, la etapa que da origen a la Metodología. Constituye la Variante Etapa 1 la parte de la estructura de la Metodología de mayor profundidad en el análisis del llanto infantil y estudio de estos

casos, debido al número de parámetros o atributos acústicos objeto de estudio, y por ende, al mayor rigor en el proceso de Clasificación de Status (Normal o Patológico), entre otros aspectos. Debe notarse que con parámetros y resultados obtenidos en la Etapa 1, fue posible, como se mostró en el Capítulo 3, hacer el Análisis Estadístico y la extracción de información relevante, y así contribuir a la caracterización de la señal de llanto infantil y a la obtención del Vector General de Caracterización.

Como se conoce, los niños objeto de estudio y análisis de llanto en esta variante, son recién nacidos con edad dentro de los 28 días del nacimiento y, de acuerdo a la secuencia de aplicación de la Metodología, el llanto puede ser grabado por segunda vez, como es el caso de los que vienen de la Preclasificación.

En el Capítulo 2, **ANEXO 2-6**, se mostraron los pasos generales seguidos en la Etapa 1. En comparación con el diagrama del anexo referido, en la Metodología, la Variante Etapa 1 que se propone plantea una estructura que perfecciona e integra detalles de las partes. Los pasos generales propuestos en esta variante de la Metodología son los siguientes:

- Aplicar el procedimiento de Selección de Casos.
- Confeccionar el **Modelo 01** (ver **ANEXO 2-1**).
- Aplicar el procedimiento de Estimulación y Grabación-Digitalización del Llanto.
- Efectuar el procesamiento y análisis de la señal de llanto de donde se extraen todos los **Parámetros Cuantitativos y Cualitativos** objeto de estudio.
- Confeccionar con los parámetros correspondientes el **Modelo 02** (ver **ANEXO 2-5**).
- Almacenar en Base de Datos los **Modelos 01 y 02** con parámetros, listado de segmentos de valores de frecuencia, Estadígrafos, así como las señales y gráficos correspondientes (ver epígrafe 4.4.4).
- Proceder a la **Clasificación de Status** y obtener el **Resultado Final de Clasificación**.
- Hacer la evaluación correspondiente de los resultados en Neurodesarrollo.

El funcionamiento de la Variante Etapa 1 de la Metodología es como sigue: lo primero es aplicar el procedimiento de **Selección de Casos**, que en esta variante tiene la peculiaridad de tratarse de casos que comienzan el análisis del llanto o que provienen de la Preclasificación, lo que no es obstáculo para estos últimos que el procedimiento de referencia sea aplicado con todo rigor. Decidida la grabación del llanto, y confeccionado el **Modelo 01**, se ejecuta el programa de computadora Analizador de Voz, **ANAVOZ, versión 1.0** (ver epígrafe 4.4.4), seguidamente se aplica el procedimiento de **Estimulación**

y **Grabación-Digitalización** convirtiéndose el llanto en un fichero digital, que es visto en la computadora a través de un modelo de pantalla **Oscilograma-Espectrograma**. Desde este modelo, en el Oscilograma, se pueden extraer todos los **Parámetros Cuantitativos en el Tiempo y en Amplitud**. También existen facilidades de edición, segmentación y reproducción sonora del fichero de llanto, entre otros. En el Espectrograma (de Banda Estrecha), del modelo de pantalla referido, es posible estimar todos los **Parámetros Cualitativos** del llanto. Para la obtención de todos los **Parámetros Cuantitativos de Frecuencia**, sólo deben marcarse en el Oscilograma las tramas de segmentos sonoros (los segmentos pueden ser de 10 ó 62,5 ms) de las distintas fases espiratorias (el número de tramas seleccionadas puede coincidir o no con el de fases espiratorias) y se calcularán, por procesamiento algorítmico, los valores de F_0 y F_1 , por cada segmento, obteniéndose el listado de éstos, los Estadígrafos y el Coeficiente de Variación correspondiente. El ANAVOZ tiene facilidades gráficas para el seguimiento y evaluación del Tono y del Primer Formante, así como posibilidades de almacenar ficheros de texto (formato html) y gráficos, con la opción de impresión de reportes de segmentos y Estadística. Con todo el resultado del análisis y parámetros debido al uso del programa referido se puede confeccionar el **Modelo 02**, con la adición del número de segmentos usados para los Estadígrafos de F_0 y F_1 y el Coeficiente de Variación de ambas variables.

Los datos de los Modelos 01 y 02, el listado de segmentos, las Estadísticas, señales y gráficos del ANAVOZ, son almacenados en Base de Datos.

Con todos los datos y parámetros de los Modelo 01, Modelo 02 y demás información, se procede a la **Clasificación de Status**. Dicha clasificación depende del resultado de dos vías: la **Clasificación por Comparación de Rangos y Seguimiento de Parámetros** y el empleo de las **Redes Neuronales Artificiales**. La Clasificación de Status se basa en el cálculo de un **Índice de Anormalidad (IANOR)** en cada vía referida. Así, en la Clasificación por Comparación y Seguimiento, se parte de los parámetros del **Vector General de Caracterización del Llanto Infantil** (puede ser el **Vector Reducido**, según Capítulo 3, **Tabla 3.2**), donde se clasifican y comparan cada parámetro componente del vector de referencia, atendiendo a valores de intervalos de normalidad, o intervalo de anormalidad correspondiente⁽⁸⁸⁾. Según estos intervalos de anormalidad por cada parámetro se fija un índice (valor) de anormalidad que puede tomar valores entre 0 (normal) y 1 (patológico), incluyendo los extremos de

este intervalo; seguidamente se calcula el valor medio de los índices de anormalidad de factores prenatales, factores del periparto, Primera Latencia e intensidades, Frecuencia Fundamental y del Primer Formante, de donde se obtiene el **Índice de Anormalidad de Parámetros** ($IANOR_{(parámetros)}$), siendo éste el Índice de Anormalidad de la vía de Clasificación por Comparación y Seguimiento.

El **Índice de Anormalidad usando las Redes Neuronales Artificiales** ($IANOR_{(RNA)}$) se obtiene según las salidas binarias de la Redes Neuronales utilizadas (BP, SOM, Red de Base Radial), tomando como entradas a dichas redes las combinaciones de parámetros que arrojan los mejores resultados (según el epígrafe 4.3). Las combinaciones de las salidas binarias de estas redes (mapas de estado) definen el Índice de Anormalidad de las Redes Neuronales, el cual también puede alcanzar valores en el intervalo de 0 (normal) a 1 (patológico), incluyendo valores extremos. El **Índice de Anormalidad Final** ($IANOR_{(Final)}$) que define si el caso es normal o patológico está dado por la expresión (4.1):

$$IANOR_{(FINAL)} = \frac{IANOR_{(parámetros)} + IANOR_{(RNA)}}{2} \quad (4.1)$$

Implicando que si el valor de $IANOR_{(Final)}$ es mayor o igual a cero y menor o igual a 0,20 el Caso es **Normal** y si dicho índice es mayor o igual a 0,21 y menor o igual a 1, el Caso es **Patológico**⁽⁸⁹⁾. Como se aprecia, del análisis integral de las dos vías referidas se obtiene el **Índice de Anormalidad Final** que es el **Resultado Final de Clasificación** de la Metodología. Este resultado también se almacena en la Base de Datos.

El paso que sigue, fin de esta variante y de la Metodología, es el análisis de toda la información y resultados obtenidos, unido al criterio del personal médico especializado en ambiente interdisciplinario de Neurodesarrollo, donde finalmente se decide si el estudio y análisis del caso objeto termina en esta variante, o se recomienda su seguimiento, previéndose la proyección hacia una **Etapa 2**. En la figura 4.2 está el diagrama de bloques de la Variante Etapa 1 de la Metodología.

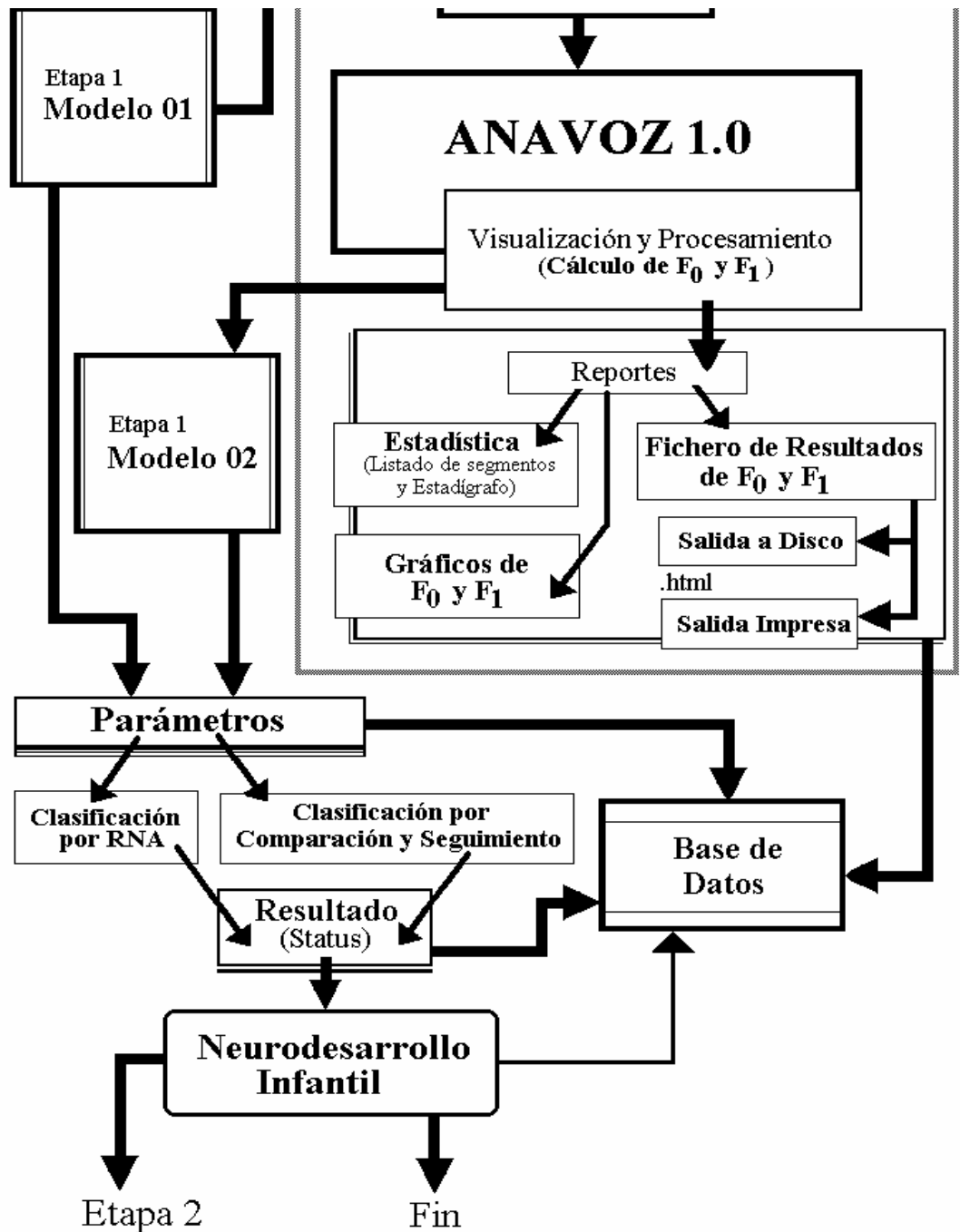


Figura 4.2 Metodología: diagrama de bloques de la Variante Etapa 1

4.4.4 Medios Técnicos y Software en la Metodología

La aplicación de la Metodología requiere de algunos medios técnicos, entre éstos: una Computadora con Multimedia o Tarjeta de Audio, micrófono y medios para grabación, medios e insumos para impresión, etc. Características de los mismos se muestran en el ANEXO 4-4a.

Entre los subproductos de software de análisis y clasificación que utiliza la Metodología, son fundamentales el **Preclasificador de Llanto Infantil, versión 1.0** y el Analizador de Voz, **ANAVOZ, versión 1.0**. Ambos programas, como se conoce, usados en la Variante de Preclasificación y la Variante Etapa 1 respectivamente, desarrollados en MATLAB→, versiones 5.3 y 6.5. Dichos programas aprovechan las facilidades gráficas y de interfaz de usuario de este ambiente, y han sido probados satisfactoriamente en los Sistemas Operativos Windows 98, Windows NT y Windows Xp. Una Computadora Pentium, MATLAB 5.3 y RAM de 128 Mbyte son requerimientos mínimos.

El ANAVOZ fue diseñado para sustituir a los programas PCVOX, BPVOZ, RESIDUAM y SPECT (referidos en el Capítulo 2). El flujo de operación del ANAVOZ resume toda la experiencia de trabajo del uso de los programas anteriores en la extracción de parámetros de señales de voz y de llanto infantil. En el ANAVOZ, los algoritmos para el cálculo de F_0 y F_1 respectivamente son SIFT, ver **ANEXO 4-4b**, y a través del Espectro LPC, ver **ANEXO 4-4c**. El mismo algoritmo SIFT para la extracción del Tono es también usado en el Preclasificador de Llanto Infantil. Estos algoritmos de F_0 y F_1 han sido probados con resultados satisfactorios [94], [95], [168], [179], [180], [209], [292].

La Base de Datos vinculada con la Metodología, tiene sus antecedentes en la Base de Datos de Llanto, BDLLANTO, versión 1.0 [274] y en elementos para una Base de Datos de Llanto vía www (World Wide Web) [322]. Realmente, el volumen de datos en la aplicación de la Metodología puede ser grande; además, el manejo de datos, señales, gráficos, etc., debe ser efectivo. Con tal propósito la base vinculada a la Metodología, debe permitir interactividad y manejo de datos a distancia, usando una Red Local, de otro tipo, o INTERNET [323]⁽⁹⁰⁾. Básicamente se trata de un **modelo Cliente-Servidor** [323], con interfaz de transferencia de información y acceso usando protocolo TCP/IP (Transmission Control Protocol/Internet Protocol) [322-324]⁽⁹¹⁾ entre el cliente, datos de usuarios, codificadores, Tabla Maestra y Datos. Aspectos del Sistema y del Diagrama de Flujo aparecen en el **ANEXO 4-4d**.

4.4.5 Consideraciones Finales de la Metodología

Respecto a la aplicación de la Metodología y sus variantes debe notarse que una de las ventajas de la **Variante de Preclasificación** es su empleo en la pesquisa de un gran número de casos (cientos o miles), entre otros aspectos. Si bien esto es cierto, debe observarse que chequear una variable como F_0 , aunque robusta, no es suficiente cuando se desee un análisis de mayor rigor, debido a que el llanto,

como fenómeno multivariado, necesita mayor número de variables para un análisis más profundo (por ello la obtención del Vector General de Caracterización). Por otra parte, a pesar de F_0 ser una variable robusta puede suceder que en cierto caso ésta se encuentre dentro de valores normales, y otras variables del propio caso, tengan valores en rangos patológicos, etc. De lo explicado, **un resultado normal en la Variante de Preclasificación no puede ser concluyente** y esto debe considerarse por los especialistas de Neurodesarrollo para el trazado de alguna estrategia, la que puede sugerir, el seguimiento hacia la **Variante Etapa 1**, u otra conducta. Un caso detectado como patológico en la Variante de Preclasificación es un hallazgo precoz de status patológico o de características patológicas, y en ese caso se recomienda continuar hacia la Variante Etapa 1. Por lo anterior **debe tomarse la Variante de Preclasificación-Variante Etapa 1 como secuencia recomendada**, así pueden obtenerse resultados consistentes en la **Clasificación de Status**; de ahí la importancia de esta secuencia y la consideración de la **Variante Etapa 1 como la principal de la Metodología**. Lo explicado no invalida que el criterio del personal médico se incline, según número de casos, objetivos, etc., a usar sólo la Variante Etapa 1 y posteriormente detener el análisis, o continuarlo en una **Etapa 2** (según la figura 4.2).

4.5 Conclusiones del Capítulo

Las pruebas de clasificación por comparación de rangos de parámetros del llanto infantil y por Redes Neuronales Artificiales, demuestran su potencialidad en la clasificación del llanto y en la optimización de ésta. El estudio, caracterización y clasificación del llanto infantil, así como la obtención del Vector General de Caracterización permiten proponer en este capítulo una Metodología de Análisis de Llanto orientado al diagnóstico de patología o alteraciones en el Neurodesarrollo de recién nacidos aquejados de Hipoxia o características patológicas debidas a ésta. Esta Metodología, basada en el análisis acústico del llanto infantil, factores prenatales y postnatales es un método no invasivo y novedoso en el entorno neonatal que reviste la importancia de detectar precozmente status patológico en el recién nacido por trastornos que generan discapacidad orgánico-funcional en el Neurodesarrollo, ayudando así complementariamente al médico en el diagnóstico y seguimiento de estos casos, propiciando a su vez un cambio cualitativo en beneficio de la consulta de Neurodesarrollo Infantil. Una aplicación exitosa de la Metodología puede hacerle ocupar un lugar importante dentro de los programas de salud vinculados con ella, particularmente el Programa de Estimulación Temprana.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Al término de la tesis, y en correspondencia con sus objetivos puede concluirse lo siguiente:

1. **La Metodología de Análisis de Llanto Orientado al Diagnóstico de Patologías o Alteraciones en el Neurodesarrollo Infantil**, obtenida sobre la base de Hipoxia en recién nacidos (con el uso de software de análisis y clasificación), como método no invasivo y novedoso en el entorno neonatal, soluciona el problema científico, da cumplimiento al objetivo general y permite la comprobación de la hipótesis. La posibilidad de detección temprana de alteraciones que genera discapacidad orgánico-funcional en los niños y la ayuda complementaria al médico en el diagnóstico y seguimiento de estos casos hacen de la Metodología una herramienta de gran valor humano y científico, la que es base para el futuro diseño de medios de ayuda al diagnóstico a través del llanto infantil.
2. **El Preclasificador de Llanto Infantil (versión 1.0)**, como parte de la Metodología (objetivo general), puede ser capaz de detectar precozmente status patológico en un gran número de casos a partir sólo de la Frecuencia Fundamental del llanto. A través de este preclasificador, del cual no se ha encontrado referencia de su concepción y flujo de operación, la Variante de Preclasificación de la Metodología puede tempranamente dar paso al estudio de estos casos.
3. Se ha estudiado y caracterizado el llanto infantil tomando información de los **Modelos de Golub, del Tracto Vocal y de Producción de Voz**, respectivamente. El **Análisis Acústico de la señal de llanto ante un estímulo de dolor y la Metodología** permiten la extracción de parámetros acústicos, los cuales unidos a los datos de la madre y factores prenatales y del parto, constituyen aspectos fundamentales para una mejor caracterización del llanto y correlación de éste con estados patológicos por Hipoxia del recién nacido. De lo expuesto se infiere que, con la introducción de la Metodología, el área de Neurodesarrollo Infantil y su consulta experimentarán un salto cualitativo en la atención y seguimiento de estos casos.

4. La obtención de un **Vector General de Caracterización del Llanto Infantil** (por su dimensión: **Vector Mayor** de 45 variables, **Vector Mediano** de 33 variables y **Vector Reducido** de 26 variables), a través de un **Análisis Estadístico** y la extracción de información relevante, donde se combinan el **Nivel de Significación, Análisis de Correlación y el Análisis de Componentes Principales**, respectivamente, a un mismo set (35 casos, 51 variables) de datos del llanto infantil. Dicho vector es fundamental para una posterior automatización total del proceso de extracción de parámetros y de clasificación del llanto, y como se refirió, para el diseño de un dispositivo o equipo de ayuda al diagnóstico de alteraciones mediante el llanto. De la obtención del Vector de Caracterización no hay referencia bibliográfica anterior de ello.
5. En la tesis, es aspecto novedoso el procesamiento articulado de la señal de llanto infantil aplicándose técnicas de **Procesamiento Digital de Señales** (adquisición-procesamiento) para la extracción de parámetros, un **Procesamiento Estadístico** de datos y parámetros de esta señal y la combinación de un **Proceso de Clasificación** mediante **Comparación y Seguimiento de Parámetros** y la **Clasificación usando Redes Neuronales Artificiales**. Aspecto medular en la clasificación de casos Normal-Patológico, a partir del llanto provocado ante dolor, en niños con Hipoxia o con características patológicas debido a ésta.
6. Es relevante y tarea fundamental en la tesis el estudio, adaptación e implementación de una parte de la experiencia de los trabajos de investigación y extracción de parámetros acústicos hecha por investigadores escandinavos del llanto infantil, liderados por **Wasz-Höckert, Lind y K. Michelsson**, entre otros, lo que unido a nuestro diseño y experiencia permitió, en el llanto provocado ante dolor, extraer los parámetros cuantitativos y cualitativos a dicha señal. Esto es de gran importancia en el procesamiento y caracterización del llanto como base y parte de la Metodología.

Recomendaciones

A partir de los resultados de la tesis, se incluyen las recomendaciones siguientes:

1. Continuar el perfeccionamiento de la Metodología, y para ello se debe:
 - Aumentar el número de casos para extraer información relevante** en la búsqueda de más inferencias de utilidad.
 - No prescindir del uso de los parámetros de la **Frecuencia Fundamental y del Primer Formante** de la señal de llanto en las Redes Neuronales Artificiales para propósitos de clasificación (parámetros de demostrada relevancia en el estudio del llanto infantil).
 - Estudiar y evaluar el uso de métodos de Supervisión y No Supervisión en las **Redes Neuronales Artificiales** para la optimización de éstas y aumentar aún más los aciertos en la clasificación (se evalúan, según **ANEXO 0-1**, estructuras con **Algoritmos Evolutivos** para clasificación).
 - Trabajar en el mejoramiento del diseño e implementación de la **Base de Datos de Llanto Infantil** para ganar más en prestaciones, fiabilidad y seguridad.
 - Seguir en la **automatización de la extracción de parámetros y la clasificación**, para el diseño de un dispositivo o equipo de ayuda al diagnóstico de alteraciones a través del llanto infantil.
2. A través de **Proyectos de Investigación y Desarrollo** introducir los resultados de la tesis a la práctica que permitan ampliar el número de casos, desarrollar las etapas de investigación correspondiente e incrementar las acciones vinculadas con la **Base de Datos de Llanto Infantil** vía www. En lo anterior debe considerarse el uso de software de análisis y clasificación como **subproductos de la tesis**.
3. Subproductos de la tesis pueden ser usados en áreas de investigación y

especialidades como: **Procesamiento de Voz y Lenguaje para Aplicaciones Médicas** (Neurofisiología, Neuropsicología, Neurología, Audiología, Logopedia, Foniatría, Psicología, Otorrinolaringología y Rehabilitación, etc.) y en **Procesamiento de Voz y Lenguaje para Otras Aplicaciones** (Análisis, Síntesis y Reconocimiento del Habla, Telecomunicaciones, Telemática, Bioinformática, Minería de Datos, Inteligencia Artificial, Bioacústica, etc.).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Publicaciones del Autor que se encuentran en las Referencias Bibliográficas

(Orden según aparición en las referencias)

Publicaciones con ISSN (ISI Web of Knowledge, Web of Science, etc.)

- **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Socarrás Reyes, M.,** "The spectral analysis of infant cry: an initial approximation". Proceedings of EUROSPEECH '95. ESCA. 4th European Conference on Speech Communication and Technology. 3, 1895-1898, 1995. **ISSN: 1018-4074.**
- **Ruiz Miyares, F. J., Siegmund, R., Wermke, K., Dorado Gallego, J. A., Escobedo Beceiro, D. I.,** "Síndrome de West: una aproximación cronobiológica". Revista de Neurología. Barcelona, 30 (10), 925-928, 2000. **ISSN: 0210-0010.**
- **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Ekkel, T.,** "A radial basis function network oriented for infant cry classification". Lecture Notes in Computer Science. Springer-Verlag Heidelberg, 374-380, 2004. **ISSN: 0302-9743.**
- **Ruiz Miyares, F. J., Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Siegmund, R.,** "Síndrome de West: una aproximación cronobiológica y análisis de voz". Revista Mexicana de Neurociencia. 6 (5), 384-392, 2005. **ISSN: 1665-5044.**

Publicaciones con ISBN, de eventos u otras

- **Escobedo Beceiro, D. I., Socarrás Reyes, M.,** "Del proceso de comunicación al bit". Comunicación Social. (6), 101-117, Dic, 1991.
- **Socarrás Reyes, M., Escobedo Beceiro, D. I., Simmons Wilson, D.,** "Espectrograma digital". Comunicación Social. (6), 93-100, Dic, 1991.
- **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Socarrás R, M.,** "Las técnicas de corta duración en el procesamiento digital de la voz". Memorias V Congreso Latinoamericano de Control Automático / Informática '92. 2, 1-7, 1992.

- **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.**, "Caracterización de los fonemas españoles basada en el mapa de la función energía en las bandas de alta y baja frecuencia". TELEC '2000, International Conference-Santiago de Cuba. CD-ROM. Universidad de Alcalá, España, 2000. **ISBN: 84-8138-393-7.**
- **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Coello F, E., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.**, "Desplazamiento ascendente de frecuencia en el tono del llanto infantil en algunos casos patológicos". VI Simp. Int. Comunicación Social. Actas-II. Editorial Oriente, Santiago de Cuba, 1395-1403, 1999. **ISBN: 959-11-0253-4.**
- **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Coello F, E., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.**, "Rising shift of pitch frequency in the infant cry of some pathologic cases". Proceedings of the 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA 2001). CD-ROM © University of Firenze, Italy, 2001.
- **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Coello F, E.**, "El uso de los mapas auto-organizados de Kohonen en la clasificación de unidades de llanto infantil". I Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad Católica del Norte, Antofagasta. Chile, 24-29, 1999.
- **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I.**, "Clasificación de unidades de llanto infantil mediante el mapa auto-organizado de Kohonen". En Alonso, L., (ed). Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Imprenta Catedral. Salamanca. España, 137-148, 2001. **ISBN: 84-95721-07-4.**
- **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Ruiz Miyares, F. J.**, "Some acoustical features of the cry and speech signals in infants with Epilepsy". Proceedings of the 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA 2001). CD-ROM © University of Firenze, Italy, 2001.
- **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Ruiz Miyares, F. J.**, "Algunos parámetros acústicos de señales de prevocalización, llanto y lenguaje en niños con Epilepsia". TELEC'02. International Conference Santiago de Cuba. CD-ROM © Universidad de Alcalá, 2002. **ISBN: 84-8138-506-9.**

- **Cano Ortiz, S. D., Suárez-Guerra, S., Castillo-Guerra, E., Escobedo Beceiro, D. I.,** "The speech processing in Cuba". 8th Iberoamerican Congress on Pattern Recognition. CIARP' 2003. CD-ROM ©. C. de La Habana, Oct, 2003.
- **Soto L, J. E., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., Madrazo R, R.,** "BDLLANTO: base de datos de llanto (versión 1.0)". V Simp. Int. de Comunicación Social (Santiago de Cuba). Impreso en la Universidad de Twente-Holanda, 228-233, 1997.
- **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Socarrás R, M.,** "The spectral analysis of infant cry: an initial approximation". Estudios de Comunicación Social. Editorial Academia, 131-134, C. de La Habana, 1997. **ISBN: 959-02-0183-0.**
- **Diez R, H., Torres A, M., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.,** "Una primera aproximación de ayuda al diagnóstico del llanto infantil usando clasificación supervisada". VI Simp. Int. Comunicación Social. Actas-II. Editorial Oriente, Santiago de Cuba, 1404-1409, 1999. **ISBN: 959-11-0253-4.**
- **Torres A, M., Miyar F, I., Diez R, H., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.,** "Una aproximación al diagnóstico del llanto infantil basado en redes neuronales supervisadas". I Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad Católica del Norte. Antofagasta. Chile, 20-23, 1999.
- **Torres A, M., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Castillo L, A.,** "Reconocimiento de clases en unidades de llanto infantil aplicando una red neuronal de Kohonen". II Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Salamanca. España, 49-52, 2000.
- **Torres A, M., Castillo L, A., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.,** "El uso de mapas autoorganizativos en el reconocimiento de clases en unidades de llanto infantil". TELECOM'2000, Int. Conference-Santiago de Cuba. Universidad de Alcalá. España, CD-ROM, 2000. **ISBN: 84-8138-393-7.**
- **Castillo L, A., Torres A, M., Chibas, P., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.,** "Clasificación de unidades de llanto infantil mediante algoritmos de cuantificación vectorial adaptable". III Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad do Minho. Braga, Portugal, 9-14, 2001. **ISBN: 84-95721-07.**

- **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Mulder, M., Castillo L, A.,** "A new approach for cry classification using self-organizing maps". III Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad do Minho. Braga, Portugal, 61-65, 2001. **ISBN: 84-95721-07.**
- **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Torres A, M., Castillo L, A.,** "Análisis preliminar de los resultados de una clasificación de unidades de llanto infantil según tres arquitecturas de redes neuronales". TELECOM'2002, Int. Conference-Santiago de Cuba. Universidad de Alcalá. España, CD-ROM, 2002. **ISBN: 84-8138-506-9.**
- **Beaufrand C, F. A., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., González V, Y., Rubino G, O., Regüíferos P, L. A., Capdevila B, L.,** "Algunos elementos generales para implementar una base de datos de análisis de llanto infantil –on line- vía www". VII Simp. Int. de Comunicación Social. Actas-II. Editorial Academia. C. de La Habana, 368-373, 2001. **ISBN: 959-02-0314-0.**

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] **Vuorenkoski, V., Lind, J., Partanen, T. J., Lejeune, J., Lafourcade, J., Wasz-Höckert, O.,** "Spectrographic analysis of cries from children with *Maladie du Cri du Chat*". *Annls Paediat. Fenn.* 12, 174-180, 1966.
- [2] **Lind, J., Vuorenkoski, V., Rosberg, G., Partanen, T., Wasz-Höckert, O.,** "Spectrographic analysis of vocal response to pain stimuli in infants with *Down's Syndrome*". *Devl. Med. Child Neurol.* 12, 478-486, 1970.
- [3] **Koivisto, M., Wasz-Höckert, O., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Lind, J.,** "Cry studies in neonatal hyperbilirubinaemia". *Acta Paediatr. Scand. Suppl.* 206, 26-27, 1970.
- [4] **Wasz-Höckert, O., Koivisto, M., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Lind, J.,** "Spectrographic analysis of pain cry in hyperbilirubinemia". *Biol. Neonate.* 17, 260-271, 1971.
- [5] **Michelsson, K., Sirviö, P.,** "Cry analysis in herpes encephalitis". *Proc. 5th Scand. Congr. Perinat. Med.*, 1975.
- [6] **Michelsson, K.,** "Cry analysis of symptomless low birth weight neonates and of asphyxiated newborn infants". *Acta Paediatrica Scandinavica. Stockholm. Suppl.* 216, 1971.
- [7] **Michelsson, K., Sirviö, P., Wasz-Höckert, O.,** "Pain cry in full-term asphyxiated newborn infants correlated with late findings". *Acta Paediatr. Scand.* 66 (5), 611-616, 1977.
- [8] **Karelitz, S., Fisichelli, V. R.,** "The cry thresholds of normal infants and those with brain damage". *J. Pediat.* 61, 679-685, 1962.
- [9] **Lind, J., Wasz-Höckert, O., Vuorenkoski, V., Valanne, E.,** "The vocalization of a newborn, brain-damaged child". *Annals Paediat. Fenn.* 11, 32-37, 1965.
- [10] **Wasz-Höckert, O., Lind, J., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Valanne, E.,** "The infant cry a spectrographic and auditory analysis". *Clinics in Devel. Medicine.* 29, 1968.
- [11] **Sirviö, P., Michelsson, K.,** "Sound-spectrographic cry analysis of normal and abnormal newborn infants". *Folia phoniat.* 28, 161-173, 1976.
- [12] **Michelsson, K., Wasz-Höckert, O.,** "The value of cry analysis in neonatology and early infancy". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech.* College- Hill Press. Houston. 152-182, 1980.

- [13] **Wasz-Höckert, O., Michelsson, K., Lind, J.**, "Twenty-five years of scandinavian cry research". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 83-104, 1985.
- [14] **Corwin, M. J., Lester, B. M., Sepkoski, C., Peucker, M., Kayne, H., Golub, H. L.**, "Newborn acoustic cry characteristics of infants subsequently dying of sudden infant death syndrome". *Pediatrics*. 96, 73-77, Jul, 1995.
- [15] **Golub, H. L., Corwin, M. J.**, "A physioacoustic model of the infant cry". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. N. York, Plenum Press. 59-82, 1985.
- [16] **Golub, H. L., Corwin, M. J.**, "Infant cry: a clue to diagnosis". *Pediatrics*. 69 (2), 197-201, 1982.
- [17] **Lester, B. M.**, "A biosocial model of infant crying". In Lipsitt, L. P., (ed). *Advances in Infancy Research*. N. York, Academic Press. 167-212, 1984.
- [18] **Lester, B. M.**, "Developmental outcome prediction from acoustic cry analysis in term and preterm infants". *Pediatrics*. 80 (4), 529-534, 1987.
- [19] **Rapisardi, G., Vohr, B., Cashore, W., Peucker, M., Lester, B. M.**, "Assessment of infant cry variability in high-risk infants". *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 17, 19-29, 1989.
- [20] **Pinyerd, B. J.**, "Infant cries: physiology and assessment". *Neonatal Network*. 13 (4), 15-20, 1994.
- [21] **Parmelee, A. H.**, "Infant crying and neurologic diagnosis". *J. Pediat.* 61, 801-802, 1962.
- [22] **Blinick, G., Tavalga, W. N., Antopol, W.**, "Variations in birth cries of newborn infants from narcotic-addicted and normal mothers". *Am. J. Obstet. Gynecol.* 110, 948-958, 1971.
- [23] **Lester, B. M., Dreher, M.**, "Effects of marijuana use during pregnancy on newborn cry". *Child Development*. 60, 765-771, 1989.
- [24] **Corwin, M. J., Lester, B. M., Sepkoski, C., Mclaughlin, S., Kayne, H., Golub, H. L.**, "Effects of in utero cocaine exposure on newborn acoustical cry characteristics". *Pediatrics*. 89, 1199-1203, 1992.

- [25] **Michelsson, K., Rinne, A., Paajanen, S.**, "Crying, feeding and sleeping patterns in 1 to 12-month-old infants". *Child: Care Health and Development*. 16 (2), 99-111, 1990.
- [26] **Donzelli, G. P., Rapisardi, G., Moroni, M., Zani, S., Tomasini, B., Ismaelli, A., Brusciaglioni, P.**, "Computerized cry analysis in infants affected by severe protein energy malnutrition". *Acta Paediatr.* 83, 204-211, 1994.
- [27] **Wasz-Höckert, O., Valanne, E., Vuorenkoski, V., Michelsson, K., Sovijärvi, A.**, "Analysis of some types of vocalization in the newborn and early infancy". *Annls Paediat. Fenn.* 9, 1-10, 1963.
- [28] **Wasz-Höckert, O., Partanen, T. J., Vuorenkoski, V., Valanne, E., Michelsson, K.**, "The identification of some specific meanings in newborn and infant vocalization". *Experientia*. 20, 154, 1964.
- [29] **Wasz-Höckert, O., Partanen, T., Vuorenkoski, V., Valanne, E., Michelsson, K.**, "Effect of training on ability to identify preverbal communication". *Devl. Med. Child. Neurol.* 6, 393-396, 1964.
- [30] **Illingworth, R. S.**, "The development of communication in the first year and factors which affect it". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 4-19, 1980.
- [31] **Hollien, H.**, "Developmental aspects of neonatal vocalizations". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 20-55, 1980.
- [32] **Langlois, A., Baken, R. J., Wilder, C. N.**, "Pre-speech respiratory behavior during the first year of life". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 56-84, 1980.
- [33] **Murry, T.**, "Perceptual and acoustic characteristics of infant cry types". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 251-271, 1980.
- [34] **Nakazima, S.**, "The reorganization process of babbling". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 272-283, 1980.
- [35] **Zlatim Laufer, M.**, "Temporal regularity in prespeech". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 284-309, 1980.

- [36] **Lester, B. M.**, "Introduction: There's more to crying than meets the ear". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 1-27, 1985.
- [37] **Lieberman, P.**, "The physiology of cry and speech in relation to linguistic behavior". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 29-57, 1985.
- [38] **Boukydis, C. F. Z.**, "Perception of infant crying as an interpersonal event". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 187-215, 1985.
- [39] **Boliek, C. A., Hixon, T. J., Watson, P. J., Morgan, W. J.**, "Vocalization and breathing during the first year of life". *Journal of Voice*. 10 (1), 1-22, 1996.
- [40] **William, C. E., Mallard, C., Tan, W., Gluckman, P. D.**, "Fisiopatología de la asfixia perinatal". University of Auckland. Auckland. N. Zeland. 327-339.
- [41] **Morros Sardá, J.**, *Elementos de Fisiología*, Ediciones Revolucionarias, C. de La Habana, 1966.
- [42] **Collado, J. A.**, *Fundamentos de Lingüística General*, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1978.
- [43] **Malmberg, B.**, *Lingüística Estructural y Comunicación Humana: Introducción al Mecanismo del Lenguaje y a la Metodología de la Lingüística*, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1969.
- [44] **Furui, S.**, *Digital Speech Processing, Synthesis and Recognition*, Marcel Dekker, Inc. N. York, 1989.
- [45] **Quilis, A.**, *Fonética Acústica de la Lengua Española*, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1981.
- [46] **Escobedo Beceiro, D. I., Socarrás Reyes, M.**, "Del proceso de comunicación al bit". *Comunicación Social*. (6), 101-117, Dic, 1991.
- [47] **Bruce Carlson, A.**, *Communication Systems: An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communication*, Edición Revolucionaria, C. de La Habana, 1968.
- [48] **Negus, V. E.**, *The Comparative Anatomy and Physiology of the Larynx*, Hafner, N. York, 1949.
- [49] **Lieberman, P.**, *The Biology and Evolution of Lenguaje*, Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts, 1984.
- [50] **Hirano, M.**, *Clinical Examination of Voice*, Springer-Verlag/Wien, N. York, 1981.

- [51] **Gili Gaya, S.**, Elementos de Fonética General, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1978.
- [52] **Luria, A. R.**, Las Funciones Corticales Superiores del Hombre, Editorial Científico-Técnica, C. de La Habana, 1982.
- [53] **Socarrás Reyes, M., Escobedo Beceiro, D. I., Simmons Wilson, D.**, "Espectrograma digital". *Comunicación Social*. (6), 93-100, Dic, 1991.
- [54] **Enriquez, E. V., Berrojo, M. A.**, PCVOX: Manual de Usuario, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, 1992.
- [55] **Aguilera, S., Santos, A., Muñoz, E.**, "El visualizador del habla (VISHA)". *INFODIDAC*. (13), 35-43, Madrid, 1991.
- [56] **Morris, L. R.**, "Fast speech spectrogram reduction and display on minicomputer/graphics processors". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. ASSP-23 (3), 297-300, Jun, 1975.
- [57] **Morris, L. R.**, "A PC-based digital speech spectrograph". *IEEE Micro*. 68-85, Dec, 1988.
- [58] **Zue, V. W.**, "The use of speech knowledge in automatic speech recognition". *Proceedings of the IEEE*. 73 (11), 1602-1615, Nov, 1985.
- [59] **Baken, R. J., Daniloff, R. G.**, (eds). *Readings in Clinical Spectrography of Speech*. Kay Elemetrics Corp., Inc. N. J, 1991.
- [60] **Alarcos Llorach, E.**, *Fonología Española*, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1986.
- [61] **Orr, T.**, "Computer speech". *Electronics Today International*. 8 (2), 19-23, Feb, 1979.
- [62] **Bristow, G.**, *Electronic Speech Synthesis: Techniques, Technology and Applications*, Mac Graw-Hill Book Company, N. York, 1984.
- [63] **Flanagan, J. L.**, "Computers that talk and listen: man-machine communication by voice". *Proceedings of the IEEE*. 64, 405-415, Apr, 1976.
- [64] **Dunn, H. K.**, "The calculation of vowel resonances, and an Electrical Vocal Tract". *J. Acoust. Soc. Am.* 22, 740-753, Nov, 1950.
- [65] **Allen, J.**, "Synthesis of speech from unrestricted text". *Proceedings of the IEEE*. 64 (4), 433-442, Apr, 1976.

- [66] **Wilhelms-Tricarico, R., McGowan, R. S.**, "Rational approximations of viscous losses in vocal tract acoustic modelling". *J. Acoust. Soc. Am.* 115 (6), 3195-3201, Jun, 2004.
- [67] **Lucero, J. C., Koenig, Ll.**, "Simulations of temporal patterns of oral airflow in men and women using a two-mass model of the vocal folds under dynamic control". *J. Acoust. Soc. Am.* 117 (3 Pt 1), 1362-1372, Mar, 2005.
- [68] **Hanamitsu, M., Kataoka, H.**, "Effect of artificially lengthened vocal tract on vocal fold Oscillation's fundamental frequency". *J. Voice.* 18 (2), 169-175, Jun, 2004.
- [69] **Verneuil, A., Berry, D. A., Kreiman, J., Gerratt, B. R., Ye, M., Berke, G. S.**, "Modeling measured glottal volume velocity waveforms". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 112 (2), 120-131, Feb, 2003.
- [70] **Mergell, P., Herzel, H., Titze, I. R.**, "Irregular vocal-fold vibration-high-speed observation and modeling". *J. Acoust. Soc. Am.* 108 (6), 2996-3002, Dec, 2000.
- [71] **Dollinger, M., Braunschweig, T., Lohscheller, J., Eysholdt, U., Hoppe, U.**, "Normal voice production: computation of driving parameters from endoscopic digital high speed images". *Methods Inf. Med.* 42 (3), 271-276, 2003.
- [72] **Slavit, D. H., McCaffrey, T. V.**, "Open slope quotient: a new glottographic parameter". *Journal of Voice.* 9 (1), 86-94, 1995.
- [73] **Alipour, F., Scherer, R., Knowles, J.**, "Velocity distributions in glottal models". *Journal of Voice.* 10 (1), 50-58, 1996.
- [74] **Rabiner, L. R., Schafer, R. W.**, "Digital techniques for computer voice response: implementations and applications". *Proceedings of the IEEE.* 64 (4), 416-433, Apr, 1976.
- [75] **Golderos, R., Martínez, J. R., Nombela, M., Pardo, J., Santos, E., Muñoz, E.**, "Comunicación hombre-máquina por voz (III): técnicas digitales de análisis y síntesis de voz". *Mundo Electrónico.* (98), 24-28, 1980.
- [76] **Rodríguez, M., Iglesias, E., Martínez, R., Muñoz, E.**, "Alternativas para síntesis de voz: aplicaciones de predicción lineal". *Mundo Electrónico.* (144), 67-79, 1984.
- [77] **Fernández, L. C., Martínez A, J. A., Alvarez M, J.**, "Sistemas digitales de almacenamiento y síntesis de señal vocal en telefonía". *Mundo Electrónico* (171), 91-96, 1987.

- [78] **El-Imam, Y. A.**, "A personal computer-based speech analysis and synthesis system". IEEE Micro, 4-21, Jun, 1987.
- [79] **Flanagan, J. L., Schroeder, M. R., Atal, B. S., Crochiere, R. E., Jayant, N. S., Tribolet, J. M.**, "Speech coding". IEEE Transactions on Communications. COM-27 (4), 710-737, Apr, 1979.
- [80] **Makhoul, J.**, "Linear prediction: a tutorial review". Proceedings of the IEEE. 63, 561-580, Apr, 1975.
- [81] **Carmody, J., Rothweiler, J.**, "Speech coding at 800 and 400 bits⁻¹". Electrical Communication. 59 (3), 260-265, 1985.
- [82] **Christensen, R., Johnsen, O.**, "Speech processing in public telephone exchanges". Electrical Communication. 59 (3), 266-272, 1985.
- [83] **Schwartz, M.**, Information Transmission, Modulation and Noise: A Unified Approach to Communication Systems, EPUMINED, C. de La Habana.
- [84] **Lathi, B. P.**, Signals, Systems and Communication, John Wiley & Sons, Inc, N. York, 1965.
- [85] **Pedroso V, O., Pérez G, M. A.**, Fundamentos de Comunicación Estadística, Editorial Pueblo y Educación, C. de La Habana, 1987.
- [86] **Dusek, Lee., Schalk, T. B., McMahan, M.**, "Voice recognition joins speech on programmable board". Electronics, 128-132, Apr, 1983.
- [87] **Hernández, L. A., Casajús, F. J., García-Gómez, R.**, "Identificación de personas por sus voces". Mundo Electrónico. (146), 83-91, 1984.
- [88] **Bateman, A., Yates, W.**, Digital Signal Processing Design, Pitman Publishing, London, 1988.
- [89] **Atal, B. S., Remde, J. R.**, "A new model of LPC excitation for producing natural-sounding speech at low bit rates". Bell Laboratories, N. Y.
- [90] **Doddington, G. R., Schalk, T. B.**, "Speech recognition: turning theory to practice". IEEE Spectrum, 26-32, Sep, 1981.
- [91] **Gold, B., Blankenship, P. E., McAulay, R. J.**, "New applications of channel vocoders". IEEE Transactions on Acoustic, Speech, and Signal Processing. ASSP-29 (1), 13-23, Feb, 1981.
- [92] **Vary, P., Hofmann, R., Hellwig, K.**, "A regular-pulse excited linear predictive codec". Speech Communication. 7 (2), 209-215, 1988.

- [93] **Ribbum, B., Perkis, A., Paliwal, K. K., Ramstad, T.**, "Performance study of stochastic speech coders". *Speech Communication*. 10 (3), 277-301, 1991.
- [94] **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Socarrás R, M.**, "Las técnicas de corta duración en el procesamiento digital de la voz". *Memorias V Congreso Latinoamericano de Control Automático / Informática '92*. 2, 1-7, 1992.
- [95] **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.**, "Caracterización de los fonemas españoles basada en el mapa de la función energía en las bandas de alta y baja frecuencia". *TELEC '2000, International Conference-Santiago de Cuba*. CD-ROM. Universidad de Alcalá, España, 2000.
- [96] **McGonegal, C. A., Rabiner, L. R., Rosenberg, A. E.**, "A subjective evaluation of pitch detection methods using LPC synthesized speech". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. ASSP-25 (3), 221-229, Jun, 1977.
- [97] **Ross, M. J., Schaffer, H. L., Cohen, A., Freudberg, R., Manley, H. J.**, "Average magnitude difference function pitch extractor". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. ASSP-22 (5), 353-362, Oct, 1974.
- [98] **Kay, S. M., Marple, S. M.**, "Spectrum analysis: a modern perspective". *Proceedings of the IEEE*. 69 (11), 1381-1419, Nov, 1981.
- [99] **Gray, R. M.**, "Toeplitz and circulant matrices: a review". *Information Systems Laboratory. Center for Systems Research. Stanford University*, Tech. Rep. (6502-1), Jun, 1971.
- [100] **Durbin, J.**, "Efficient estimation of parameters in moving-average models". *Biometrika*. 46 (1 and 2), 306-316, 1959.
- [101] **Cybenko, G.**, "Round-off error propagation in Durbin's, Levinson's and Trench's algorithms". *IEEE Int. Conf. Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 498-501, 1979.
- [102] **Rabiner, L. R.**, "On the use of autocorrelation analysis for pitch detection". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. ASSP-25 (1), 24-33, Feb, 1977.
- [103] **Witten, I. H.**, "Digital storage and analysis of speech: pitch extraction is undoubtedly one of the messiest areas of speech analysis". *Wireless World*. 44-49, Jan, 1982.
- [104] **Cano O, S. D.**, "Determinación del tono de voz mediante análisis de Cepstrum". *Estudios de Comunicación Social*. Editorial Academia. C. de La Habana. 106-112, 1994.

- [105] **Goto, M., Takata, S., Uekawa, Y.**, "Microprocessor based English speech training system". IEEE Transactions on Consumer Electronics. 34 (3), 824-834, Aug, 1988.
- [106] **Friedman, D. H.**, "Multidimensional pseudo-maximum-likelihood pitch estimation". IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing. ASSP-26 (3), 185-196, Jun, 1978.
- [107] **Veprék, P., Scordilis, M. S.**, "Analysis, enhancement and evaluation of five pitch determination techniques". Speech Communication. 37, 249-270, 2002.
- [108] **Levitt, H., Rabiner, L. R.**, "Analysis of fundamental frequency contours in speech". The Journal of the Acoustical Society of America. 49 (2), 569-582, Oct, 1970.
- [109] **Ney, H.**, "A time warping approach to fundamental period estimation". IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. SMC-12 (3), 383-388, May-Jun, 1982.
- [110] **Duifhuis, H., Willems, L. F.**, "Measurement of pitch in speech: an implementation of Goldstein's theory of pitch perception". J. Acoust. Soc. Am. 71 (6), 1568-1579, Jun, 1982.
- [111] **Aguilera, S., Borrajo, A., Pardo, J. M., Muñoz, E.**, "Obtención-visualización de algunos parámetros del habla: enseñanza del lenguaje a deficientes auditivos". Mundo Electrónico. (144), 89-93, 1984.
- [112] **Hult, G.**, "Some remarks on a halting criterion for iterative low-pass filtering in a recently proposed pitch detection algorithm". Speech Communication. 10 (3), 223-226, 1991.
- [113] **Rose, P.**, "How effective are long term mean and standard deviation as normalisation parameters for tonal fundamental frequency". Speech Communication. 10 (3), 229-247, 1991.
- [114] **Huang, D. Z., Minifie, F. D., Kasuya, H., Lin, S. X.**, "Measures of vocal function during changes in vocal effort level". Journal of Voice. 9 (4), 429-438, 1995.
- [115] **Murry, T., Brown, W. S., Morris, R. J.**, "Patterns of fundamental frequency for three types of voice samples". Journal of Voice. 9 (3), 282-289, 1995.
- [116] **Liu, T. A., Channell, R. W.**, "Reliability of pitch discrimination of vowel and piano tones". Journal of Voice. 9 (4), 394-402, 1995.
- [117] **Horii, Y.**, "Automatic analysis of voice fundamental frequency and intensity using a visi-pitch". J. Speech Hear Res. 26 (3), 467-471, Sep, 1983.

- [118] **Hess, W. J.**, "Algorithms and devices for pitch determination of speech signals". *Phonetica*. 39 (4-5), 219-240, 1982.
- [119] **Deem, J. F., Manning, W. H., Knack, J. V., Matesich, J. S.**, "The automatic extraction of pitch perturbation using microcomputers: some methodological considerations". *J. Speech Hear Res.* 32 (3), 689-697, 1989.
- [120] **Meddis, R., O'Mard, L.**, "A unitary model of pitch perception". *J. Acoust. Soc. Am.* 102 (3), 1811-1820, Sep, 1997.
- [121] **Fujisaki, W., Kashino, M.**, "Contributions of temporal and place cues in pitch perception in absolute pitch possessors". *Percept Psychophys.* 67 (2), 315-323, Feb, 2005.
- [122] **Golderos S, A.**, "Modelos para reconocimiento de palabras con independencia del locutor". *Mundo Electrónico*. (144), 81-88, 1984.
- [123] **Murthy, H. A., Yegnanarayana, B.**, "Formant extraction from group delay function". *Speech Communication*. 10 (3), 209-221, Aug, 1991.
- [124] **Carré, R., Beauviala, J. P., Paillé, J.**, "Filters for formant synthesizers". *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*. AU-18 (3), 300-303, Sep, 1970.
- [125] **Witten, I. H.**, "Digital storage and analysis of speech: Fourier transforms and estimating formant position". *Wireless Word*, 44-48, Nov, 1981.
- [126] **Kluender, K. R.**, "Effects of first formant onset properties on voicing judgments result from processes not specific to humans". *J. Acoust. Soc. Am.* 90 (1), 83-96, Jul, 1991.
- [127] **Schutte, H. K., Miller, D. G., Švec, J. G.**, "Measurement of formant frequencies and bandwidths in singing". *Journal of Voice*. 9 (3), 290-296, 1995.
- [128] **Dissard, P., Darwin, C. J.**, "Formant-frequency matching between sounds with different bandwidths and on different fundamental frequencies". *J. Acoust. Soc. Am.* 110 (1), 409-415, Jul, 2001.
- [129] **Erickson, M. L., D'Alfonso, A. E.**, "A comparison of two methods of formant frequency estimation for high-pitched voices". *J. Voice*. 16 (2), 147-171, Jun, 2002.

- [130] **Zierhofer, C. M., Hochmair, E. S.**, "A feedback control system for real-time formant estimation. II-Analysis of a hysteresis effect and F2 estimation". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40 (9), 892-898, Sep, 1993.
- [131] **Illingworth, R. S.**, "Crying in infants and children". *Br. J. Med.* 1, 75-78, 1955.
- [132] **Vaughn, V., McKay, R., Behrman, R. E.**, *Nelson Textbook of Pediatrics*, 11th Editions. Philadelphia: WB Saunders, 1979.
- [133] **Brazelton, T. B.**, "Crying in infancy". *Pediatrics.* 29, 579-588, 1962.
- [134] **Brazy, J. E.**, "Effects of crying on cerebral blood volume and cytochrome aa3". *Journal of Pediatrics.* 112 (3), 457-461, 1988.
- [135] **Burroughs, A. K., et al.**, "The effect of nonnutritive sucking on transcutaneous oxygen fusion in noncrying, preterm neonates". *Research in Nursing & Health.* 1 (2), 69-75, 1978.
- [136] **Dinwiddie, R., et al.**, "Cardiopulmonary changes in the crying neonate". *Pediatric Research.* 13, 900-913, 1979.
- [137] **Goddard, P., et al.**, "Use of a continuous recording intravascular oxygen electrode in the newborn". *Archives of Disease in Childhood.* 49, 853-860, 1974.
- [138] **Woodson, R., et al.**, "Blood acid-base regulation and behavioral state responses in the newborn infant". In Lipsitt, L., Field, T., (eds). *Infant Behavior and Development: Perinatal Risk and Newborn Behavior.* Norwood, N. J. 41-50, 1982.
- [139] **Michelsson, K., Michelsson, O.**, "Phonation in the newborn, infant cry". *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology.* 49. Suppl. 1, 297-301, 1999.
- [140] **Fisichelli, V. R., Karelitz, S., Eichbauer, J., Rosenfeld, L. S.**, "Volume-unit graphs: their production and applicability in studies of infants' cries". *J. Psychol.* 52, 423-427, 1961.
- [141] **Ostwald, P. F., Freeman, D. G., Kurtz, J. H.**, "Vocalization of infant twins". *Folia Phoniatic.* 14, 37-50, 1962.
- [142] **Ringel, R. L., Kluppel, D. D.**, "Neonatal crying: a normative study". *Folia Phoniatic.* 16 (1), 1-9, 1964.

- [143] **Raes, J., Michelsson, K., Dehaen, F., Despontin, M.**, "Cry analysis in infants with infections and congenital disorders of the larynx". *Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 4, 156-169, 1982.
- [144] **Michelsson, K., Rinne, A.**, "Cry research-where do we stand now". In Kirkland, J., (ed). *Cry Reports: Special Issue 1987*. Massey University Press. Palmerston North, N. Z. 1-5, 1987.
- [145] **Michelsson, K., Eklund, K., Leppänen, P., Lyytinen, H.**, "Cry characteristics of 172 healthy 1- to 7-day-old infants". *Folia Phoniatr. Logop.* 54, 190-200, 2002.
- [146] **Colton, R. H., Steinschneider, A.**, "Acoustic relationships of infant cries to the Sudden Infant Death Syndrome". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 183-208, 1980.
- [147] **Michelsson, K.**, "Cry characteristics in sound spectrographic cry analysis". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 85-105, 1980.
- [148] **Gardosik, T. A., Ross, P. J., Singh, S.**, "Acoustic characteristic of the first cries of infants". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 106-123, 1980.
- [149] **Thodén, C. J., Koivisto, M.**, "Acoustic analysis of the normal pain cry". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 124-151, 1980.
- [150] **Keating, P.**, "Patterns of fundamental frequency and vocal registers". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 209-233, 1980.
- [151] **Prescott, R.**, "Cry and maturation". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. 234-250, 1980.
- [152] **Ostwald, P. F., Murry, T.**, "The communicative and diagnostic significance of infant sounds". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 139-158, 1985.
- [153] **Koivisto, M.**, "Cry analysis in infants with Rh haemolytic disease". *Acta Paediatrica Scandinavica*. Suppl. 335, 1987.

[154] **Wermke, K., Mende, W., Grauel, L., Wilzopolski, K., Schmucker, U., Schroder, G.,** "The significance and determination of pitch in newborn cries and the melodyspectrum as a measure of fundamental frequency variability". In Kirkland, J., (ed). Cry Reports: Special Issue 1987. Massey University Press. Palmerston North, N. Z. 57-62, 1987.

[155] **Mende, W., Wermke, K., Schindler, S., Wilzopolski, K., Höck, S.,** "Variability of the cry melody and the melody spectrum as indicators for certain CNS disorders". In Evans, R., Kirkland, J., Maclean, B., (eds). Early Child Development and Care. 65. 95-107, 1990.

[156] **Mende, W., Herzel, H., Wermke, K.,** "Bifurcation and chaos in newborn infant cries". Physics Letters. Elsevier Science Publishers. 145 (8) (9), 418-424, 1990.

[157] **Raes, J., Dehaen, F., Despontin, M.,** "Towards a standardized terminology and methodology for the measurement of durational pain cry characteristics". In Evans, R., Kirkland, J., Maclean, B., (eds). Early Child Development and Care. 65. 127-138, 1990.

[158] **Rothgänger, H., Lüdge, W., Grauel, E. L.,** "Jitter-index of the fundamental frequency of infant cry as a possible diagnostic tool to predict future developmental problems. Part 1: Physiological considerations". In Evans, R., Kirkland, J., Maclean, B., (eds). Early Child Development and Care. 65. 145-152, 1990.

[159] **Grauel, E. L., Höck, S., Rothgänger, H.,** "Jitter-index of the fundamental frequency of infant cry as a possible diagnostic tool to predict future development problems. Part 2: Clinical considerations". In Evans, R., Kirkland, J., Maclean, B., (eds). Early Child Development and Care. 65. 23-29, 1990.

[160] **Hirschberg, J.,** "The value of the acoustic analysis of pathological infant cry and breathing noise in everyday practice". In Evans, R., Kirkland, J., Maclean, B., (eds). Early Child Development and Care. 65. 57-69, 1990.

[161] **Fuller, B. F.,** "Acoustic discrimination of three types of infant cries". Nurs. Res. 40 (3), 156-160, May-Jun, 1991.

[162] **Rothgänger, H., Michelsson, K., Lüdge, W., Grauel, E. L.,** "Comparing examination of cry and speech signals with the method of high-resolution fundamental frequency analysis".

Proceedings of the Third Congress of the International Clinical Phonetics and Linguistics Association, 9-11, Aug, 1993.

[163] **Johnston, C. C., Stevens, B., Craig, K. D., Grunau, R. V.**, "Developmental changes in pain expression in premature, full-term, two-and four-month-old infants". *Pain*. 52 (2), 201-208, Feb, 1993.

[164] **Petroni, M., Malowany, A. S., Johnston, C. C., Stevens, B. J.**, "A new, robust vocal fundamental frequency (Fo) determination method for the analysis of infant cries". Seventh Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, 223-228, 1994.

[165] **Ismaelli, A., Rapisardi, G., Donzelli, G. P., Moroni, M., Brusciaglioni, P.**, "A new device for computerized infant cry analysis in the NICU". Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society. 2, 854-855, 1994.

[166] **Rothenberg, S. J., Cansino, S., Sepkoski, C., Torres, L. M., Medina, S., Schnaas, L., Poblano, A., Karchmer, S.**, "Prenatal and perinatal lead exposures alter acoustic cry parameters of neonate". *Neurotoxicol Teratol*. 17 (2), 151-160, Mar-Apr, 1995.

[167] **Petroni, M., Malowany, A. S., Johnston, C. C., Stevens, B. J.**, "Classification of infant cry vocalizations using Artificial Neural Networks (ANNs)". ICASSP-95. International Conference on Acoustic, Speech, and Signal Processing. 5, 3475-3478, 1995.

[168] **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Socarrás Reyes, M.**, "The spectral analysis of infant cry: an initial approximation". Proceedings of EUROSPEECH'95. ESCA. 4th European Conference on Speech Communication and Technology. 3, 1895-1898, 1995.

[169] **Wermke, K., Mende, W., Borschberg, H., Ruppert, R.**, "Voice characteristics of prespeech vocalizations of twins during the first year of life". In Powell, T. H., (ed). *Pathologies of Speech & Language: Contributions of Clinical Phonetics & Linguistics*. New Orleans. 1-7, 1996.

[170] **Michelsson, K., Christensson, K., Rothgänger, H., Winberg, J.**, "Crying in separated and non-separated newborns: sound spectrographic analysis". *Acta Paediatr*. 85 (4), 471-475, Apr, 1996.

[171] **Xie, Q., Ward, R. K., Laszlo, C. A.**, "Automatic assessment of infants' levels-of-distress from the cry signals". *IEEE transactions on Speech and Audio Processing*. 4 (4), 253-265, July, 1996.

- [172] **Nugent, J. K., Lester, B. M., Greene, S. M., Wiczorek-Deering, D., O'Mahony, P.**, "The effects of maternal alcohol consumption and cigarette smoking during pregnancy on acoustic cry analysis". *Child Dev.* 67 (4), 1806-1815, Aug, 1996.
- [173] **Schönweiler, R., Kaese, S., Möller, S., Rinscheid, A., Ptok, M.**, "Neuronal networks and self-organizing maps: new computer techniques in the acoustic evaluation of the infant cry". *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 38 (1), 1-11, Dec, 1996.
- [174] **Ghosh, D., Bhakoo, O. N., Narang, A., Dhall, K.**, "Simplified assessment of asphyxia at birth". *J. Trop. Pediatr.* 43 (2), 108-111, Apr, 1997.
- [175] **Zeskind, P. S., Barr, R. G.**, "Acoustic characteristics of naturally occurring cries of infants with colic". *Child. Dev.* 68 (3), 394-403, Jun, 1997.
- [176] **Pérez, A. M., Gutiérrez, A., Sánchez, M., Remolina, J., Aguilera, O., Leija, L., Hernández, R. P.**, "Determination of a mathematical indicator from the acoustical analysis of primal crying of newborns to evaluate their well-being". *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society.* 3, 1073-1075, 1997.
- [177] **Protopapas, A., Eimas, P. D.**, "Perceptual differences in infant cries revealed by modifications of acoustic features". *J. Acoust. Soc. Am.* 102 (6), 3723-3734, Dec, 1997.
- [178] **Fort, A., Manfredi, C.**, "Acoustic analysis of newborn infant cry signals". *Med. Eng. Phys.* 20 (6), 432-442, Sep, 1998.
- [179] **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Coello F, E., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.**, "Desplazamiento ascendente de frecuencia en el tono del llanto infantil en algunos casos patológicos". *VI Simp. Int. Comunicación Social. Actas-II.* Editorial Oriente, Santiago de Cuba, 1395-1403, 1999.
- [180] **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Coello F, E., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.**, "Rising shift of pitch frequency in the infant cry of some pathologic cases". *Proceedings of the 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA 2001).* CD-ROM © University of Firenze, Italy, 2001.
- [181] **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Coello F, E.**, "El uso de los mapas auto-organizados de Kohonen en la clasificación de unidades de llanto infantil". *I Taller AIRENE*

sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad Católica del Norte, Antofagasta. Chile, 24-29, 1999.

[182] **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I.**, "Clasificación de unidades de llanto infantil mediante el mapa auto-organizado de Kohonen". En Alonso, L., (ed). Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Imprenta Catedral. Salamanca. España. 137-148, 2001.

[183] **Möller, S., Schönweiler, R.**, "Analysis of infant cries for the early detection of hearing impairment". Speech Communication. 28, 175-193, 1999.

[184] **Hirschberg, J.**, "Dysphonia in infants". International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology. 49. Suppl. 1, 293-296, 1999.

[185] **Runefors, P., Arnbjörnsson, E., Elander, G., Michelsson, K.**, "Newborn infants' cry after heel-prick: analysis with sound spectrogram". Acta Paediatr. 89, 68-72, 2000.

[186a] **Ruiz Miyares, F. J., Siegmund, R., Wermke, K., Dorado Gallego, J. A., Escobedo Beceiro, D. I.**, "Síndrome de West: una aproximación cronobiológica". Revista de Neurología. Barcelona. 30 (10), 925-928, 2000.

[186b] **Ruiz Miyares, F. J., Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Siegmund, R.**, "Síndrome de West: una aproximación cronobiológica y análisis de voz". Revista Mexicana de Neurociencia. 6 (5), 384-392, 2005.

[187] **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Ruiz Miyares, F. J.**, "Some acoustical features of the cry and speech signals in infants with Epilepsy". Proceedings of the 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA 2001). CD-ROM © University of Firenze, Italy, 2001.

[188] **Escobedo Beceiro, D. I., Cano Ortiz, S. D., Ruiz Miyares, F. J.**, "Algunos parámetros acústicos de señales de prevocalización, llanto y lenguaje en niños con Epilepsia". TELECOM'02. International Conference Santiago de Cuba. CD-ROM © Universidad de Alcalá, 2002.

[189] **Baeck, H. E., Souza, M. N.**, "Study of acoustic features of newborn cries that correlate with the context". Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society. 3, 2174-2177, 2001.

- [190] **Wermke, K., Hauser, C., Komposch, G., Stellzig, A.**, "Spectral analysis of prespeech sounds (spontaneous cries) in infants with unilateral cleft lip and palate (UCLP): a pilot study". *Cleft Palate Craniofac J.* 39 (3), 285-294, May, 2002.
- [191] **Lind, K., Wermke, K.**, "Development of the vocal fundamental frequency of spontaneous cries during the first 3 months". *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngology.* 64 (2), 97-104, Jun, 2002.
- [192] **Lederman, D., Cohen, A., Zmora, E., Wermke, K., Hauschildt, S., Stellzig-Eisenhauer, A.**, "On the use of hidden Markov models in infants' cry classification". The 22nd Convention of Electrical and Electronics Engineers in Israel, 350-352, 2002.
- [193] **Wermke, K., Mende, W., Manfredi, C., Brusciaglioni, P.**, "Developmental aspects of infant's cry melody and formants". *Med. Eng. Phys.* 24 (7-8), 501-514, Sep-Oct, 2002.
- [194] **Lester, B. M., Tronick, E. Z., LaGasse, L., Seifer, R., Bauer, C. R., Shankaran, S., Bada, H. S., Wright, Ll., Smeriglio, V. L., Lu, J., Finnegan, L. P., Maza, P. L.**, "The maternal lifestyle study: effects of substance exposure during pregnancy on neurodevelopmental outcome in 1-month-old infants". *Pediatrics.* 110 (6), 1182-1192, Dec, 2002.
- [195] **Scheiner, E., Hammerschmidt, K., Jurgens, U., Zwirner, P.**, "Acoustic analysis of developmental changes and emotional expression in the preverbal vocalizations of infants". *J. Voice.* 16 (4), 509-529, Dec, 2002.
- [196] **Orozco G, J., Reyes-García, C. A.**, "Mel-frequency cepstrum coefficients extraction from infant cry for classification of normal and pathological cry with feed-forward neural networks". *Proceedings of the 2003 International Joint Conference on Neural Networks.* Portland, 3140-3145, Jul, 2003.
- [197] **Orozco G, J., Reyes-García, C. A.**, "Acoustic features analysis for recognition of normal and hipoacusic infant cry based on neural networks". In Mira, J., Alvarez, J. R., (eds). *Lecture Notes in Computer Science.* Springer, Berlin, 615-622, 2003.
- [198] **Rothganger, H.**, "Analysis of the sounds of the child in the first year of age and a comparison to the language". *Early Hum. Dev.* 75 (1-2), 55-69, Dec, 2003.

- [199] **Verduzco M, A., Arch-Tirado, E., Reyes-García, C. A., Martínez C, C. F., Collado C, M. A.,** "Características del llanto en infantes de alto riesgo (artículo de revisión)". *Revista de Ciencias Clínicas*. 5 (1), 21-29, Enero-Junio, 2004.
- [200] **Arch-Tirado, E., Mandujano, M., García-Torices, L., Martínez-Cruz, C. F., Reyes-García, C. A., Taboada-Picazo, V.,** "Cry analysis of hypoacoustic children and normal hearing children". *Cir Cir*. 72 (4), 271-276, Jul-Aug, 2004.
- [201] **Cano Ortiz, S. D., Escobedo Beceiro, D. I., Ekkel, T.,** "A radial basis function network oriented for infant cry classification". *Lecture Notes in Computer Science*. Springer-Verlag Heidelberg, 374-380, 2004.
- [202] **LaGasse, Ll., Neal, A. R., Lester, B. M.,** "Assessment of infant cry: acoustic cry analysis and parental perception". *Ment. Retard Dev. Disabil Res. Rev*. 11 (1), 83-93, 2005.
- [203] **McCaffery, M. S., Johnson, D. E.,** "Crying in the newborn infant". *Nursing Science*. 3, 339-355, 1965.
- [204] **Karelitz, S., Fisichelli, V. R.,** "Infants' vocalizations and their significance". *Clin. Proc. Child Hosp*. 11, 345-361, 1969.
- [205] **Prechtel, H. F., Theorell, K., Gramsbergen, A., Lind, J.,** "A statistical analysis of cry patterns in normal and abnormal newborn infants". *Dev. Med. Child Neurol*. 11, 142-152, 1969.
- [206] **Vuorenkoski, V., Lind, J., Wasz-Höckert, O., Partanen, T. J.,** "Cry score. A method for evaluating the degree of abnormality in the pain cry response of the newborn and young infant". *Speech Transmission Laboratory Quarterly Progress and Status Report*, 68-75, Apr, 1971.
- [207] **Koivisto, M.,** "Cry analysis in infants with Hiperbilirrubinemia". In Kirkland, J., (ed). *Cry Reports: Special Issue 1987*. Massey University Press. Palmerston North, N. Z. 39-42, 1987.
- [208] **Truby, H. M., Lind, J.,** "Cry sounds of the newborn infant". In Lind, J., (ed). *Newborn infant cry*. *Acta Paediatr. Scand. Suppl*. 163-167, 1965.
- [209] **Cano Ortiz, S. D., Suárez-Guerra, S., Castillo-Guerra, E., Escobedo Beceiro, D. I.,** "The speech processing in Cuba". 8th Iberoamerican Congress on Pattern Recognition. CIARP' 2003. CD-ROM ©. C. de La Habana, Oct, 2003.

- [210] **Fuller, B.**, "The search for an acoustic measure of infant distress". In Kirkland, J., (ed). Cry Reports: Special Issue 1987. Massey University Press. Palmerston North, N. Z. 17-26, 1987.
- [211] **Prescott, R.**, "Infant cry sound; developmental features". J. Acoust. Soc. Am. 57 (5), 1186-1191, May, 1975.
- [212] **Kent, R. D.**, "Anatomical and neuromuscular maturation of speech mechanism: evidence from acoustic studies". In Baken, R. J., Daniloff, R. G., (eds). Readings in Clinical Spectrography of Speech. Kay Elemetrics Corp. Inc. N. J. 357-363, 1991.
- [213] **Michelsson, K.**, "Why do infants cry". The Lancet Publishing Group. 358. 1376-1377, Oct, 2001.
- [214] **Sinclair, J. C., Tudehope, D. I.**, "Peso de nacimiento, edad gestacional y riesgo neonatal". En Fanaroff, A. A., Martin, R. J., Merkatz, I. R., (eds). Enfermedades del Feto y del Recién Nacido: Perinatología-Neonatología. Editorial Científico-Técnica. C. de La Habana. 251-262, 1977.
- [215] **Behrman, R. E., Kliegman, R. M., Arvin, A. M.**, Nelson Tratado de Pediatría, 15ª Edición Vol 1, McGraw-Hill Interamericana, 1998.
- [216] **Thodén, C. J., Järvenpää, A. L., Michelsson, K.**, "Sound spectrographic cry analysis of pain cry in prematures". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives. Plenum Publishing Corporation. N. York. 105-117, 1985.
- [217] **Pierrat, V., Eken, P., Truffert, P., Duquennoy, C., Vries, L. S.**, "Somatosensory evoked potentials in preterm infants with intrauterine growth retardation". Early Human Development. 44 (1), 17-25, 1996.
- [218] **Topp, M., Langhoff-Roos, J., Uldall, P., Kristensen, J.**, "Intrauterine growth and gestational age in preterm infants with cerebral palsy". Early Human Development. 44 (1), 27-36, 1996.
- [219] **Saling, E.**, El niño desde el punto de vista obstétrico, Editorial Científico Médica, Barcelona, 1971.
- [220] **James, L. S.**, "Emergencias en la sala de partos". En Fanaroff, A. A., Martin, R. J., Merkatz, I. R., (eds). Enfermedades del Feto y del Recién Nacido: Perinatología-Neonatología. Editorial Científico-Técnica. C. de La Habana. 230-250, 1977.

- [221] **Drage, I. S., Berendez, H.**, "Apgar scores and outcome the newborn". *Ped. Clin. N. Amer.* 13, 635, 1966.
- [222] **Gartner, L. M., Lee, K. S.**, "Ictericia y enfermedad hepática: Hiperbilirrubinemia no conjugada". En *Fanaroff, A. A., Martin, R. J., Merkatz, I. R.*, (eds). *Enfermedades del Feto y del Recién Nacido: Perinatología-Neonatología*. Editorial Científico-Técnica. C. de La Habana. 909-931, 1977.
- [223] **Vohr, B. R., Lester, B. M., Rapisardi, G., et al.**, "Abnormal brain-stem function (brain-stem auditory evoked response) correlates with acoustic cry features in term infants with hiperbilirrubinemia". *J. Pediatr.* 115 (2), 303-308, 1989.
- [224] **Ostwald, P. F., Phibbs, R., Fox, S.**, "Diagnostic use of infant cry". *Biol. Neonate.* 13, 68-82, 1968.
- [225] **Michelsson, K., Raes, J., Thodén, C. J., Wasz-Höckert, O.**, "Sound spectrographic cry analysis in neonatal diagnosis. An evaluative study". *J. Phonetics.* 10, 79-88, 1982.
- [226] **Corwin, M. J., Golub, H. L.**, "Spectral analysis of a cry is abnormal in infants who have moderate hiperbilirrubinemia". *Pediatr. Res.* 18, 102 A (Abstr), 1984.
- [227] **Zeskind, P. S.**, "A developmental perspective of infant crying". In *Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z.*, (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 159-185, 1985.
- [228] **Vuorenkoski, V., Wasz-Höckert, O., Koivisto, E., Lind, J.**, "The effect of cry stimulus on the temperature of the lactating breast of primipara: a thermographic study". *Experientia.* 25, 1286-1287, 1969.
- [229] **Brzokoupil, K., Fohrer, U., Lind, J., Stensland-Junker, K.**, "A study of the importance of a japanese carrier for the communicative developments of infants". *Acta Paediatrica Scandinavica.* 65. Suppl. 236, 1973.
- [230] **Salk, L.**, "The role of heart beat in the relations between mother and infant". *Scientific American.* 24, 228, 1973.
- [231] **Murooka, H., Machida, T., Sasaki, T., Iwasa, Y., Matumoto, J.**, "Relationship between neonates and intrauterine sound". *Asian Medical Journal*. Sankyo Co. Ltd, 1978.

- [232] **Ostwald, P. F.**, "The sounds of infancy". *Developmental Medicine Child Neurology*. 14, 350-361, 1972.
- [233] **Murray, A. D.**, "Infant crying as an elicitor of parental behavior: an examination of two models". *Psychological Bulletin*. 86, 191-215, 1979.
- [234] **Greenspan, S., Lourie, R. S.**, "Developmental structuralist approach to the classification of adaptive and pathologic personality organizations: infancy and early childhood". *American Journal of Psychiatry*. 138, 725-735, 1981.
- [235] **Martin, J. A. M.**, "The early development of language". In Martin, J. A. M., (ed). *Voice, Speech, and Language in the Child: Development and Disorder*. Springer-Verlag Wien. N. York. 118-135, 1981.
- [236] **Berg, W. K., Berg, K. M.**, "Psychophysiological development in infancy: state, sensory function and attention". In Osofsky, J., (ed). *Handbook of Infant Development*. New York: Wiley, 1979.
- [237] **Woodson, R.**, "Newborn behavior and transition to extrauterine life". *Infant Behavior and Development*. 6, 139-144, 1983.
- [238] **Sokolov, E. N.**, *Perception and the Conditioned Reflex*, Mac Millan, N. York, 1963.
- [239] **Frodi, A.**, "When empathy fails: aversive infant crying and child abuse". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York, 263-277, 1985.
- [240] **Frodi, A. M., Lamb, M. E., Wille, D.**, "Mothers' responses to the cries of normal and premature infants as a function of the birth status of their child". *Journal of Research in Personality*. 15, 122-133, 1981.
- [241] **Belsky, J.**, "Child maltreatment: an ecological integration". *American Psychologist*. 5, 320-335, 1980.
- [242] **Klauss, N. H., Kennell, J. H.**, *Maternal-Infant Bonding*, C. V. Mosby, St. Louis, 1976.
- [243] **Berkowitz, L.**, "Some determinants of impulsive aggression: role of mediated associations with reinforcements for aggression". *Psychological Review*. 81, 165-176, 1974.

- [244] **Lacey, J.**, "Somatic response patterning and stress: some revisions of activation theory". In Appley, M., Trumbell, R., (eds). *Psychological Stress: Issues in Research*. N. York, Appleton-Century-Crofts, 1967.
- [245] **Schachter, J.**, "Pain, fear, and anger in hypertensives and normotensives". *Psychosomatic Medicine*. 19, 71-79, 1957.
- [246] **Frodi, A. M., Lamb, M. E., Leavitt, L., Donovan, W.**, "Fathers' and mothers' responses to infant smiles and cries". *Infant Behavior and Development*. 1, 187-198, 1978.
- [247] **Donovan, W. L., Leavitt, L. A.**, "Physiology and behavior: parents' response to the infant cry". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. Plenum Publishing Corporation. N. York. 241-261, 1985.
- [248] **Frodi, A. M., Lamb, M. E., Leavitt, L., Donovan, W., Neff, C., Sherry, D.**, "Fathers' and mothers' responses to the appearance and cries of premature and normal infants". *Developmental Psychology*. 14, 490-498, 1978.
- [249] **Stanley, J.**, "Neurons, brains, memory and thought". In Luedeking, S., (ed). *Introduction to Neural Networks*. California Scientific Software. California. 29-54, 1990.
- [250] **Wasserman, P. D.**, "Fundamentals of artificial neural networks". In *Neural Computing: Theory and Practice*. Van Nostrand Reinhold. N. York. 11-26, 1989.
- [251] **Freeman, J. A., Skapura, D. M.**, *Redes Neuronales, Algoritmos, Aplicaciones y Técnicas de Programación*, Adison-Wesley Iberoamericana, 1993.
- [252] **Wasserman, P. D.**, "Perceptrons". In *Neural Computing: Theory and Practice*. Van Nostrand Reinhold. N. York. 27-42, 1989.
- [253] **Haykin, S.**, *Neural Networks: A Comprehensive Foundation*, Mac Millan, N. York, 1994.
- [254] **Stanley, J.**, "Structure and basic operation of neural networks". In Luedeking, S., (ed). *Introduction to Neural Networks*. California Scientific Software. California. 79-96, 1990.
- [255] **Martín del Brío, B., Sanz Molina, A.**, *Redes Neuronales y Sistemas Borrosos: Introducción, Teoría y Práctica*, Editorial RA-MA, Zaragoza, 1997.

- [256] **Alonso Romero, L., Calonge Cano, T.**, "Redes neuronales y reconocimiento de patrones". En Alonso, L., (ed). Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Imprenta Catedral, Salamanca, España. 3-13, 2001.
- [257] **Wasserman, P. D.**, "Backpropagation". In Neural Computing: Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. 43-59, 1989.
- [258] **Chait Bollo, M., Pon Soto, C.**, "Evaluación de algoritmos multihilos paralelos en la implementación de una red neuronal de retropropagación". III Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Braga, Portugal. 95-104, 2001.
- [259] **Chacón, M., Blanco, C., Panerai, R., Evans, D.**, "Nonlinear modeling of dynamic cerebral autoregulation using recurrent neural networks". Proceedings of 10th Iberoamerican Congress on Pattern Recognition, CIARP 2005. Lecture Notes in Computer Science. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 205-213, 2005.
- [260] **Kohonen, T.**, "Self-organized formation of topologically correct feature maps". Biological Cybernetics. 43, 59-69, 1982.
- [261] **Kohonen, T.**, "Analysis of a simple self-organizing process". Biological Cybernetics. 44, 135-140, 1982.
- [262] **Kohonen, T., Barna, G., Chrisley, R.**, "Statistical pattern recognition with neural networks: benchmarking studies". Proc. IEEE Int. Conf. on Neural Networks. I, 61-68, San Diego, 1988.
- [263] **Kohonen, T.**, "The neural phonetic typewriter". IEEE Computer Magazine, 11-22, Mar, 1988.
- [264] **Kohonen, T.**, Self-Organization and Associative Memory, 3th Edition, Springer-Verlag, 1989.
- [265] **Kohonen, T.**, "The self-organizing map". Proc. of the IEEE. 78 (9), 1464-1480, 1990.
- [266] **Salas, R., Allende, H., Moreno, S., Saavedra, C.**, "Flexible architecture of self organizing maps for changing environments". Proceedings of 10th Iberoamerican Congress on Pattern Recognition, CIARP 2005. Lecture Notes in Computer Science. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 642-653, 2005.
- [267] **Kohonen, T.**, "Physiological interpretation of the self-organizing map algorithm". Neural Networks. 6 (7), 895-905, 1993.

- [268] **Mishra, R. K., Maaß, D., Zwierlein, E.**, On Self-Organization: An Interdisciplinary Search for a Unifying Principle, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1994.
- [269] **Ritter, H., Schulten, K.**, "Convergence properties of Kohonen's topology conserving maps: fluctuations, stability and dimension selection". *Biological Cybernetics*. 60, 59-71, 1988.
- [270] **Lampinen, J., Laaksonen, J., Oja, E.**, Neural Network Systems, Techniques and Applications in Pattern Recognition, Laboratory of Computational Engineering, Helsinki University of Technology, 1997.
- [271] **Vivaracho Pascual, C., Alonso Romero, L.**, "Redes neuronales en reconocimiento de locutor". En Alonso, L., (ed). Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Imprenta Catedral, Salamanca, España. 14-35, 2001.
- [272] **Zell, A., Mamier, G., Vogt, M., Mache, N., Hübner, R., Döring, S., et al.**, Stuttgart Neural Network Simulator, User Manual, Version 4.1, University of Stuttgart, 1995.
- [273] **Loughborough Sound Images.**, Loughborough Sound Images Ltd, The Technology Centre Epinal Way Loughborough Leics, England, 1991.
- [274] **Soto L, J. E., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., Madrazo R, R.**, "BDLLANTO: base de datos de llanto (versión 1.0)". V Simp. Int. de Comunicación Social (Santiago de Cuba). Impreso en la Universidad de Twente-Holanda, 228-233, 1997.
- [275] **Borovkov A, A.**, Estadística Matemática, Editorial Mir, Moscú, 1984.
- [276] **Freund J, E.**, Estadística Elemental Moderna, Editorial Pueblo y Educación, C. de La Habana, 1977.
- [277] **Sánchez A, R., Torres D, J. A.**, Estadística Elemental, Editorial Pueblo y Educación, C. de La Habana, 1986.
- [278] **Hoel P, G.**, Estadística Elemental, Edición Revolucionaria, C. de La Habana, 1981.
- [279] **Romero V, R., Zúnica R, L.**, Estadística: Diseño de Experimentos-Modelos de Regresión, Servicios de Publicaciones, Universidad Politécnica de Valencia, España, 1993.
- [280] **Dixon W, J., Massey F, J.**, Introducción al Análisis Estadístico, Edición Revolucionaria, C. de La Habana, 1977.

- [281] **Spiegel M, R.**, Teoría y Problemas de Estadística, Editorial Pueblo y Educación, C. de La Habana, 1977.
- [282] **Miller, I., Freund J, E.**, Probabilidad y Estadística para Ingenieros, Editorial Reverté Mexicana, S. A, México, D. F, 1973.
- [283] **Box G, E. P., Hunter W, G., Hunter J, S.**, Estadística para Investigadores: Introducción al Diseño de Experimentos, Análisis de Datos y Construcción de Modelos, Editorial Reverté, S. A, Barcelona, 1993.
- [284] **Záitsev I, L.**, Elementos de Matemáticas Superiores, Editorial Mir, Moscú, 1977.
- [285] **Bronshstein, I., Semendiaev, K.**, Manual de Matemáticas para Ingenieros y Estudiantes, 2da Edición, Editorial Mir, Moscú, 1973.
- [286] **Hair J, F., Anderson R, E., Tatham R, L., Black W, C.**, Análisis Multivariante, 5ta Edición, Prentice Hall Iberia, Madrid, 1999.
- [287] **Linares F, G., Acosta R, L., Sistachs V, V.**, Estadística Multivariada, Facultad de Matemática-Cibernética, Universidad de La Habana, C. de La Habana, 1986.
- [288] **Johnson D, E.**, Métodos Multivariados Aplicados al Análisis de Datos, International Thomson Editores, México, D. F, 2000.
- [289] **Hohn F, E.**, Elementary Matrix Algebra, Second Edition, Edición Revolucionaria, C. de La Habana, 1969.
- [290] **Efimov N, V.**, Formas Cuadráticas y Matrices, Editorial Mir, Moscú, 1970.
- [291] **Rencher A, C.**, Methods of Multivariate Analysis, John Wiley and Sons, 1995.
- [292] **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Socarrás R, M.**, "The spectral analysis of infant cry: an initial approximation". Estudios de Comunicación Social. Editorial Academia, 131-134, C. de La Habana, 1997.
- [293] **Diez R, H., Torres A, M., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.**, "Una primera aproximación de ayuda al diagnóstico del llanto infantil usando clasificación supervisada". VI Simp. Int. Comunicación Social. Actas-II. Editorial Oriente, Santiago de Cuba, 1404-1409, 1999.

- [294] **Torres A, M., Miyar F, I., Diez R, H., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Regüíferos P, L., Capdevila B, L.,** "Una aproximación al diagnóstico del llanto infantil basado en redes neuronales supervisadas". I Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad Católica del Norte. Antofagasta. Chile, 20-23, 1999.
- [295] **Torres A, M., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Castillo L, A.,** "Reconocimiento de clases en unidades de llanto infantil aplicando una red neuronal de Kohonen". II Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Salamanca. España, 49-52, 2000.
- [296] **Torres A, M., Castillo L, A., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.,** "El uso de mapas autoorganizativos en el reconocimiento de clases en unidades de llanto infantil". TELEC'2000, Int. Conference-Santiago de Cuba. Universidad de Alcalá. España, CD-ROM, 2000.
- [297] **Castillo L, A., Torres A, M., Chibas, P., Cano O, S. D., Escobedo B, D. I.,** "Clasificación de unidades de llanto infantil mediante algoritmos de cuantificación vectorial adaptable". III Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad do Minho. Braga, Portugal, 9-14, 2001.
- [298] **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Mulder, M., Castillo L, A.,** "A new approach for cry classification using self-organizing maps". III Taller AIRENE sobre Reconocimiento de Patrones con Redes Neuronales. Universidad do Minho. Braga, Portugal, 61-65, 2001.
- [299] **Cano O, S. D., Escobedo B, D. I., Torres A, M., Castillo L, A.,** "Análisis preliminar de los resultados de una clasificación de unidades de llanto infantil según tres arquitecturas de redes neuronales". TELEC'2002, Int. Conference-Santiago de Cuba. Universidad de Alcalá. España, CD-ROM, 2002.
- [300] **Ruiz, J., Alba, E., Lazo, M.,** Introducción al Reconocimiento de Patrones, Ediciones CINVESTAV, México, 1994.
- [301] **Ruiz, J., Lazo, M.,** Modelos Matemáticos para el Reconocimiento de Patrones. Ediciones UNAM, México, 1994.
- [302] **Gopal, H. S., Gerber, S. E.,** "Why and how should we study the infant cry?". Int. Journal Pediatric Otorhinolaryngology. 24, 145-159, 1992.

- [303] **Dominguez-Dieppa, F., Sola, A.,** "Aporte multidisciplinario". En Sola, A., Rogido, M., (eds). Cuidados Especiales del Feto y el Recién Nacido. Vol II. Editorial Interamericana. Buenos Aires. 1703-1719, 2001.
- [304] **Tuchman, R. F., Moshé, S. L., Rapín, I.,** "Trastornos del neurodesarrollo y epilepsia". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S3-S10, Marzo, 2005.
- [305] **Narbona G, J., Crespo E, N.,** "Trastornos de memoria y de atención en disfunciones cerebrales del niño". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S33-S36, Marzo, 2005.
- [306] **Casabuenas, O. L.,** "Seguimiento neurológico del recién nacido pretérmino". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S65-S67, Marzo, 2005.
- [307] **Ferrando Lucas, M. T., Banús Gómez, P., Hoz Rosales, A. G.,** "Lenguaje escrito y discapacidad intelectual". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S91-S95, Marzo, 2005.
- [308] **Muñoz Y, J. A., Palau B, M., Salvadó S, B., Rosendo, N., Valls S, A., Perich A, X., García M, I., Fernández, A., Maestú U, F., Ortiz A, T.,** "Trastornos específicos del lenguaje: diagnóstico, tipificación y estudios con magnetoencefalografía". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S115-S119, Marzo, 2005.
- [309] **Yqual F, A., Cervera M, J. F.,** "Dispraxia verbal: características clínicas y tratamiento logopédico". Revista de Neurología. 40 Supl. 1, S121-S126, Marzo, 2005.
- [310] **Fontané Ventura, J.,** "Deficit auditivo. Retraso en el habla de origen audígeno". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S25-S37, Julio, 2005.
- [311] **Massana Molera, M.,** "Trastornos del lenguaje secundarios a un deficit instrumental: deficit mecánico articulatorio". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S39-S42, Julio, 2005.
- [312] **Sangorrín G, J.,** "Disfemia o tertamudez". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S43-S46, Julio, 2005.
- [313] **Fresneda L, M. D., Mendoza L, E.,** "Trastorno específico del lenguaje: concepto, clasificaciones y criterios de identificación". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S51-S56, Julio, 2005.
- [314] **Muñoz L, J., Carballo G, G.,** "Alteraciones lingüísticas en el trastorno específico del lenguaje". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S57-S63, Julio, 2005.

[315] **Gallardo P, B.**, "Categorías inferenciales en pragmática clínica". Revista de Neurología. 41 Supl.

1, S65-S71, Julio, 2005.

[316] **Carballo G, G., Fresneda L, M. D.**, "Evaluación e intervención logopédica en el trastorno específico del lenguaje". Revista de Neurología. 41 Supl. 1, S73-S82, Julio, 2005.

[317] **Narbona G, J.**, "Hacia la base común de los trastornos del desarrollo lingüístico". Revista de

Neurología. 41 Supl. 1, S131-S133, Julio, 2005.

[318] **Peng, Y., Huang, B., Biro, F., Feng, L., Guo, Z., Slap, G.**, "Outcome of low birthweight in

China: a 16-year longitudinal study". Acta Paediatr. 94 (7), 843-849, Jul, 2005.

[319] **AlOtaibi, S. F., Blasser, S., MacGregor, D. L.**, "Neurological complications of kernicterus".

Can J. Neurol. Sci. 32 (3), 273-274, Aug, 2005.

[320] **Valdés Armenteros, R., Reyes Izquierdo, D. M.**, Examen Clínico al Recién Nacido, Editorial

Ciencias Médicas, C. de La Habana, 2003.

[321] **Regüíferos Prego, L. A.**, Temas de Perinatología, Editorial Científico-Técnica, C. de La

Habana, 1998.

[322] **Beaufrand C, F. A., Escobedo B, D. I., Cano O, S. D., González V, Y.,**

Rubino G, O., Regüíferos P, L. A., Capdevila B, L., "Algunos elementos

generales para implementar una base de datos de análisis de llanto infantil –on line- vía

www". VII Simp. Int. de Comunicación Social. Actas-II. Editorial Academia. C. de La

Habana, 368-373, 2001.

[323] **Servati, A., Bremner, L., Iasi, A.**, La Biblia de INTRANET, Mc Graw-Hill Interamericana

Editores, México, 1998.

[324] **Stevens, W. R.**, TCP/IP Illustrated, Vol 1: The Protocols, Addison-Wesley Professional

Computing Series, Massachusetts, 1994.

ANEXOS

ÍNDICE DE ANEXOS

	-Pág-
ANEXO 0-0. Notas al Final.....	138
ANEXO 0-1. Proyectos de Curso, Trabajos de Diploma y Tesis de Maestría relacionados con el tema de la tesis.....	144
ANEXOS DEL CAPÍTULO 1	145
ANEXO 1-1a. Sección transversal del Tracto Vocal Humano de un adulto.....	146
ANEXO 1-1b. Cartílagos y músculos propios de la Laringe.....	146
ANEXO 1-1c. Acción de los Músculos Laríngeos intrínsecos.....	147
ANEXO 1-1d. Velocidad del volumen glotal y presión del sonido resultante al comienzo de la vocal /a/ (según J. L. Flanagan).....	147
ANEXO 1-1e. Conducto vocal, resonadores principales, Triángulo de Hellwag, espectro del tono de la Laringe y efecto de filtro del conducto vocal.....	148
ANEXO 1-1f. Ejemplo de Espectrogramas de banda estrecha y banda ancha.....	149
ANEXO 1-2. Tipos de Llanto.....	150
ANEXO 1-3. Listas de Atributos Acústicos de la Señal de Llanto, Definiciones y Espectrogramas....	151
ANEXO 1-4. Muestra de Oscilograma y Espectrograma de Llanto de Dolor.....	154
ANEXO 1-5. Modelo de Producción del Llanto.....	155
ANEXO 1-6. Espectro de Amplitud de las Señales del Modelo de Producción del Llanto.....	156
ANEXO 1-7. Niveles de Procesamiento y Organización Conceptual del Control del Llanto Infantil..	157
ANEXO 1-8. Llanto de Dolor en niños Bajo Peso y Pretérmino.....	158
ANEXO 1-9. Llanto de Dolor en Asfixia e Hiperbilirrubinemia.....	159
ANEXO 1-10. Esquemas de Neurona Biológica y Neurona Artificial.....	160
ANEXO 1-11. Esquemas de Red Neuronal de una capa y <u>Backpropagation</u> de dos capas.....	161
ANEXO 1-12. Esquema General de la Arquitectura de una Red Auto-Organizada.....	162
ANEXOS DEL CAPÍTULO 2	163
ANEXO 2-1. Modelo 01.....	164
ANEXO 2-2. PCVOX-VISHA (<u>Hardware</u>) y Modelo Oscilograma-Espectrograma de un Caso.....	165
ANEXO 2-3. Esquema General del BPVOZ.....	166
ANEXO 2-4. BDLLANTO: Lista de Segmentos Sonoros y Estadígrafo.....	167

ANEXO 2-5. Modelo 02.....	168
ANEXO 2-6. Diagrama de Bloques del Esquema General de Trabajo.....	169
ANEXOS DEL CAPÍTULO 3.....	170
ANEXO 3-1. Datos (<u>Statgraphics Plus for Windows</u>).....	171
ANEXO 3-2. Muestra del cálculo del Nivel de Significación usando el <u>Statgraphics Plus</u>	177
ANEXO 3-3. Nivel de Significación (Variante 1).....	178
ANEXO 3-4. Nivel de Significación (Variante 2).....	180
ANEXO 3-5. Nivel de Significación (Variante 3).....	181
ANEXO 3-6. Muestra del cálculo del Coeficiente de Correlación Lineal y de un Diagrama de Dispersión usando el <u>Statgraphics Plus</u>:	187
ANEXO 3-7. Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1).....	188
ANEXO 3-8. Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 2).....	190
ANEXO 3-9. Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 3).....	191
ANEXO 3-10. Análisis Sumario de un <u>PCA</u> aplicado a 12 variables del Modelo 01 de nuestro experimento considerando cinco componentes.....	197
ANEXO 3-11. Análisis de Componentes Principales (Variante 1).....	198
ANEXO 3-12. Análisis de Componentes Principales (Variante 2).....	204
ANEXO 3-13. Análisis de Componentes Principales (Variante 3).....	206
ANEXO 3-14a. Resultados: Nivel de Significación (Variante 1). Influencia de las variables del Modelo 01 en las variables del Modelo 02 con dos Niveles de Significación.....	210
ANEXO 3-14b. Resultados: Nivel de Significación (Variante 1). Variables del Modelo 02 con Nivel de Significación y sus totales.....	210
ANEXO 3-14c. Resultados: Nivel de Significación (Variante 1). Aspectos notables del ANEXO 3-3.....	211
ANEXO 3-15a. Resultados: Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1). Influencia de las variables del Modelo 01 en las del Modelo 02 con Coeficientes de Correlación Lineal bajos, medios y de tendencia alta.....	212

ANEXO 3-15b. Resultados: Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1). Variables del Modelo 02 con valores de Coeficiente de Correlación Lineal bajos, medios y de tendencia alta y sus totales.....	213
ANEXO 3-15c. Resultados: Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1). Algunos aspectos notables del ANEXO 3-7.....	214
ANEXO 3-16a. Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Tabla de variables de los Modelos 01 y 02 consideradas en el análisis (Según el ANEXO 3-11).....	215
ANEXO 3-16b. Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Tabla de Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Número completo de casos: 35; número de componentes considerados: 33 (Sobre la base del ANEXO 3-11).....	215
ANEXO 3-16c. Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Algunos datos relacionados con la tabla de Análisis de Componentes Principales (Sobre la base del ANEXO 3-11).....	216
ANEXO 3-16d. Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Criterios utilizados para la selección del número de Componentes Principales (Sobre la base del ANEXO 3-11).....	216
ANEXO 3-16e. Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Tabla de Peso de Componentes con coeficientes mayores o iguales a 0,18 y 33 componentes (Sobre la base del ANEXO 3-11).....	217
ANEXOS DEL CAPÍTULO 4.....	219
ANEXO 4-1. Mapas Auto Organizados de Kohonen: imágenes de mapa bidimensional.....	220
ANEXO 4-2. Examen Físico y Exploración Neurológica del Recién Nacido.....	221
ANEXO 4-3. Preclasificador de Llanto Infantil 1.0: Archivo de Resultados.....	222
ANEXO 4-4a. Metodología: Algunos Medios Técnicos.....	224
ANEXO 4-4b. Metodología: Diagrama de Bloques para el Cálculo de F_0 (<u>SIFT</u>).....	224
ANEXO 4-4c. Metodología: Diagrama de Bloques para el Cálculo de F_1 (Usando <u>LPC</u>).....	225
ANEXO 4-4d. Metodología: Base de Datos.....	225

ANEXO 0-0

Notas al Final

Notas de la Introducción

(1) Proyecto de Investigación y Desarrollo: "**Análisis del llanto infantil orientado al diagnóstico**" (Proyecto ramal del Ministerio de Salud Pública, código: 09029). Proyecto de Ciencia y Conciencia: "**Procesamiento de Señales Fono-Auditivas**" (Proyecto de la Universidad de Oriente). Proyecto de Ciencia y Técnica: "**Procesamiento de Voz para aplicaciones médicas**" (Proyecto del Ministerio de Educación Superior).

(2) En esta etapa de investigación se encuentran principalmente las especialidades de Neonatología, Neurología, Neurofisiología, de los hospitales Materno-Este, Materno-Sur, Infantil Sur y el Hospital General Santiago, ingenieros del Grupo de Procesamiento de Voz de la Universidad de Oriente, y también, lingüistas del Centro de Lingüística Aplicada del Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente.

Notas del Capítulo 1

(3) La psique del hombre se ha desarrollado en el trabajo en conexión indisoluble con el desarrollo del lenguaje. En el cerebro del hombre, existen centros o zonas especiales para la percepción auditiva, visual, para la emisión de la palabra, etcétera, pero debe considerarse la influencia de la naturaleza profundamente social del hombre en la formación de nuevas estructuras morfológicas -a diferencia de los animales- que le permiten al humano la comunicación por medio del lenguaje y el pensamiento verbal. La forma específica en que existe y se asimila la experiencia pasada de la humanidad se halla asimismo relacionada con la formación de nuevos mecanismos cerebrales. Mientras que la experiencia de la especie en los animales se transmite hereditariamente en forma de instintos, en los hombres la asimilación de las formas de actividad históricamente elaboradas acontece en el curso del desarrollo del individuo. De ahí que facultades específicamente humanas como el oído para el lenguaje, la facultad para el pensamiento abstracto, etcétera, no sean funciones de estructuras cerebrales morfológicas, sino Neurodinámicas que poseen una relativa estabilidad. (Rosental, M., Iudin, P., Diccionario Filosófico, Edición Revolucionaria, C. de La Habana, 1985, págs. 63, 64 y 385).

(4) A. Martinet, *La linguistique synchronique*, Paris, 1965, pág. 12.

(5) G. von der Gabelentz; *Die Sprachwissenschaft*, Leipzig, 1901; reimpr. Tubinga, 1969, págs. 3, 5 y 6.

(6) Los animales poseen un lenguaje concreto, éstos dan señales de su estado o de la situación circundante. (Morózov, V., *Bioacústica recreativa: Narraciones sobre el lenguaje emocional en el mundo animal y humano*, Editorial Mir, Moscú, 1987).

(7) Esta definición del proceso de comunicación es más restringida que la dada normalmente en Psicología, aunque el punto de vista básico es idéntico, cuando se dice que ..."comunicación es la respuesta discriminativa de un organismo a un estímulo"...(S. S. Stevens, 1950). C. Cherry (1961) puntualiza esta amplia definición, alegando que no es estrictamente una respuesta, sino más bien la relación que se establece entre la transmisión de los estímulos y la evocación de las respuestas, señalando además, que en la noción de estímulo es necesario distinguir por lo menos entre el lenguaje humano y los signos comunicativos de los animales, y entre las lenguas, los códigos y los sistemas de signos lógicos [45].

(8) Fuente de Información, Transmisor, Canal de Comunicación y Ruido en el mismo, Receptor y Destino de la Información.

(9) La laringe es una especie de válvula de aire regulable que se puede cerrar completamente en la realización de algún esfuerzo que conlleve a la rigidez del abdomen, y que generalmente se abre al máximo durante la inspiración. La laringe está formada por cartílagos accionados por músculos. El cricoides es el cartílago que sirve de base, tiene forma de anillo, es continuación de la tráquea y está unido al resto de la laringe mediante los músculos accionadores. Sobre el cricoides, hacia la parte trasera se encuentran los cartílagos aritenoides, los cuales sustentan las cuerdas vocales junto con el cartílago tiroideo que recubre parcialmente el conjunto de la laringe. Este último está abierto en su parte posterior y cerrado en la anterior, esto es lo que se conoce como "nuez de Adán" (Ver ANEXO I-1b, incisos a y b). Las cuerdas vocales son una aglomeración de ligamentos, músculos y tejidos sujetos entre cartílagos (Ver ANEXO I-1c, inciso a), así la apertura que existe entre los dos ligamentos vocálicos se denomina glotis. Los músculos tiro-aritenoides (Ver ANEXO I-1b, inciso b) unidos a las cuerdas vocales, traccionan entre la parte frontal del tiroideo y los aritenoides (según las flechas del ANEXO I-1c, inciso d). Los músculos lateral crico-aritenoides se tensan entre los aritenoides y el cricoides, cuando se tensan se tuercen los aritenoides, resultando su posición invertida y provocando esto la aducción (cierre) de la glotis (Ver ANEXO I-1c, inciso c). Por el contrario, el músculo posterior crico-aritenideo (Ver ANEXO I-1b, inciso b) gira los cartílagos aritenoides hacia delante lo que causa la abducción de la glotis. Esto se produce cuando se intenta abrir la laringe. El músculo crico-tiroideo aplica tensión longitudinal, alarga y tensa las cuerdas vocales tirando del cricoide y del tiroideo simultáneamente. Todo esto en su conjunto actúa modificando la Frecuencia Fundamental conjuntamente con otros músculos.

(10) Rango de Frecuencia Fundamental en hombres desde 80 Hz hasta alrededor de 250 Hz; para mujeres y niños desde 200, 250 Hz hasta 500 Hz ó algo más.

(11) **Vocal:** concepto lingüístico funcional, ejemplo: /fonema/ [43]. **Vocoide:** sonidos del lenguaje que consisten esencialmente en modificaciones resonatorias del tono de la laringe, ejemplo: [vocoide] [43].

(12) Hay acoplamiento acústico entre la laringe y el tracto supralaríngeo. Si la presión de la faringe aumenta, las cuerdas vocales cambiarán su afinación en función de la diferencia de presión sobre y bajo éstas, modificando la Frecuencia Fundamental.

(13) Dudley, H., Tarnoczy, T. H., "The speaking machine of Wolfgang von Kempelen". *J. Acoust. Soc. Amer.* 22, 151-166, 1950.

(14) Coker, C. H., "Speech synthesis with a parametric articulatory model", presented at Speech Symp. Kyoto, Japan, paper A-4, 1968. Reprinted in *Speech Synthesis*, J. L. Flanagan and L. R. Rabiner (Eds). Stroudsburg, P. A: Owden, 1973.

(15) Flanagan, J. L., Ishizaka, K., Shipley, K., "Synthesis of speech from a dynamic model of the vocal cords and vocal tract". *Bell Syst. Techn. J.* 54, 485-506, Mar, 1975.

- (16) Hay cierta correspondencia entre el término articulatorio **fonación** y el término acústico **fuerza**, y entre **articulación** y **filtro** [45].
- (17) El aire aspirado encuentra en algún punto o zona del canal articulatorio un estrechamiento de los órganos que, sin impedir su salida, le obliga a comprimirse más o menos y a pasar produciendo un ruido de fricción. Este efecto de rozamiento en la producción de sonidos o fonemas hace que sean llamados **fricativos (consonantes fricativas)**. Estos fonemas son audibles en toda su duración [51].
- (18) Una causa inevitable de ruido eléctrico es debido al movimiento térmico de los electrones en un medio conductor. Así, circuitos eléctricos, sistemas de comunicación, etc., poseen siempre ruido. Ciertos procedimientos y tecnología asociada contribuyen en la reducción o eliminación, de señales de ruido. Consideraciones Termodinámicas han demostrado que el espectro de potencia del ruido térmico es constante en un gran intervalo de frecuencias. Los ruidos que tengan este espectro contienen todas las componentes de frecuencias en igual proporción y se designan como **ruido blanco** (por analogía con la luz blanca). Otros estudios indican que el ruido térmico tiene Distribución de Probabilidad Gaussiana lo que concuerda con predicciones del Teorema Central del Límite [47].
- (19) El orden del predictor determina con que exactitud se representa su salida. En la práctica puede tomarse dicho orden igual al valor de la frecuencia de muestreo de la señal dada en kilohertz más una constante (puede ser igual a dos) [76]. Otro criterio combina el valor de la frecuencia de muestreo con un factor integrado por el duplo de la longitud del tracto vocal dividido por la velocidad de propagación del sonido [75]. Hay otros criterios, pero los resultados relacionados con el número de coeficientes son algo similares.
- (20) Las **Técnicas de Corta Duración** permiten el análisis de parámetros en modelos discretos en el tiempo. Para ser estimados estos parámetros, se afecta la señal objeto por una función ventana apropiada. Matemáticamente esto puede interpretarse como la convolución de una versión transformada de la señal (secuencias de señal) con dicha función ventana; donde N es el tamaño de ventana en muestras de señal. Una elección adecuada de la ventana de análisis de corta duración cumple lo siguiente: se puede obtener clara indicación de las propiedades dependientes del tiempo de la señal bajo análisis, se enfatiza la parte de señal bajo análisis, llevándose a cero la parte de señal fuera de dicha ventana, además, se puede representar una versión suavizada de las propiedades espectrales de la señal dentro de la propia ventana. Es importante el efecto de la ventana en el análisis de corta duración [78].
- (21) El **Análisis Homomórfico** implica procesamiento de señal y descomposición de un sistema no lineal en factores independientes. Esencialmente el término **Cepstrum** incluye en su significado la transformación inversa del espectro. El **Cepstrum** es la Transformada Inversa de Fourier del espectro logarítmico de amplitud de corta duración (Bogert y otros, 1963; Noll, 1964, 1967) [44], [104].
- (22) El llanto es parte de un sistema regulador en el cual éste tiende a mantener la interacción existente entre funciones de procesos fisiológicos y funciones del comportamiento, esta interacción es la **homeostasis**. El llanto regula los estados de alerta, atención e inhibición. El concepto de homeostasis es activo y dinámico, el mismo incluye los mecanismos fisiológicos y del comportamiento. La importancia de la homeostasis como concepto dinámico es que incluye los cambios, así como la estabilidad. Homeostasis significa constante cambio pero manteniendo un balance para que no se permita poner en riesgo el proceso vital (el cambio es controlado). La constante dialéctica entre la estabilidad y el cambio permite al niño mantener una organización básica estructural ante los diferentes procesos que transcurren en él, asimismo, esto hace que el niño pueda crecer, adaptarse y desarrollarse, así como interactuar socialmente. La homeostasis permite la estabilidad organizacional y la adaptación a los cambios [36].
- (23) Corpus hipocrático. **Hipócrates**: célebre médico griego del siglo V antes de nuestra era (Fedoseev, P. N., Rodríguez S, M., Ruzavin, G., Aróstegui, J. M., Bustamante, A. S., Cherniak, V. G., y otros., Metodología del Conocimiento Científico, Editorial Ciencias Sociales, C. de La Habana, 1975).
- (24) Gardiner, W., *The Music of Nature*, Wilkins & Carter, Boston, 1838.
- (25) Darwin, Ch., *The Expression of Emotion in Man and Animals*, Philosophical Library, N. York, 1855.
- (26) El Sonógrafo es una herramienta muy útil en áreas del procesamiento digital de señales, fonética del lenguaje, patologías de la voz, bioacústica, música, entre otras.
- (27) Raes, J., Dehaen, F., Despontin, M., "Towards a standardized methodology for infant pain cry induction and for cry threshold determination". 4th International Workshop on Infant Cry Research. Munich, 1-15, Jul, 1992.
- (28) Considerando que los llantos inspiratorios son raros en niños normales y, en ocasiones, éstos se deben a alguna obstrucción de las vías aéreas o alguna vocalización intencional iniciada desde el SNC.
- (29) En el patrón de llanto de dolor es común considerar la utilización del tipo de estímulo, y el primer llanto espiratorio como método estandarizado para el análisis y comparación de los resultados.
- (30) Golub, H. L., "A physioacoustic model of the infant cry and its use for medical diagnosis and prognosis". In Wolf, J. J., Klatt, D. H., (eds). *Speech Communication Papers. Presented at the 97th Meeting of the Acoustical Society of America*. Cambridge. MA. June, 12, 1979.
Golub, H. L., "A physioacoustic model of the infant cry and its use for medical diagnosis and prognosis", thesis. Massachusetts Institute of Technology, Boston, 1980.
- (31) La fuente periódica es el resultado de la vibración de las cuerdas vocales y la fuente turbulenta está vinculada con la fricción del aire a través de las pequeñas aberturas, dado por un incompleto cierre de las cuerdas vocales.
- (32) Las causas del llanto son menos complejas para los recién nacidos que para los niños de mayor edad. Como el sistema nervioso madura y el ambiente del niño se hace más complejo, el llanto puede no ser asumido como reflejo, a menudo podría ser el resultado de una actividad volitiva.
- (33) Estos tres niveles son, a su vez, considerados tres fuentes que determinan en el sonido del llanto. La primera fuente está dada en el sistema subglotal por la presión que va hacia la glotis en la fase espiratoria durante la respiración. Lester y otros [17], proponen en su modelo "neural" acerca de la producción de llanto que los músculos del sistema subglotal y la laringe son afectados por la entrada desde

el tallo cerebral primariamente por el nervio vago (nervio craneal X). El vago tiene seis ramas conteniendo fibras sensoriales parasimpáticas llevando la realimentación hacia y desde el cerebro. El nervio vago puede recibir mensajes desde el área motora de la corteza cerebral a través de fibras del tracto corticobulbar que terminan en el tallo cerebral en el núcleo motor del vago. En lo antes referido, Lester y otros [17] comparten la noción original de incluir el complejo del vago (nervios craneales IX, X, XI, XII) del tallo cerebral. Pero el tallo cerebral no es capaz de iniciar el llanto por sí mismo, la hipótesis del Lester es que el llanto es iniciado por el sistema límbico. A nivel límbico, el estímulo es recibido y su integración es basada de estados afectivos, tales como: dolor, hambre, etc. A través de cambios químicos, el hipotálamo es activado y las señales eferentes ascendentes incrementan el nivel de excitación del niño. La fuerza estimuladora para producir el llanto viene de las señales aferentes descendentes del hipotálamo, interrumpiendo así el flujo normal de la respiración [17], [20]. Las fuentes restantes son también conocidas. La segunda fuente se encuentra en la laringe, durante la espiración la presión subglotal hace vibrar las cuerdas vocales transformándose el funcionamiento de la laringe del modo respiratorio al modo de fonación. La tercera fuente, también ya conocida, es el sistema supraglotal, dicho sistema modifica el sonido generado por la laringe en función de su configuración y sección transversal, de ahí los formantes.

(34) Si se asume que cada atributo o característica acústica variará según el modo particular de producción de sonido, entonces es esperado que en cada rango, diferente característica acústica normal pueda ser definida, por lo que es de suma importancia considerar qué modo de producción de sonido fue grabado en el momento de hacer cualquier evaluación.

(35) **Curva de Lubchenco:** se corresponde con los lugares geométricos (curvas) obtenidos de un gráfico de Percentilos de la Distribución de Peso en gramos versus la Edad Gestacional en semanas.

Lubchenco, L. O., Hansman, C., Boyd, E., "Intrauterine growth in length and head circumference as estimated from live births at gestational ages from 26 to 42 weeks". *Pediatrics*. 37, 403, 1966.

Lubchenco, L. O., et al., "Intrauterine growth as estimated from liveborn birth weight data at 24 to 42 weeks of gestation". *Pediatrics*. 32, 793, 1963.

Otra curva de Distribución de Pesos en el Nacimiento es la **Curva de Usher y McLean**, cuyo sistema de evaluación ponderal cataloga de CIUR al recién nacido de peso por debajo del tercer percentil para su Edad Gestacional [214], [215].

(36) **Escala de Bayley del Desarrollo Infantil:** es una escala elaborada a partir de datos de la Historia Clínica del niño y del análisis de llanto, así las puntuaciones de cada niño son convertidas y estandarizadas, obteniéndose un Índice de Desarrollo Mental y un Índice de Desarrollo Psicomotor.

(37) **Índice Cognitivo General de McCarthy:** es un Índice Cognitivo cuya puntuación permite la evaluación de la realización perceptual y verbal del niño.

(38) Es conocido que muchas funciones bioquímicas y fisiológicas del niño Pretérmino están correlacionadas con la Edad Gestacional. En estudios realizados por Parmelee, Stern y Harris (1972) se comparó características del llanto de dolor y patrones de la respiración y el sueño, encontrándose que la respiración regular se incrementa después de las 36 semanas de Edad Gestacional, asimismo después de esa edad, disminuye el por ciento de actividad en el sueño y aumenta el por ciento de sueño tranquilo, lo que fue comprobado a través de patrones típicos de EEG (Electroencefalogramas), esto a su vez, representa la madurez del SNC y la estrecha relación de éste con el papel de los patrones de llanto de dolor [216].

(39) Como causas de la Asfixia Neonatal se encuentran las maternas, las relacionadas con la placenta y el feto y los factores neonatales. El distress o angustia fetal durante el embarazo o la labor de parto es asociado frecuentemente con cambios en el ritmo cardíaco del feto, presencia de Meconio en el Líquido Amniótico y cambios en el balance ácido-base en la sangre del feto. La Asfixia Neonatal es, a menudo, una continuación de la anoxia intrapartum, la cual puede estar iniciada por boqueadas intraútero con aspiración de Líquido Amniótico y Meconio.

(40) **APGAR Score:** fue creado por Virginia Apgar (1953). Es un test clínico para la evaluación del estado de calidad al nacer el niño. Es una puntuación asociada a signos vitales y otras características del recién nacido (frecuencia cardíaca, esfuerzo respiratorio, tono muscular, reflejo a la irritabilidad al catéter de aspiración y color de la piel). Según evaluación de cada signo (se asignan valores de cero, uno y dos), se hace un promedio de estas evaluaciones a los uno, cinco y diez minutos de nacido, generándose tres caracteres respectivamente cuyos valores normales se encuentran entre siete y diez (valor máximo) y anormales los valores inferiores a siete. Es frecuente que cuando el APGAR a los cinco minutos del nacimiento (segundo caracter) tiene valor nueve, no se representa el tercer caracter, o sea, la puntuación correspondiente a los diez minutos de nacido [220].

(41) Syutkina, Michelsson y Sirviö (1982) [13] hicieron estudios en animales (ratas) y confirmaron que la Asfixia provoca cambios en el sonido que estos animales producen.

(42) Razones de índole genética hacen que el incremento de la bilirrubina afecte más al recién nacido varón que a la hembra, esto se acentúa aún más ante condiciones de prematuridad [222].

(43) **Kernicterus:** es la Encefalopatía Bilirrubínica. Una observación cuidadosa y el tratamiento oportuno evitan su aparición. Consiste el mismo en el paso de la bilirrubina no conjugada al interior de las neuronas provocando la muerte [222].

(44) En niños con Hiperbilirrubinemia severa el análisis de llanto (Cry Score patológico) es generalmente asociado con signos y síntomas propios de un desarrollo neurológico anormal con evidente EEG anormal, entre otras pruebas [153]. En algunos casos el análisis de llanto puede ayudar en el seguimiento del niño con incremento de la bilirrubina en sangre para la consideración de un tratamiento temprano con Fototerapia o cambios de la sangre [13].

(45) Los llantos en los niños temperamentalmente difíciles son percibidos como más negativos y fisiológicamente más excitados. La excitación fisiológica al llorar y las percepciones negativas en el niño están asociadas con el abuso infantil [36], [38].

(46) En Estocolmo, en el Hospital Karolinska se ha constatado que las canciones de cuna a los niños aún no nacidos constituyen parte de la preparación de la madre y de la calidad del parto (Lind, J., "Music and the small human being". *Acta Paediatrica Scandinavica*. 69, 129, 1980).

(47) No sólo las vocalizaciones del niño nos sirven para hacer juicio por parte de la madre o cuidadora de éste del grado de angustia, sino también la actividad muscular como reflejo organizado, como lo son la contorsión facial, el enrojecimiento de la piel, etc. Existen patrones distintivos de respuestas de llanto a las seis semanas de nacido, cuando el llanto alcanza su pico (Brody, S., Axelrod, S., *Mother-Infant interaction: forms of feeding at six weeks*. New York: New York University Film Library) [152].

(48) Una de las ventajas de considerar el llanto y su uso es que ayuda a explicar más acerca de sus variaciones. Como el llanto es parte de un sistema de regulación, algunos cambios en el llanto pueden ser debidos a cambios en el sistema. Períodos de llanto que se producen sin razón aparente, a menudo llamados cólicos, entre otras causas diversas, pueden ser relacionados con cambios en la madurez del SNC. Por eso, a veces el llanto producido no comunica una necesidad específica a los padres y éstos no entienden por qué el niño llora, en este caso el llanto es signo de desorganización [36].

(49) El balance entre la excitación y la inhibición o la aproximación-retiro, es una propiedad básica del sistema nervioso, la que permite al niño regular la entrada de información del medio ambiente a través del llanto y de otros sistemas de comportamiento. En muchos sistemas de control, incluyendo las funciones homeostáticas autonómicas tales como la actividad cardíaca y respiratoria, este balance se mantiene por **Mecanismos de Tiempo Oscilantes** o **Ritmos Biológicos** [186a], [186b], tema comprendido en el estudio del llanto y los **Osciladores Endógenos** [36].

(50) Concepto denotado en nota (22), como activo y dinámico, donde están incluidos todos los mecanismos fisiológicos y del comportamiento, entre otros.

(51) El Perceptrón causó gran impacto y representó en su tiempo una aproximación completamente nueva a la **Inteligencia Artificial**. En lugar de duplicar los logros del cerebro, el propósito pretendido era el de simular el estilo de procesamiento de la información por éste a nivel más bajo, es decir, no a nivel de complejos principios y algoritmos, sino más bien a nivel de conmutadores sencillos. Minsky y Papert, 1969 [252], en su libro: **Perceptrons: An Introduction to Computational Geometry**, presentaron un análisis riguroso del Perceptrón, en términos de sus capacidades y limitaciones.

(52) En la práctica las RNA son útiles en la solución de diversos problemas, notándose los de clasificación, funciones de mapeo, reconocimiento de patrones de distinta naturaleza, extracción de rasgos, control de procesos, etc. [251].

(53) "DARPA Neural Network Study". AFCEA. International Press, página 60, 1988.

(54) Pueden usarse varias funciones, una de ellas puede ser **Squashing Function** o "**Sigmoid**" que es una función en forma de "S", esta función en un dominio x puede expresarse como: $F(x) = \frac{1}{1+e^{-x}}$. Otra función logística puede ser la Tangente Hiperbólica, etc. [250]. Siempre debe considerarse el comportamiento de umbral, la polaridad, junto a otras características.

(55) La regla Delta es conocida como **Least-Mean-Square (LMS) algorithm**, o como regla de Widrow-Hoff (Widrow y Hoff, 1960) [253]. Esta regla constituye una generalización que se extiende a entradas y salidas continuas, donde el término δ significa la diferencia existente entre una salida de la red deseada y una salida cualquiera. La tendencia de este término a cero, indica también la tendencia hacia una salida correcta o esperada de la red. Cuando δ difiere de cero, en este algoritmo se introduce un factor que permite el control de cambio o reajuste de pesos de la red [252].

(56) Los **SOFM: Self-Organizing Feature Maps** o **Mapas de Kohonen** fueron desarrollados en la década de 1980 por el físico finlandés **Teuvo Kohonen** como una continuación natural de la línea de desarrollo de las redes competitivas iniciadas por Von der Malsburg. Además de ser un sencillo modelado de redes naturales, los **SOM** poseen gran potencialidad de aplicación práctica.

(57) Se observa con cierta frecuencia que en el **Córtex** (corteza cerebral) de los animales superiores aparecen zonas donde las neuronas detectoras de rasgos (o características) se encuentran topológicamente ordenadas [265]. Por ejemplo, en el área somatosensorial, las neuronas que reciben señales de sensores que se encuentran próximos en la piel, se sitúan también próximos en el Córtex, de manera que reproducen (aunque distorsionadamente) el mapa de la superficie de la piel en una zona de la corteza cerebral. Lo mismo sucede con el Córtex Motor. En el sistema auditivo (cerebro) existen áreas que representan **mapas tonotópicos**, donde los detectores de determinados rasgos relacionados con el tono de un sonido se encuentran ordenados en dos dimensiones [255].

(58) También se conoce como **Distancia Euclídea**, éste es un criterio de similitud, es decir, un criterio para calcular distancia.

(59) Demartines, P., *Analyse de donnés par réseaux de neurones auto-organisants*. Ph D. Thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1994.

(60) La interpolación exacta es conocida en Estadística como el **Análisis de Discriminante de Kernel** el cual modelado por red neuronal es denominado Red Neuronal Probabilística [270].

Notas del Capítulo 2

(61) Utilizada una grabadora de casete de audio SONY, Modelo CFS-210, y un Micrófono Dinámico Pro. 2, DM-120, de respuesta de frecuencias entre 50 y 15 000 hertz y 600 ohm de Impedancia de Salida.

(62) El **PCVOX** es un **software** desarrollado en el Departamento de Ingeniería Electrónica de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad Politécnica de Madrid. La tarjeta **VISHA** (Visualización del Habla), es el **hardware** con el que el **PCVOX** trabaja, esta tarjeta contiene un Procesador Especializado de Señal **DSP 32C**, de **AT & T**, que posee memoria y circuitos para la entrada-salida de señal, entre otros.

(63) Entre datos importantes del procesamiento de este **software** están: Número de Coeficientes **LPC** igual a 30; Tipo de Ventana de Análisis de **Hamming**; 95 % de Preénfasis; los tipos de Sonogramas o Espectrogramas usados son Banda Estrecha (Ancho de Banda de filtros de 45 Hz) y Banda Ancha (Ancho de Banda de filtros de 300 Hz); Intensidad máxima y mínima del Sonograma de 97 y 30 dB, respectivamente.

⁽⁶⁴⁾ FCV (Conversión de Ficheros), convierte formato de ficheros digitalizados, por uno de los primeros software-hardware implementados por el Grupo de Procesamiento de Voz, llamado SONODIG, a formato ILS (formato de los ficheros de muestras digitalizados por el PCVOX). El PCV2BUFF es un programa de compatibilización de files del PCVOX, en tres files de 32 kbyte de ocho bit. Estos files, por cada caso digitalizados por el PCVOX, constituyen la fuente de ficheros para que, con el BPVOZ, se efectúe el aislamiento de segmentos sonoros para el cálculo de F_0 y F_1 . Todos los software y hardware usados fueron debidamente verificados.

Notas del Capítulo 3

⁽⁶⁵⁾ Es de esperar que mientras mayor sea el tamaño de la muestra, mayor eficiencia tendrá la observación o experiencia, sin embargo, el aspecto económico en toda investigación, muchas veces obliga a que las muestras sean lo más pequeña posibles y al mismo tiempo no dejen ser representativas de la población que se investiga. La conjugación de ambos criterios lleva a la conclusión de que el tamaño de muestra óptimo debe conjugar el aspecto económico con la representatividad [277].

⁽⁶⁶⁾ Al efecto y en referencia a población y muestra puede recordarse el teorema siguiente: ... si x (variable) posee una distribución normal cuyo promedio es μ y cuya desviación es σ , entonces el promedio de la muestra \bar{x} en una muestra al azar de tamaño n , poseerá también una distribución normal cuya media será μ y cuya desviación típica será σ/\sqrt{n} cuya aproximación se hace cada vez mejor al crecer n ... [278]. Por otra parte, cuando alguna variable de una muestra no posee distribución normal se han efectuado experimentos de muestreo con diferentes clases de distribuciones no normales para verse el efecto de la falta de normalidad sobre la distribución de la variable \bar{x} y se ha obtenido el resultado de que cuando $n > 25$ la distribución de la variable \bar{x} parecerá normal con independencia de la distribución poblacional [278], [282].

⁽⁶⁷⁾ No considerando las columnas de Grupo Específico, Número e Historia Clínica de Caso.

⁽⁶⁸⁾ A fin de que sean buenas cualquiera de las pruebas de hipótesis o reglas de decisión, debe diseñarse de manera que disminuyan los errores de decisión. Esto no es una cuestión sencilla ya que para un tamaño de muestra dado un intento de disminuir un tipo de error viene acompañado de un aumento del otro tipo de error. En la práctica un tipo de error puede ser más serio que el otro, y por lo tanto debe lograrse un compromiso en favor de la limitación del error más serio.

⁽⁶⁹⁾ En general la idea básica es descomponer la variabilidad total observada en unos datos en las partes asociadas a cada factor estudiado más una parte residual con las que después se comparan las primeras. Es decir: **Variabilidad total en los datos = Variabilidad debida a la diferencia entre tratamientos + Variabilidad Residual**. El primer sumando es el efecto del factor o factores y el segundo lo constituye las diferencias dentro de cada tratamiento.

⁽⁷⁰⁾ La Suma de Cuadrados puede ser Total, de Tratamientos y Residual. Por ejemplo, si es la Suma de Cuadrados Total es la suma de los cuadrados de las desviaciones de cada dato respecto a la media general. Los Grados de Libertad (también se asocian a Total, de Tratamientos y Residual) surgen de la diferencia entre el número total de datos menos 1, ésta sería la definición para Grados de Libertad Total; de manera análoga se definen los Grados de Libertad de Tratamientos y Grados de Libertad Residual. Respecto a los Cuadrados Medios se obtienen como el cociente de cada suma de cuadrados ya referida y sus grados de libertad correspondientemente. El cociente entre el Cuadrado Medio de Tratamientos y el Cuadrado Medio Residual es lo que se conoce como F-ratio.

⁽⁷¹⁾ Es importante resaltar que tanto la Covarianza como el Coeficiente de Correlación miden sólo el grado de relación lineal existente entre dos variables. Dos variables pueden tener una relación estrecha y sin embargo resultar el valor de r cercano a cero por ser dicha relación no lineal [279]. Por otra parte la interpretación del Coeficiente de Correlación y su correcta utilización respecto a la relación entre variables requiere familiaridad con el campo de aplicación, así como de sus propiedades matemáticas. No siempre hay implicaciones de causa-efecto y pueden aparecer correlaciones espúreas y sin sentido [276], [278], [281], [282].

⁽⁷²⁾ Los Métodos Multivariados permiten plantear preguntas específicas en marcos idóneos, lo que posibilita realizar investigaciones significativas y evaluar efectos de las variaciones paramétricas ocurridas de forma natural en el contexto que se producen. A través de las técnicas de análisis multivariado se pueden examinar las relaciones múltiples de este tipo para llegar a una comprensión en la toma de decisiones más completa y realista [286].

⁽⁷³⁾ Otras técnicas del análisis multivariado son: **Análisis Multivariado de Varianza y Covarianza, Correlación Canónica, Análisis Multidimensional, Análisis de Conjunto**, además de otras donde se incluyen técnicas emergentes como el **Análisis de Correspondencias, Modelos de Probabilidad Lineal, Modelos de Ecuaciones Simultáneas-Estructurales**, etcétera [286].

⁽⁷⁴⁾ Se pueden crear nuevas variables, llamadas **Calificaciones de los Componentes Principales**, que se pueden usar como entrada de programas para gráficos y situación de datos y con frecuencia un examen de las presentaciones gráficas resultantes revelarán las anomalías en datos que se planea analizar.

⁽⁷⁵⁾ Las Calificaciones de Componentes Principales se pueden utilizar como entrada de los programas de agrupación lo que puede traer un incremento de la eficiencia de estos programas y una reducción de costos. Al mismo tiempo pueden usarse las mediciones de los componentes principales para ayudar a validar los resultados de los programas de agrupación [288].

⁽⁷⁶⁾ Existen diversos métodos para la fundamentación matemática del Análisis de Componentes Principales, entre ellos se encuentran el partir de la matriz de correlaciones, y otros métodos usan combinación lineal, análisis de extremos condicionados y Multiplicadores de Lagrange, etc. [287], [288], [291].

⁽⁷⁷⁾ Cada Componente Principal se selecciona de modo que, por ejemplo, Y_1 tiene varianza máxima, Y_2 tiene varianza máxima sujeta a la condición de estar incorrelacionada con Y_1 , y así sucesivamente. Cada componente absorbe una parte de la variación total, siendo esta parte definida por la varianza de la componente. Los valores propios ordenados descendientemente son iguales a las varianzas de las variables Y_k correspondientes. Comúnmente las primeras variables acumulan una proporción alta de la varianza de los datos originales. Estas son las que preferentemente constituyen las **Componentes Principales** y no se tienen en cuenta las restantes, al efecto existen criterios de elección de componentes principales [286-288], [291].

(78) Si se desea el por ciento de la varianza total explicada por las componentes, se expresan en por ciento las proporciones halladas en cada una de ellas y finalmente se suman dichos por cientos.

(79) Para los propósitos del análisis factorial existen tres tipos de varianza: común, específica (también conocida como única) y la de error. La varianza común es aquella varianza en una variable que se comparte con todas las otras en el análisis. La varianza específica, como su nombre lo indica, es aquella asociada a una variable específica. La varianza de error es aquella que se debe a la poca fiabilidad en el proceso de recolección de datos, al error de medición o a un componente aleatorio en el fenómeno medido [286].

(80) Lo explicado se resume en criterios diversos como: **Criterio de Raíz Latente** (considerar autovalores o raíces latentes mayores que la unidad). **Criterio a Priori** (se conoce cuantos factores se deben extraer antes del análisis). **Criterio de Porcentaje de Varianza** (selección de un porcentaje de varianza determinado). **Criterio de Contraste de Caída** (búsqueda del punto de corte o número óptimo de factores antes de que la varianza única empiece a dominar la estructura de valores correspondiente a la varianza común). **Heterogeneidad de la Muestra** (ver si la varianza compartida se extiende a lo largo de toda la muestra o no y ver el número de factores que se pueden seleccionar, etc.) [286]. Otros criterios son el **Criterio de Kaiser [Kaiser, 1960]**: Eliminar $\lambda_i < \bar{\lambda}$ donde $\bar{\lambda}$ es la media de los valores propios de la matriz Σ . **Criterio de Jolliffe [Jolliffe, 1972, 1973]**: Eliminar los componentes asociados a los autovalores $\lambda_i < 0.7\bar{\lambda}$. **Criterio de Catell [Catell, 1966]**: Sobre un gráfico **SCREE**, que muestra las alturas relativas de los autovalores en orden decreciente, retener k componentes hasta cuando la curva empieza a decrecer más lentamente (codo de la curva). Utilización del **Criterio de Swets [Swets, 1966] del Error Medio Cuadrático Residual (RMSE)**, generalmente menor de un cinco por ciento, con este criterio se seleccionan tantos componentes principales como hagan falta para representar un porcentaje de varianza total que garantice un valor de **RMSE** en el orden denotado [291]. Otro criterio es incluir justamente la cantidad de componentes que permita explicar un porcentaje relativamente alto de la variación total; valores usuales pueden oscilar entre 70 % y el 90 % aunque estos valores puedan hacerse más pequeños en la medida que n y p crezcan [291].

Notas del Capítulo 4

(81) El modelo de los **Algoritmos de Votación** tiene las etapas siguientes: Sistema de conjunto de apoyo, Función de Semejanza, Evaluación por fila dado un conjunto de apoyo fijo, Evaluación por clase dado un conjunto de apoyo fijo, Evaluación por clase para todo el sistema de conjuntos de apoyo y Regla de Solución.

(82) **SOM_PAK**: paquete de programas para el desarrollo de experiencias usando los Mapas Auto Organizados de Kohonen, versión 3.1; hecho por T. Kohonen, J. Hynninen, J. Kangas y J. Laaksonen. Universidad Tecnológica de Helsinki, 1995.
Neural Net: NeNet 1.0, es un software para llevar a cabo experiencias usando **SOM** en entorno **WINDOWS**.

(83) **LVO_PAK**: paquete de programas desarrollado por T. Kohonen y otros, para el trabajo con **LVO** (Algoritmo de Cuantificación Vectorial Adaptable) como caso particular de los **SOM**.

(84) **Metodología**: sistema o grupo de principios y reglas de la investigación científica, del conocimiento, del cambio y transformación de la realidad, así como los métodos que se infieren de los principios conceptuales. La Metodología parte de la premisa de que el proceso del conocimiento, posee propiedades sustanciales universales que se revelan en todos (o en muchos) de los actos del conocimiento. Se distinguen las metodologías por el grado de universalidad y aplicabilidad. Le siguen los métodos concretos de solución de problemas científicos. Hoy van adquiriendo significación mayor los métodos de la creación científico técnica (o reguladores metodológicos). La ciencia moderna se caracteriza por el crecimiento del papel de las investigaciones en la Metodología, lo que se debe al desarrollo del conocimiento científico, a problemas de carácter global y al incremento de la responsabilidad social de los científicos por las consecuencias de la aplicación de los resultados de sus investigaciones (Guémanova, A., Panov, M., Petrov, V., Lógica: en forma simple sobre lo complejo –Diccionario-, Editorial Progreso, Moscú, 1991, págs. 226 y 227).

(85) Es obvio que habrán casos en extremo evidentes de neonatos que por su estado o tener asociado equipos, bien sean de ventilación u otros, no podrán ser analizados sus llantos en determinado momento.

(86) **Estimulación Temprana o Estimulación Precoz**: es una acción global que se aplica a los niños afectados por un retraso en su neurodesarrollo o con riesgo de tenerlo por alguna circunstancia psico-socio-ambiental, desde su nacimiento hasta los primeros cinco o seis años de vida. Como finalidad de esta acción está el conseguir el máximo desarrollo de sus capacidades para de esta manera lograr una buena comunicación e integración en su entorno familiar, escolar y social [303].

(87) **Coefficiente de Variación**: es también llamado **Coefficiente de Dispersión**, se expresa por la relación entre la Desviación Estándar y el Valor Medio de una variable [279], [281], [282].

(88) Alguno de estos valores e intervalos aparecen en el **Capítulo 2, epígrafe 2.3, Tabla 2.1** y en el propio **Capítulo 2, epígrafe 2.5, Tabla 2.2**. También en el **Capítulo 3, epígrafe 3.3, Tabla 3.1** y, en el **Capítulo 4, epígrafe 4.4.3.3.1, Tabla 4.4**, entre otros.

(89) Una adecuada interpretación de los Coeficientes de Variación de Frecuencia, Coeficiente de Variación Cuartílica, Mapas de **Clusters** en las Redes Neuronales, así como un uso apropiado de las modalidades del Vector General de Caracterización, permiten un mayor rigor y calidad en el análisis.

(90) Las redes pueden ser: **LAN**: Local Area Network, **MAN**: Metropolitan Area Network, **WAN**: Wide Area Network e **INTERNET**, este último tipo de red es el caso de Interconexión de Redes [323].

(91) Los protocolos son reglas que controlan el intercambio de mensajes entre computadoras o redes de computadoras, entre uno de sus propósitos principales se encuentra la interconexión de diversos tipos de redes físicas dando la apariencia de una red unificada. El Protocolo **TCP/IP** es un ejemplo de ello y es muy usado en **INTERNET** [323], [324].

ANEXO 0-1

Proyectos de Curso, Trabajos de Diploma y Tesis de Maestría relacionados con el tema de la tesis

Periodo	Actividad Realizada	Institución (donde se efectuó el trabajo)	Duración y Curso	Nivel	Participantes
1994-1995	Trabajo de Diploma: “El Paquete Hypersignal orientado al Proceso Digital de la Voz” .	Universidad de Oriente, FIE ^(*) , GPV ^(**)	Curso 94-95 (Semestre)	Pre-grado	1
1994-1995	Trabajo de Diploma: “Posibilidad de Análisis Espectral del Llanto Infantil en el Diagnóstico Precoz” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 94-95 (Semestre)	Pre-grado	1
1995-1996	Trabajo de Diploma: “Implementación de una Interfaz de Salida a Microcomputadora” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 95-96 (Semestre)	Pre-grado	1
1995-1996	Trabajo de Diploma: “Cancelación del Ruido de una Señal de Llanto Infantil” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 95-96 (Semestre)	Pre-grado	1
1998-1999	Trabajo de Diploma: “Los Mapas Auto-Organizados de Kohonen” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 98-99 (Semestre)	Pre-grado	1
2000-2001	Proyecto de Curso de Asignatura: “Infant Cry Analysis: a clue using self-organizing maps” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 00-01 (Trimestre)	Pre-grado	1 ^(#) (Holanda)
2001-2002	Trabajo de Diploma: “Análisis comparativo en el uso de las redes neuronales artificiales para la clasificación de unidades de llanto infantil” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 01-02 (Semestre)	Pre-grado	1
2001-2002	Tesis de Maestría: “Neural network-based classification of cries from infants suffering from Hypoxia-related CNS damage” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 01-02 (Trimestre)	Post-grado	1 ^(#) (Holanda)
2003-2004	Tesis de Maestría: “Estudio del llanto de bebés para su reconocimiento basado en redes neuronales” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	Curso 03-04 (Trimestre)	Post-grado	1 ^(&) (México)
2004	Tesis de Maestría: “Clasificación de Llanto de Bebés para Identificación de Hipoacusia y Asfixia por medio de un Sistema Híbrido (Genético–Neuronal)” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV.	(Trimestre)	Post-grado	1 ^(&) (México)
2006	Investigación para Trabajo de Diploma: “Primeros pasos para la detección automática de pausas y fonaciones en llanto infantil provocado” .	Universidad de Oriente, FIE, GPV_CENPIS.	Curso 06-07 (Semestre)	Pre-grado	2

^(*) FIE: Facultad de Ingeniería Eléctrica.

^(**) GPV: Grupo de Procesamiento de Voz.

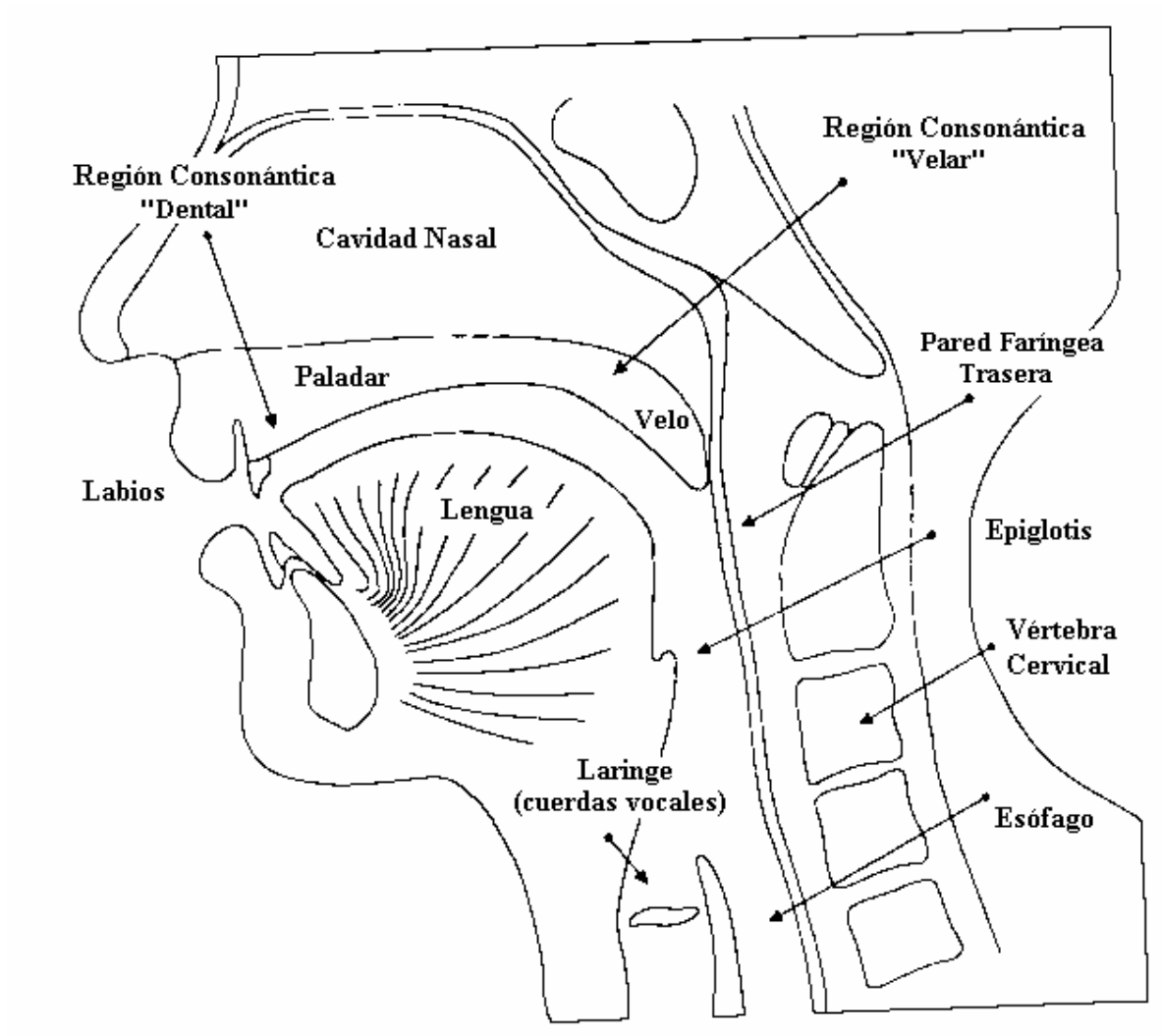
^(#) Faculty of Computer Science. University of Twente. The Netherlands.

^(&) INAOE: Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica. Puebla, México.

ANEXOS DEL CAPÍTULO 1

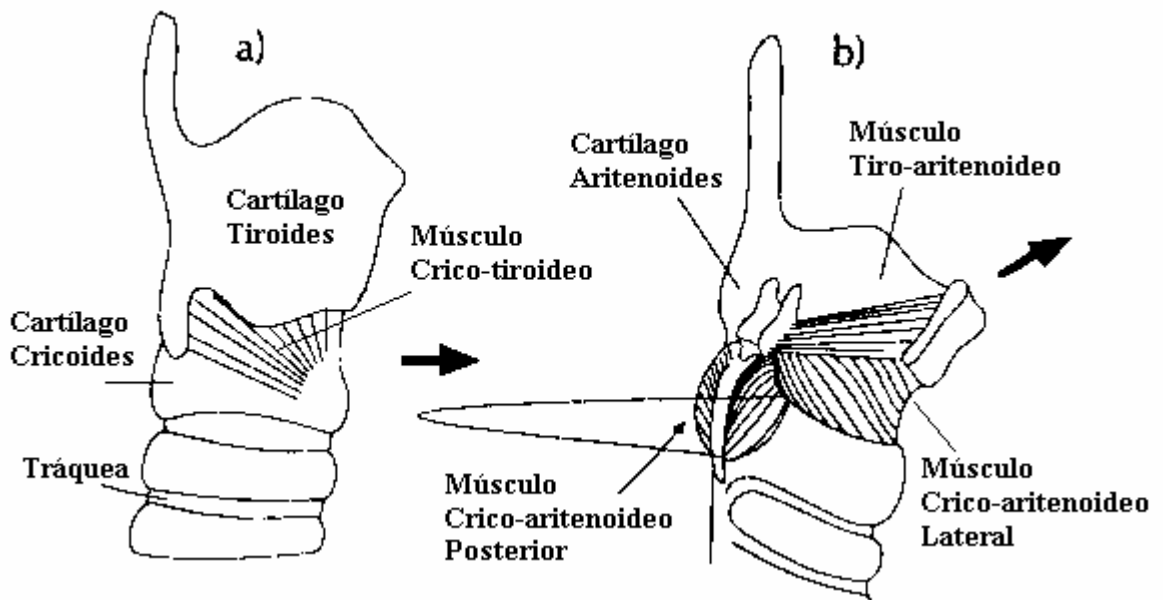
ANEXO 1-1a

Sección transversal del Tracto Vocal Humano de un adulto



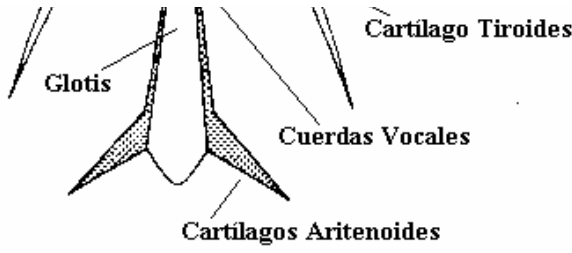
ANEXO 1-1b

Cartílagos y músculos propios de la Laringe

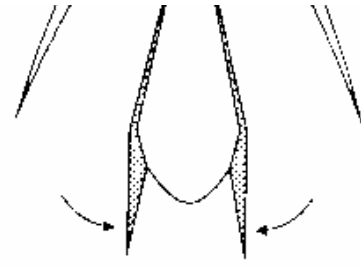


ANEXO 1-1c

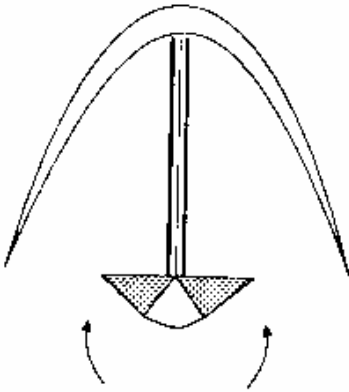
Acción de los Músculos Laríngeos intrínsecos



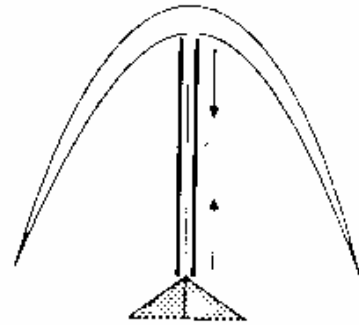
a) Respiración normal



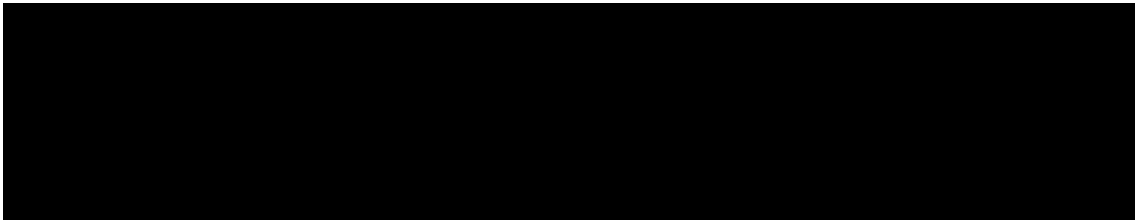
b) Abducción para respiración forzada



c) Compresión media para fonación en falsete y susurro

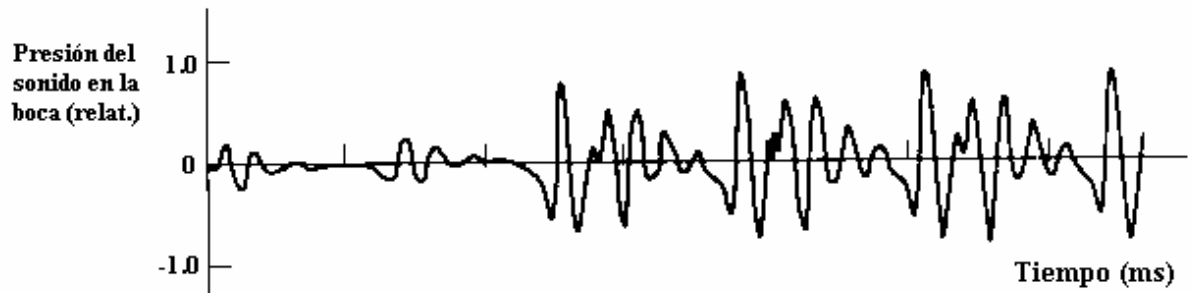
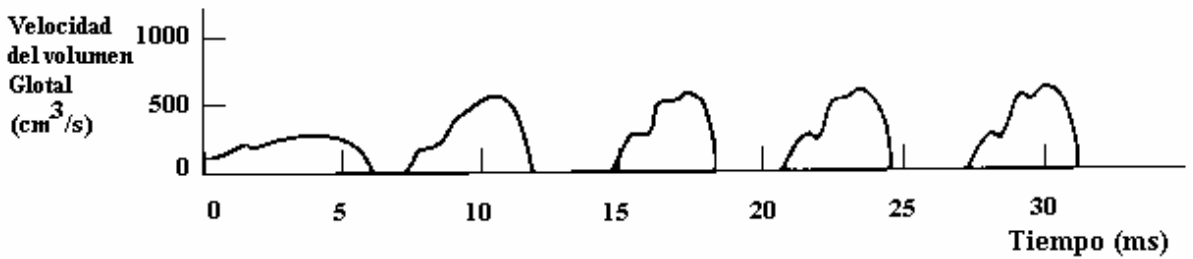


d) Cierre completo para voz



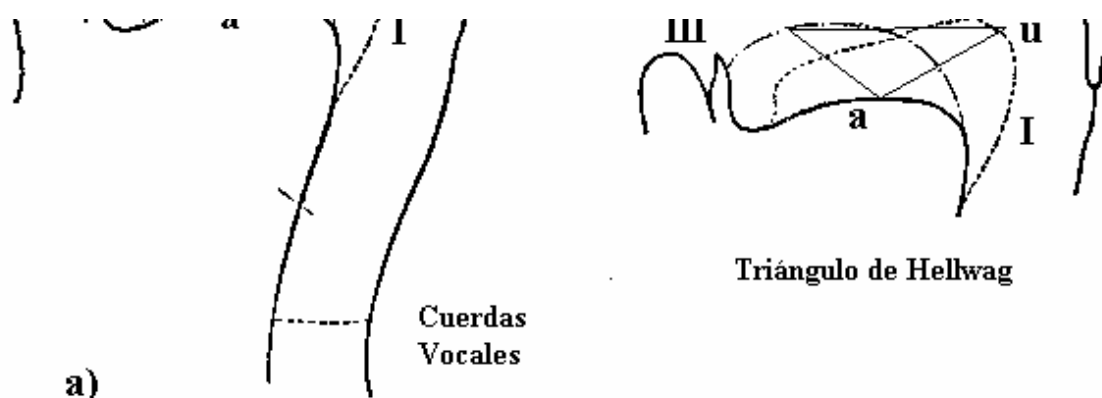
ANEXO 1-1d

Velocidad del volumen glotal y presión del sonido resultante al comienzo de la vocal /a/ (según J. L. Flanagan)



ANEXO 1-1e

Conducto vocal, resonadores principales, Triángulo de Hellwag, espectro del tono de la Laringe y efecto de filtro del conducto vocal

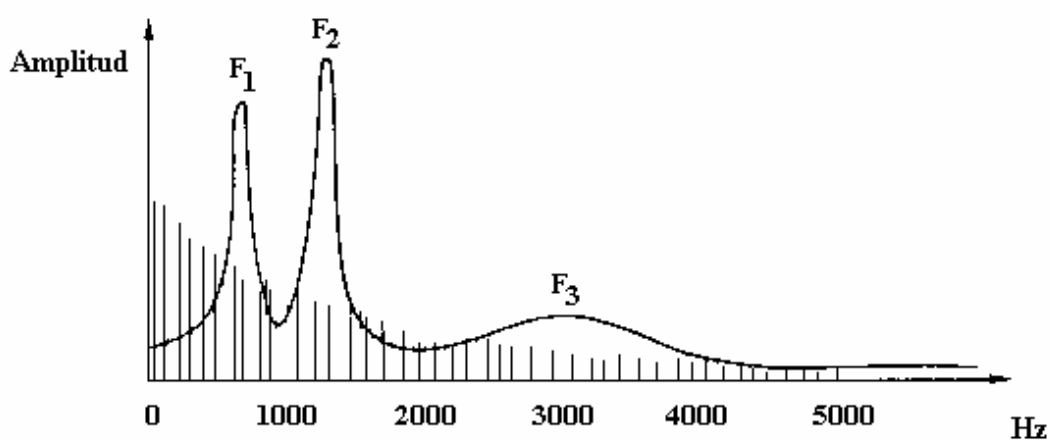


a)

Conducto vocal con sus resonadores principales (I, II y III). Posición de la lengua para la realización de [i], [u], [a]. Triángulo de Hellwag.

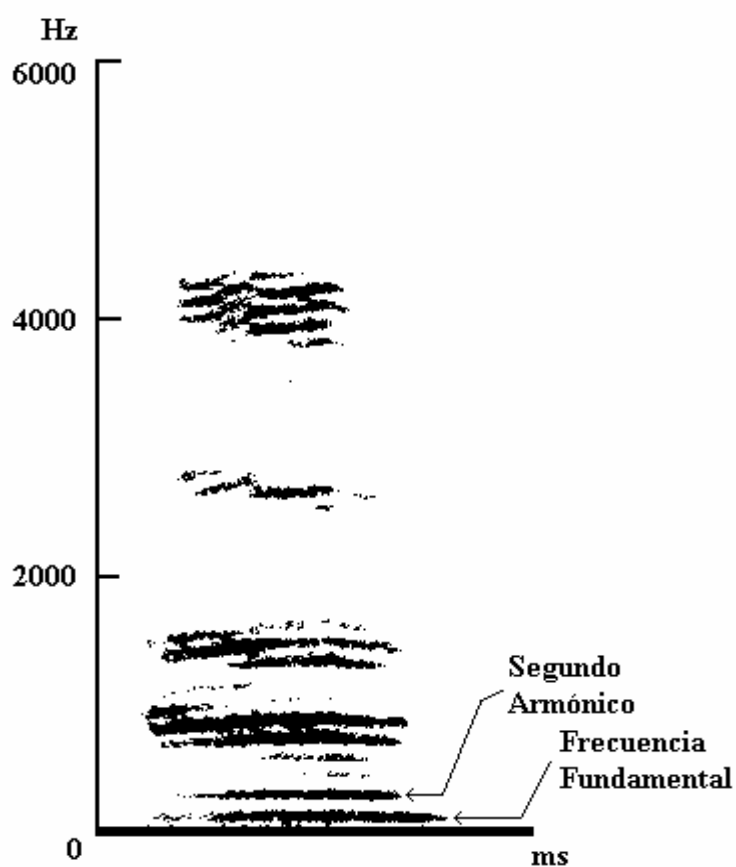
b)

Representación del espectro del tono de la laringe y efecto de filtro del conducto vocal (envolvente) en un caso particular. F_1 , F_2 y F_3 son los primeros Formantes (según Husson).

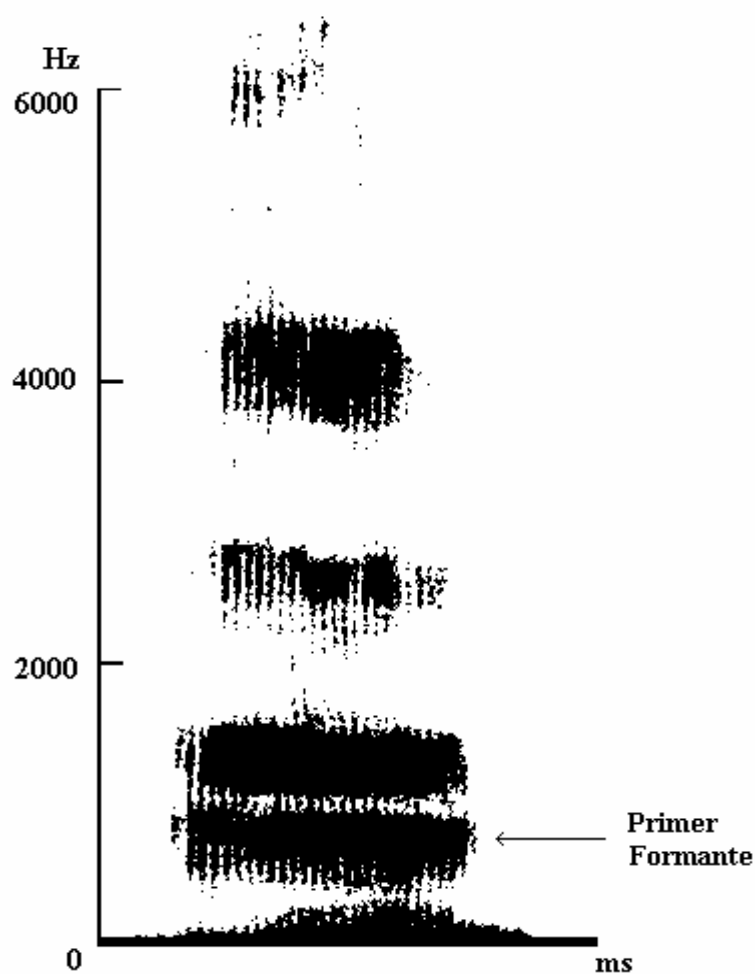


ANEXO 1-1f

Ejemplo de Espectrogramas de banda estrecha y banda ancha



a) Espectrograma o Sonograma de banda estrecha de la vocoide [a]. (Ancho de banda = 45 Hz)



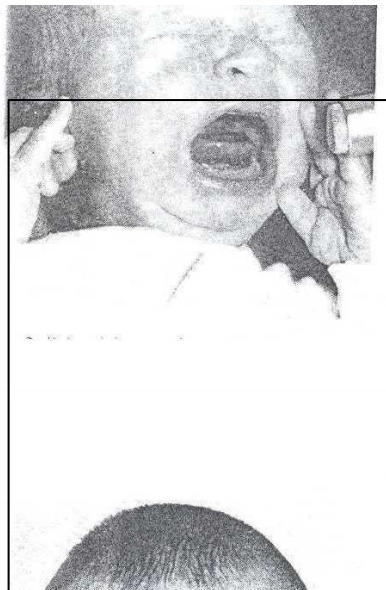
b) Espectrograma o Sonograma de banda ancha de la vocoide [a]. (Ancho de banda = 300 Hz)

ANEXO 1-2

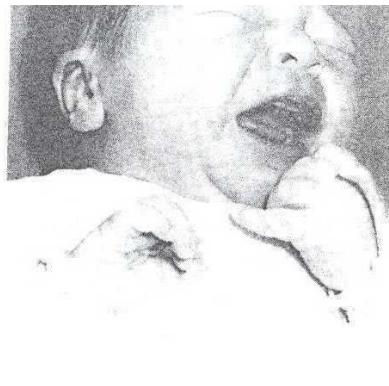
Tipos de Llanto



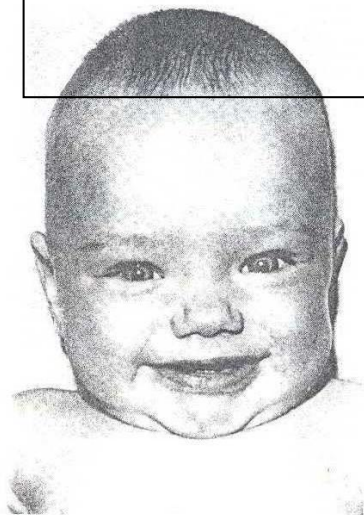
1



2



3



4

Leyenda:

- 1 Llanto de nacimiento**
- 2 Llanto de dolor**
- 3 Llanto de hambre**
- 4 Llanto de placer**

Fotos tomadas de:
Wasz-Höckert, O., Lind, J., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Valanne, E., "The infant cry a spectrographic and auditory analysis". Clinics in Devel. Medicine. (29), Pgs. 5 y 6, 1968.

ANEXO 1-3

Listas de Atributos Acústicos de la Señal de Llanto, Definiciones y Espectrogramas

(Wasz-Höckert, O., Lind, J., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Valanne, E., 1968) [10]	(Sirviö, P., Michelsson, K., 1976) [11] (Michelsson, K., 1980) [147]	
Length	Latency	Vibrato
Latency	Duration of the cries	Double Harmonic Break
Pitch	The Second Pause	Bi-Phonation
Shift	The Crying Time	Gliding, Glide
Voice	Pitch	Furcation
Melody Types	Shift	Noise Concentration
Continuity of Signal	Melody Types	Tonal Pit
Glottal Plosives	Continuity of Signal	Glottal Plosives
Vocal Fry	Voice Quality	Loudness
Nasality	Nasality	
Tenseness	Tenseness	
Subharmonic Break	Glottal Roll	

(Traducción al Español de términos originales en Inglés aparece debajo)

Algunas Definiciones

Length (Duración): Es el tiempo transcurrido desde la primera hasta la última espiración en el llanto.

Latency (Latencia): Tiempo que media entre el estímulo y el comienzo del llanto (**Primera Latencia**), y entre el final de la primera espiración (llanto espiratorio) y el comienzo del segundo llanto espiratorio (**Segunda Latencia**).

Pitch (Frecuencia Fundamental): Generalmente se toman los valores máximo, mínimo y medio (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Shift (Desplazamiento): Se corresponde con el movimiento de rápida subida y caída de la frecuencia fundamental, este desplazamiento de frecuencia es considerado en dependencia de su duración (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Voice (Sonoridad): Depende de la estructuración y nitidez de los armónicos en los llantos espiratorios, así la clasificación de sonoro, semi-sonoro y sordo (Ver ANEXO 1-3, 1 y 2, pg. 2).

Melody Types (Tipos de Melodía): Depende de la pendiente que tomen los armónicos en una fonación o llanto espiratorio, así la clasificación de cinco tipos de melodía: ascendente, ascendente-descendente, descendente-ascendente, descendente y plana. La definición se establece cuando hay un cambio de pitch en más de un 10 % de su valor durante un tiempo mayor del 10 % de la duración del llanto (Ver ANEXO 1-3, 1 y 3, pg. 2 y 5, pg. 3).

Continuity of Signal (Continuidad de la Señal): Cualquier señal que contenga dos o más vocalizaciones o fonaciones (llanto espiratorio) de 400 milisegundos o más es considerada una **señal no continua**.

Glottal Plosives (Golpe de Glotis): Son explosiones labiales o palatales, aparecen en espectrogramas teniendo comúnmente una corta duración. La clasificación es la de tres tipos: llantos con la presencia o no de Golpe de Glotis y llantos con Golpe de Glotis y otras señales (Ver ANEXO 1-3, 3, pg. 2).

Vocal Fry or Glottal Roll (Crujidos): Es una fonación no periódica de las cuerdas vocales en un rango o zona de bajas frecuencias. En el espectrograma es visto como un temblor y un estrechamiento de armónicos de baja intensidad, no visualizándose durante este tipo de fonación armónicos superiores en frecuencia. El Crujido aparece al final de fonaciones o llantos espiratorios con caída de pitch e intensidad (Ver ANEXO 1-3, 4, pg. 3).

Nasality (Nasalidad): Ocurre generalmente cuando hay un cierre parcial o total de la cavidad oral y apertura o salida del sonido a través de la cavidad nasal. En el espectrograma la Nasalidad se aprecia en que es común que aparezcan sólo los primeros armónicos y con baja o pobre intensidad (Ver ANEXO 1-3, 5, pg. 3).

Tenseness (Relativo a la Tensión): Depende del tipo de llanto en cuanto a la interacción de los sistemas nerviosos y osteo-muscular. Así, ante un llanto tenso hay un visible reforzamiento de intensidad en los armónicos superiores en el espectrograma, no siendo así en los llantos laxos o algo relajados en los que no aparece en el espectrograma el reforzamiento antes señalado.

Subharmonic Break or Double Harmonic Break (Ruptura de Subarmónicos): Este término es usado para designar la ruptura de la serie paralela de subarmónicos de determinada duración (alrededor de 200 milisegundos o más) que pueden aparecer junto a los armónicos de una fonación de llanto (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Vibrato: El Crujido puede ser precedido por Vibrato, el cual se corresponde con al menos cuatro oscilaciones de los armónicos, preferentemente los armónicos superiores (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Bi-Phonation (Bifonación): Se produce cuando aparece doble pitch en una duración mayor de 100 milisegundos (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Gliding or Glide (Deslizamiento): Es muy parecido al Shift sólo que es un cambio brusco de la frecuencia fundamental en corto tiempo, al menos 600 hertz en 100 milisegundos (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Furcation (Bifurcación): Significa, a través del espectrograma, una división del trazado armónico de la frecuencia fundamental en una serie de subarmónicos (Ver ANEXO 1-3, 6, pg. 3).

Noise Concentration (Concentración de Ruido): Atributo introducido para denotar picos audibles de alta energía de señal de llanto a la frecuencia de 2000 a 2500 hertz.

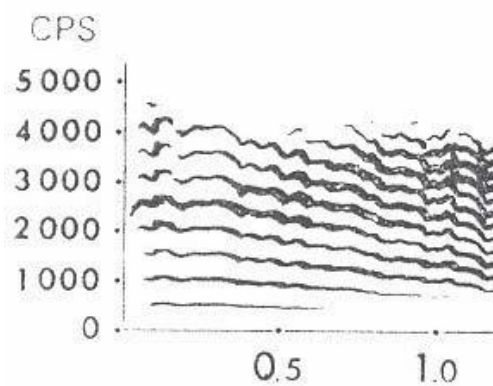
Tonal Pit (Caída de Tono): Es un movimiento de caída de la frecuencia fundamental del 30 % de su valor en menos de 400 milisegundos de duración.

Loudness (Sonoridad Ruidosa): Se refiere a una señal sobresaturada de intensidad, la cual aparece en el espectrograma como un trazo grueso oscuro. Es frecuente su aparición cuando no se consideran aspectos técnicos en el proceso de grabación del llanto.

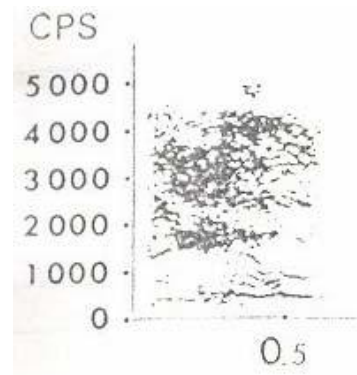
Algunos Espectrogramas:

Imágenes tomadas de:

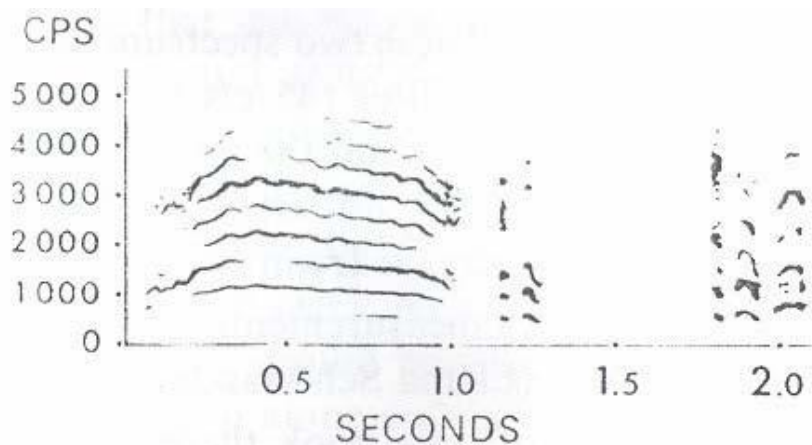
Wasz-Höckert, O., Lind, J., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Valanne, E., "The infant cry a spectrographic and auditory analysis". Clinics in Devel. Medicine. (29), Pgs. 11 y 12, 1968.



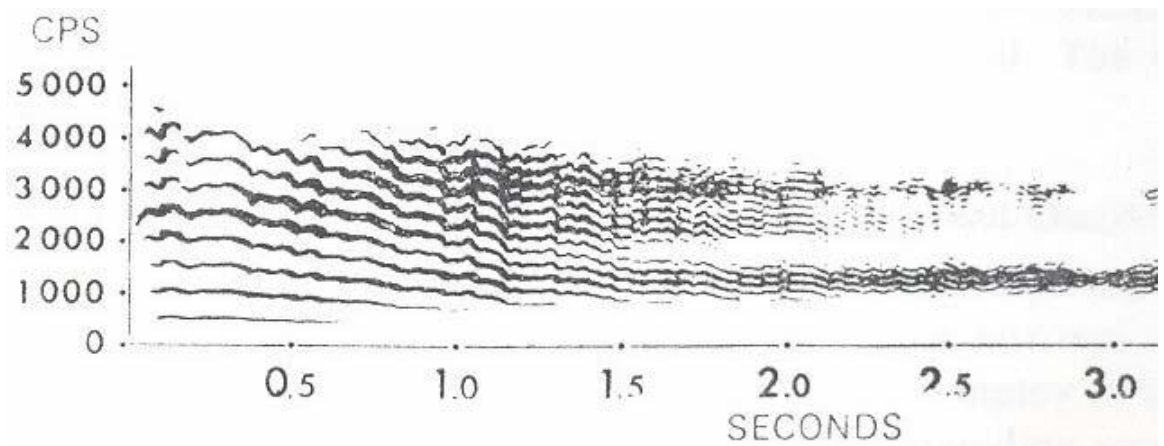
1. Llanto espiratorio sonoro de poco más de un segundo.
Melodía descendente.



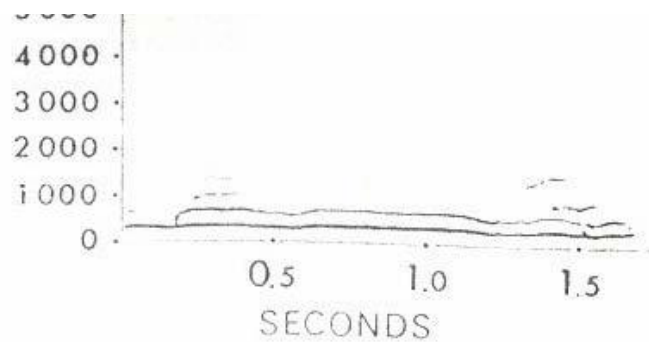
2. Llanto espiratorio sordo.



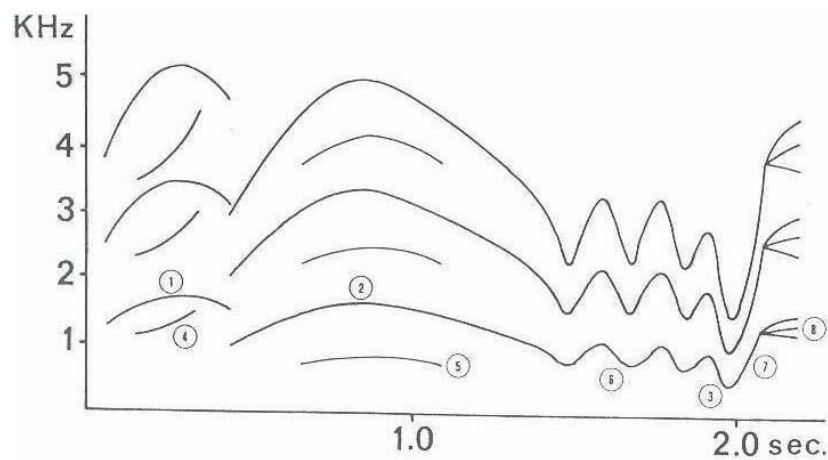
3. Llanto de melodía ascendente-descendente; después de un segundo se aprecian golpes de glotis.



4. Llanto con crujido a los tres segundos, véase el estrechamiento de armónicos y la ausencia de éstos por encima de 2000 ciclos por segundo.



5. Señal de llanto con melodía plana y nasalidad.



6. Sonograma esquemático que muestra algunas características: 1- Máximo pitch de desplazamiento; 2- Máximo de la frecuencia fundamental; 3- Mínimo de la frecuencia fundamental; 4- Bifonación; 5- Ruptura de Subarmónico; 6- Vibrato; 7- Deslizamiento; 8- Bifurcación.

Imagen tomada de: **Michelsson, K., Wasz-Höckert, O.**, "The value of cry analysis in neonatology and early infancy". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. Pg. 158, 1980.

ANEXO 1-4

Muestra de Oscilograma y Espectrograma de Llanto de Dolor

Oscilograma

Oscilograma de un llanto de dolor. **A**: el niño es estimulado (pinched) y el que hace la grabación dice una palabra que sirve de marca (now); **B**: primer período de latencia; **C**: primer llanto espiratorio; **D**: segundo período de latencia; **E**: una fonación inspiratoria; **F**: segundo llanto espiratorio, etc.

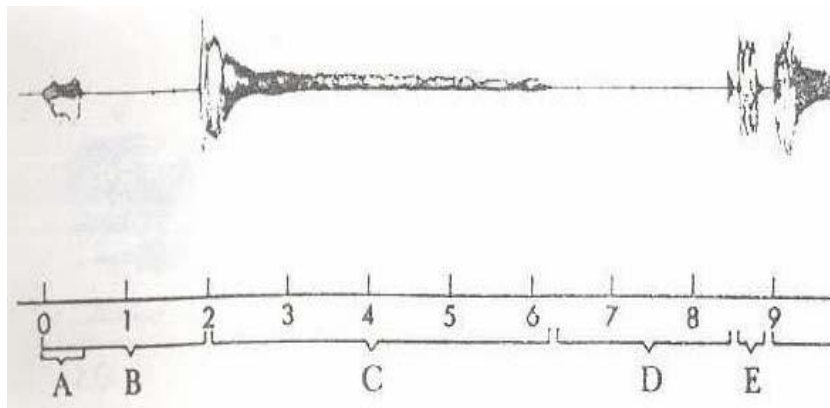


Imagen tomada de: **Wasz-Höckert, O., Lind, J., Vuorenkoski, V., Partanen, T., Valanne, E.**, "The infant cry a spectrographic and auditory analysis". Clinics in Devel. Medicine. (29), Pg. 8, 1968.

**E
s
p
e
c
t
r
o
g
r
a
m
a**

Espectrograma de llanto de dolor de un recién nacido saludable con duración mayor de dos segundos. Este llanto es espiratorio, sonoro, con una clara estructura de armónicos y melodía mayormente descendente; además posee cierto reforzamiento armónico, propio de la tensión característica del llanto de dolor.

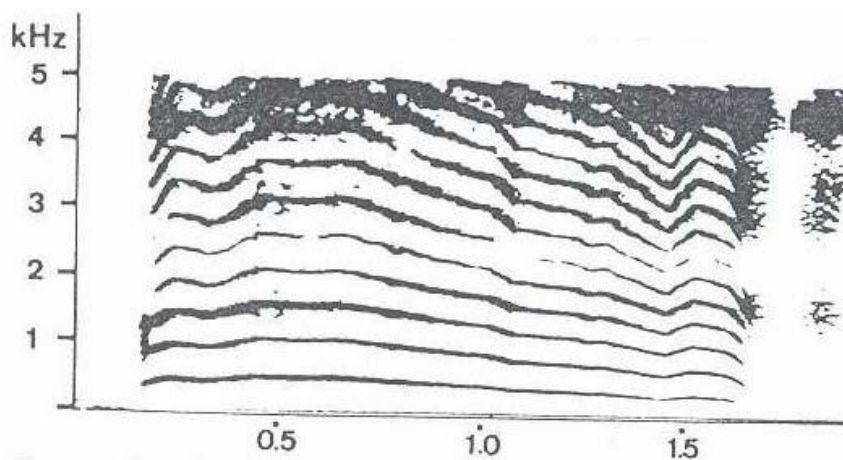
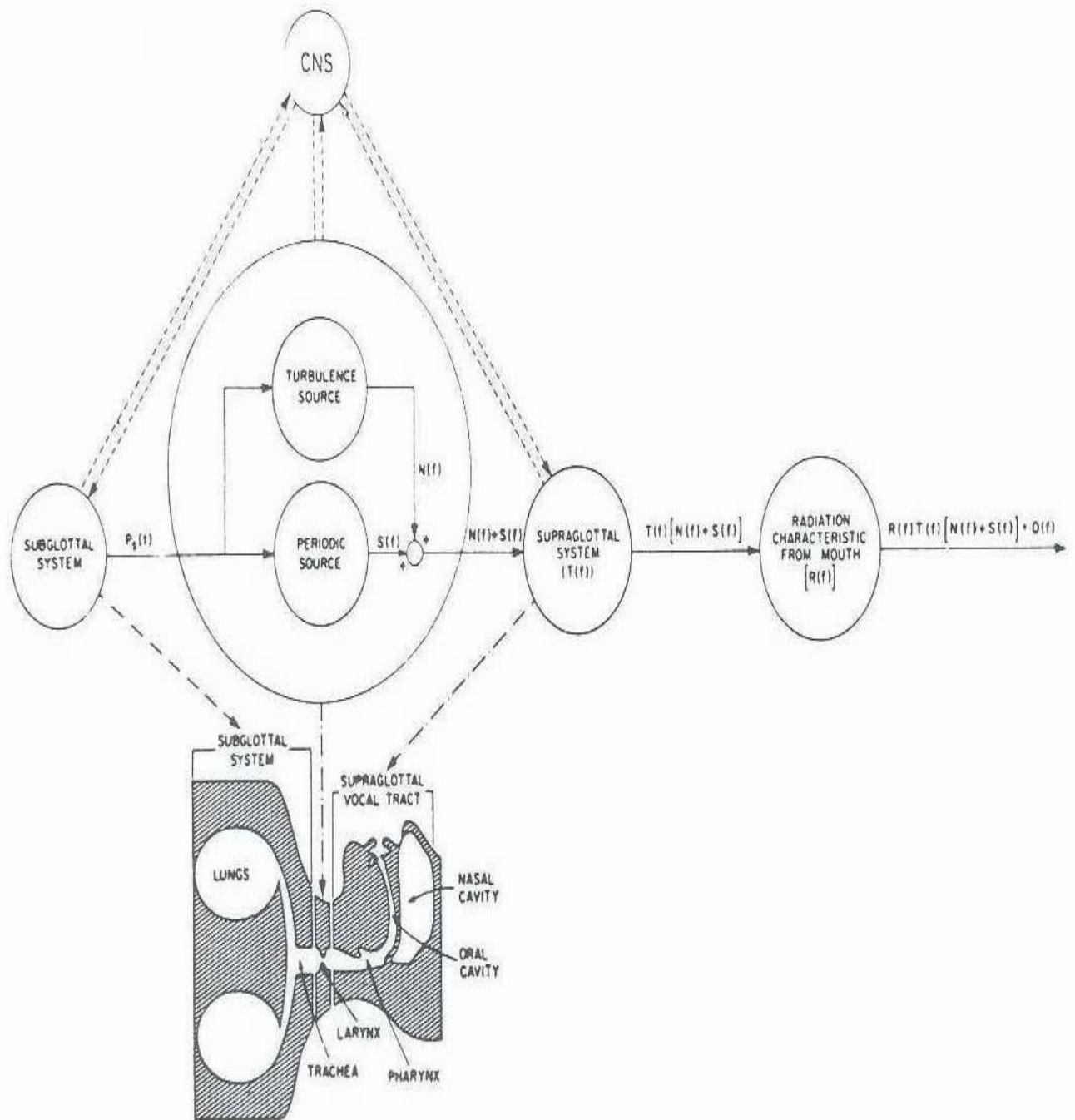


Imagen tomada de: **Michelsso n, K., Wasz-Höckert, O.**, "The value of cry analysis in neonatology and early infancy". In Murry, T., Murry, J., (eds). Infant Communication: Cry and Early Speech. College-Hill Press. Houston. Pg. 158, 1980.

**ANE
XO
1-5
Modelo
de
Producc
ión del
Llanto**

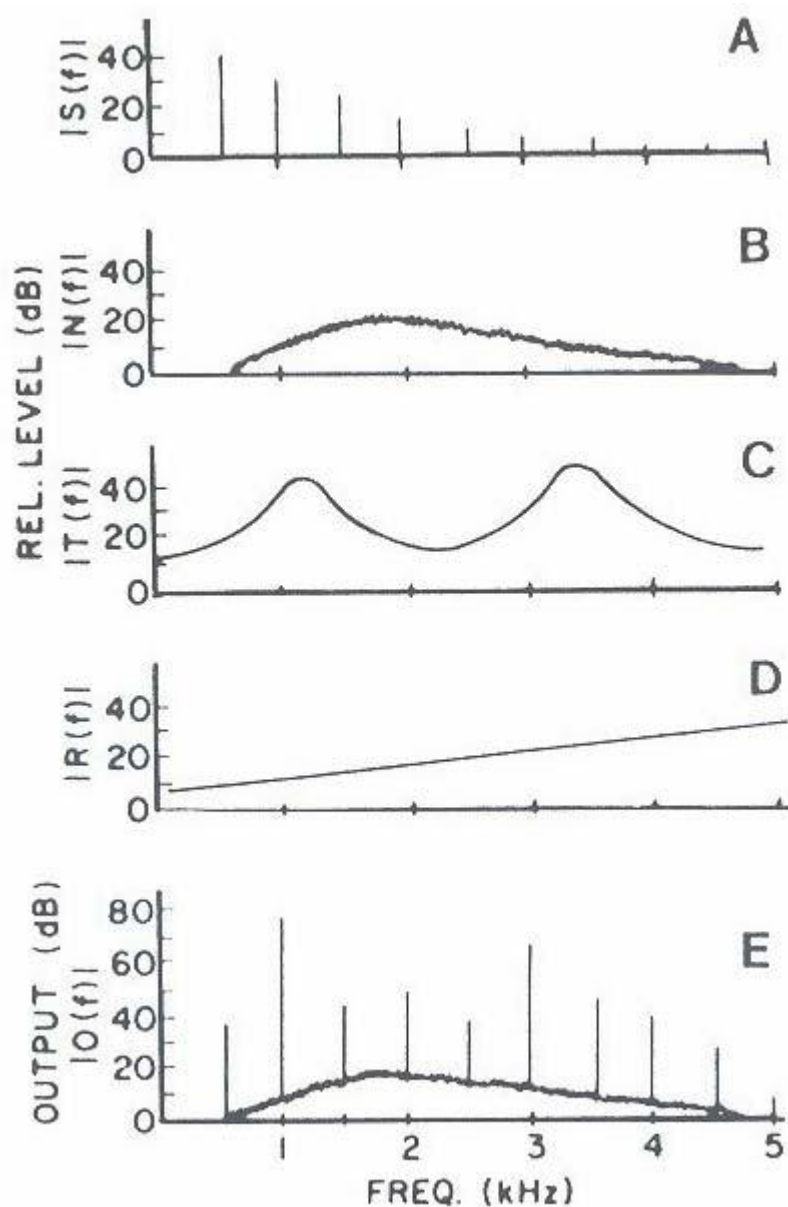


Vista simplificada del modelo de producción del llanto. El sistema respiratorio $P_s(t)$ incide sobre las cuerdas vocales. La fuente constituida por las cuerdas vocales puede ser periódica $S(f)$ y/o turbulenta $N(f)$. El sonido producido en las cuerdas vocales es filtrado por las cavidades vocal y nasal cuya función de transferencia es $T(f)$. Finalmente hay una característica de radiación $R(f)$ que describe el filtrado del sonido entre la boca del niño y el micrófono.

Imagen tomada de: **Golub, H. L., Corwin, M. J.**, "A physioacoustic model of the infant cry". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. N. York, Plenum Press. Pg. 63, 1985.

ANEXO 1-6

Espectro de Amplitud de las Señales del Modelo de Producción del Llanto

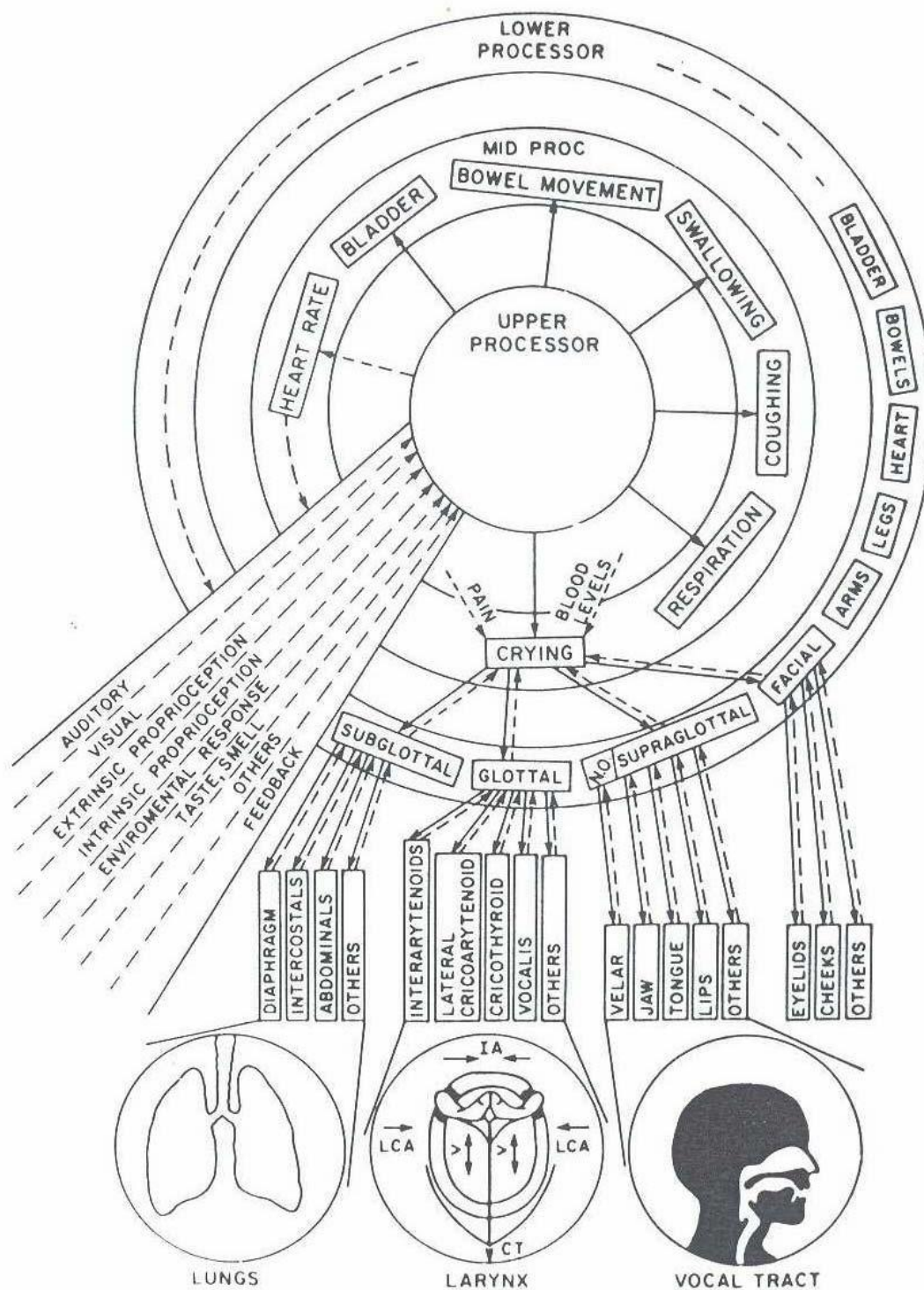


Espectro de amplitud de las señales idealizadas del modelo de producción del llanto. **A**: Espectro de amplitud de una fuente periódica. **B**: Espectro de amplitud de una fuente de turbulencia o ruido. **C**: Espectro de amplitud de función de transferencia del tracto vocal. **D**: Espectro de amplitud de la característica de radiación. **E**: Espectro de amplitud calculado de la señal de salida del modelo, obtenido de la multiplicación de los espectros de las señales anteriores.

Imagen tomada de: **Golub, H. L., Corwin, M. J.**, "A physioacoustic model of the infant cry". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. N. York, Plenum Press. Pg. 64, 1985.

ANEXO 1-7

Niveles de Procesamiento y Organización Conceptual del Control del Llanto Infantil

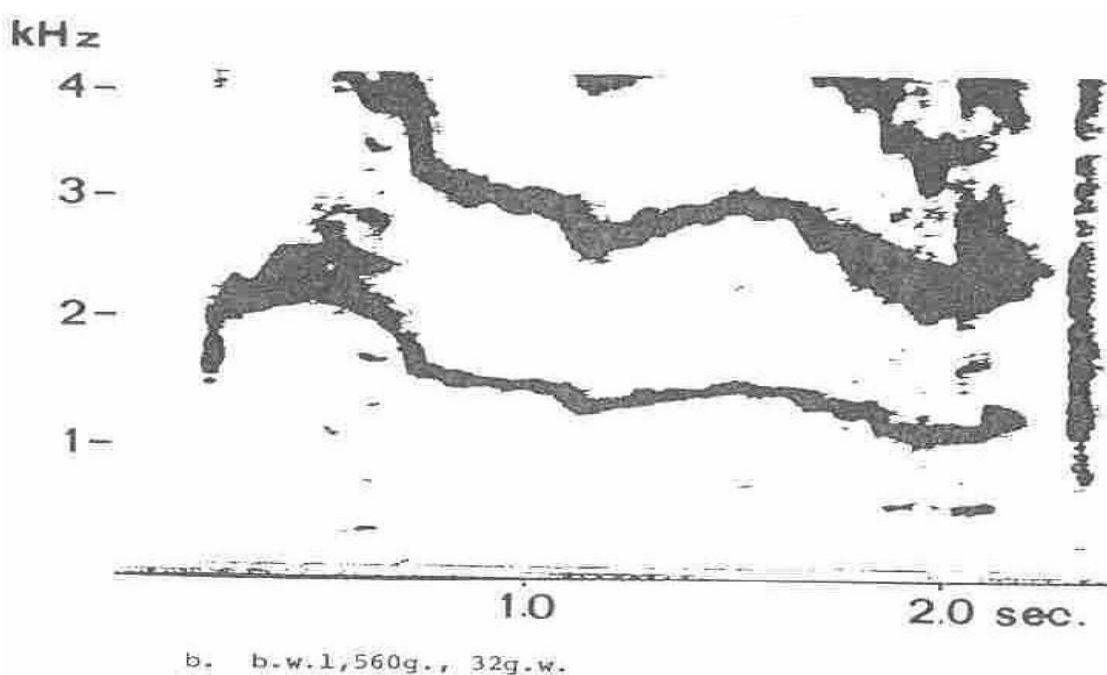
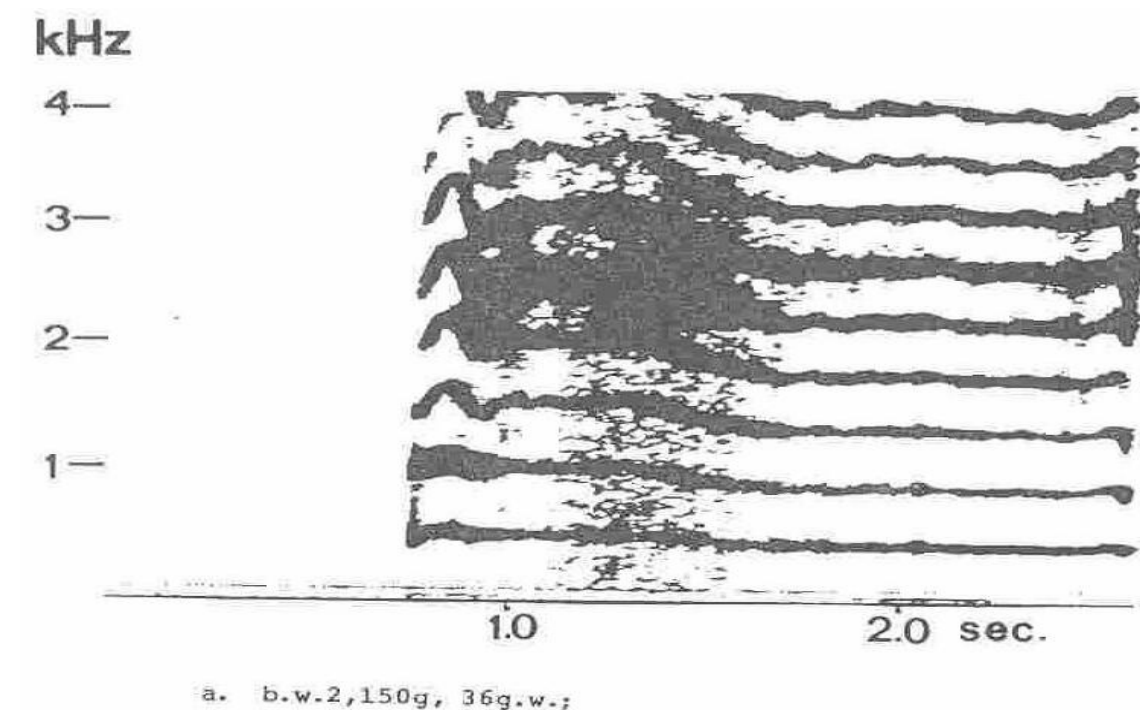


Conceptualización de la organización del control del llanto infantil. En la figura se muestran el procesador superior, el procesador medio y el procesador bajo o inferior.

Imagen tomada de: **Golub, H. L., Corwin, M. J.**, "A physioacoustic model of the infant cry". In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds). *Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives*. N. York, Plenum Press. Pg. 65, 1985.

ANEXO 1-8

Llanto de Dolor en niños Bajo Peso y Pretérmino

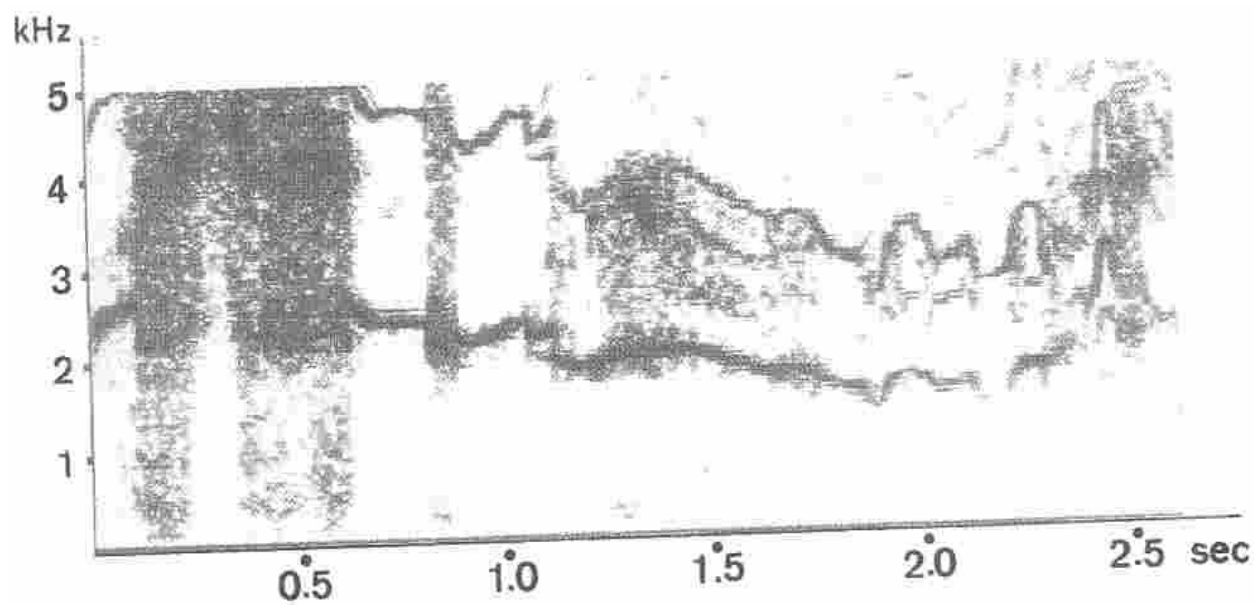


a. y **b.** Más de dos segundos de espectrogramas de llanto de dolor de un niño (**a**) de 2150 gramos de peso al nacer y 36 semanas de edad gestacional y otro (**b**) de 1560 gramos de peso en el nacimiento y 32 semanas de edad gestacional. El niño de **b** exhibe peores características acústicas, es decir, pobre distribución armónica y sonoridad, también alto valor de la frecuencia fundamental (valor máximo medio de 1360 hertz).

Imagen tomada de: **Michelson, K., Wasz-Höckert, O.**, "The value of cry analysis in neonatology and early infancy". In Murry, T., Murry, J., (eds). *Infant Communication: Cry and Early Speech*. College-Hill Press. Houston. Pg. 162, 1980.

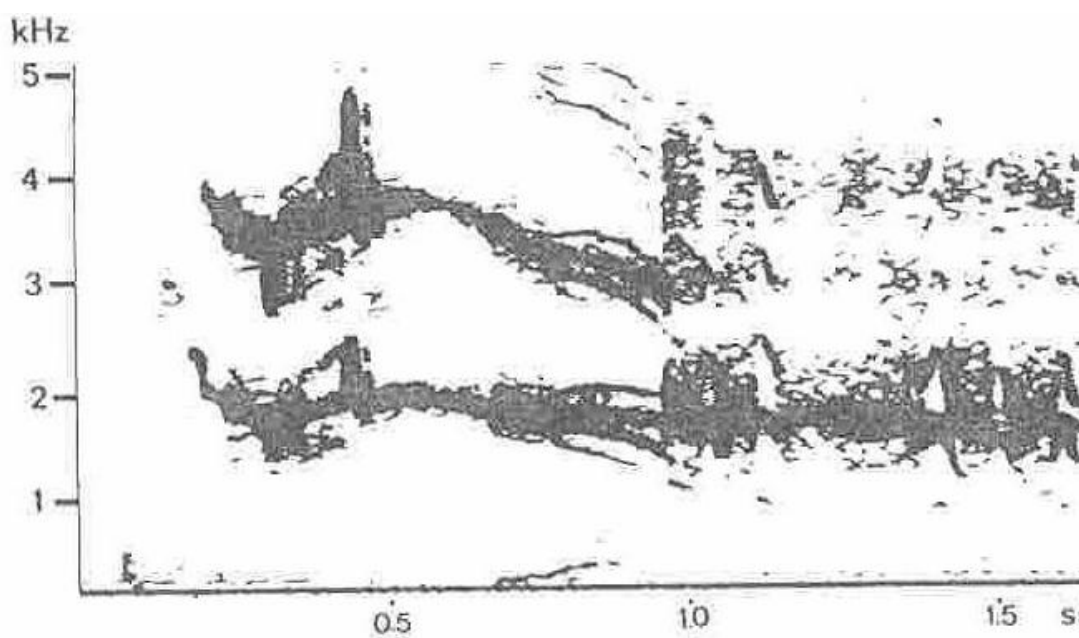
ANEXO 1-9

Llanto de Dolor en Asfixia e Hiperbilirrubinemia



a. Espectrograma del llanto de un niño de dos días de edad con Asfixia severa al nacer.

Imagen tomada de: **Michelsson, K., Michelsson, O.**, "Phonation in the newborn, infant cry".
International Journal of
Pediatric Otorhinolaryngology. 49. Suppl 1. Pg. 300, 1999.

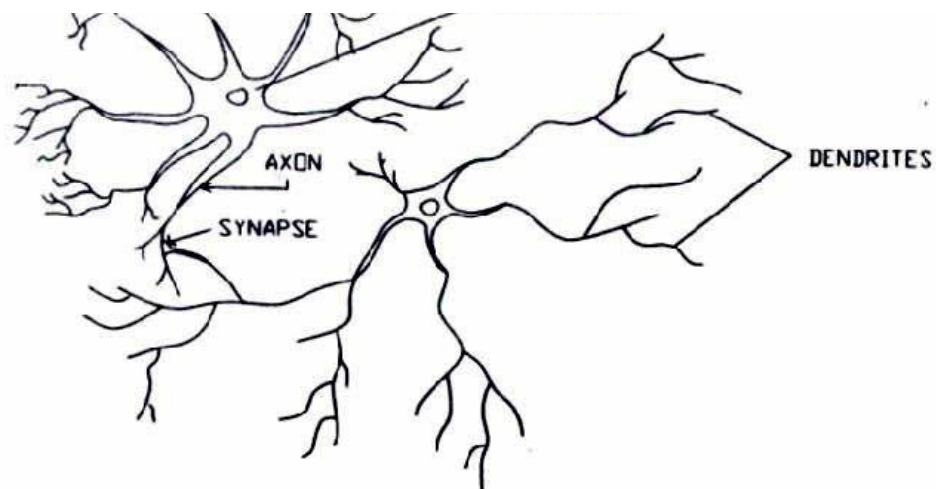


b. Espectrogram del llanto de un niño con Hiperbilirrubinemia.

Imagen tomada de: **Michelsson, K., Wasz-Höckert, O.**, "The value of cry analysis in neonatology and early infancy". In
Murry, T., Murry, J., (eds). Infant Communication: Cry and Early Speech. College-Hill Press. Houston.
Pg. 169, 1980.

ANEXO 1-10

Esquemas de Neurona Biológica y Neurona Artificial



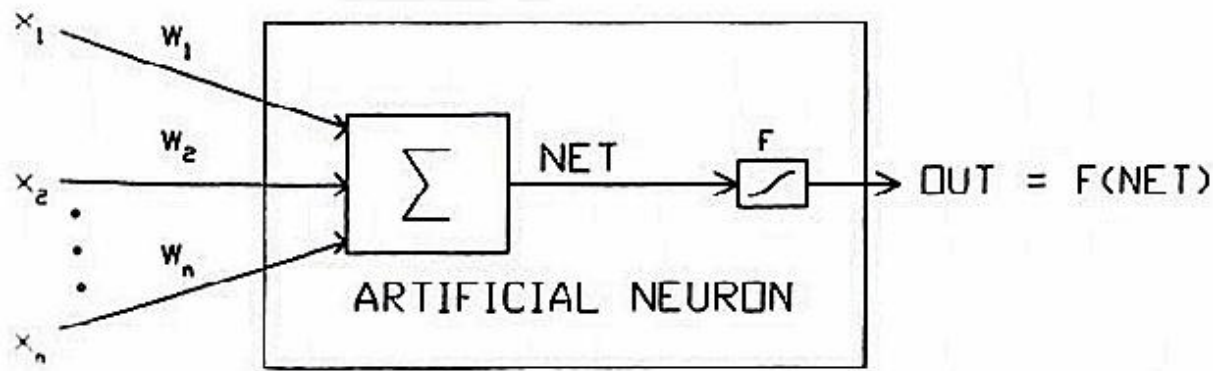
a. Neurona Biológica (dos células).

Imagen tomada de: **Wasserman, P. D.**, "Fundamentals of artificial neural networks". In Neural Computing:
Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. Pg. 13, 1989.

$$\text{NET} = x_1 w_1 + x_2 w_2 + \dots + x_n w_n$$

b. Neurona Artificial.

Imagen tomada de: **Wasserman, P. D.**, "Fundamentals of artificial neural networks". In Neural Computing: Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. Pg. 14, 1989.



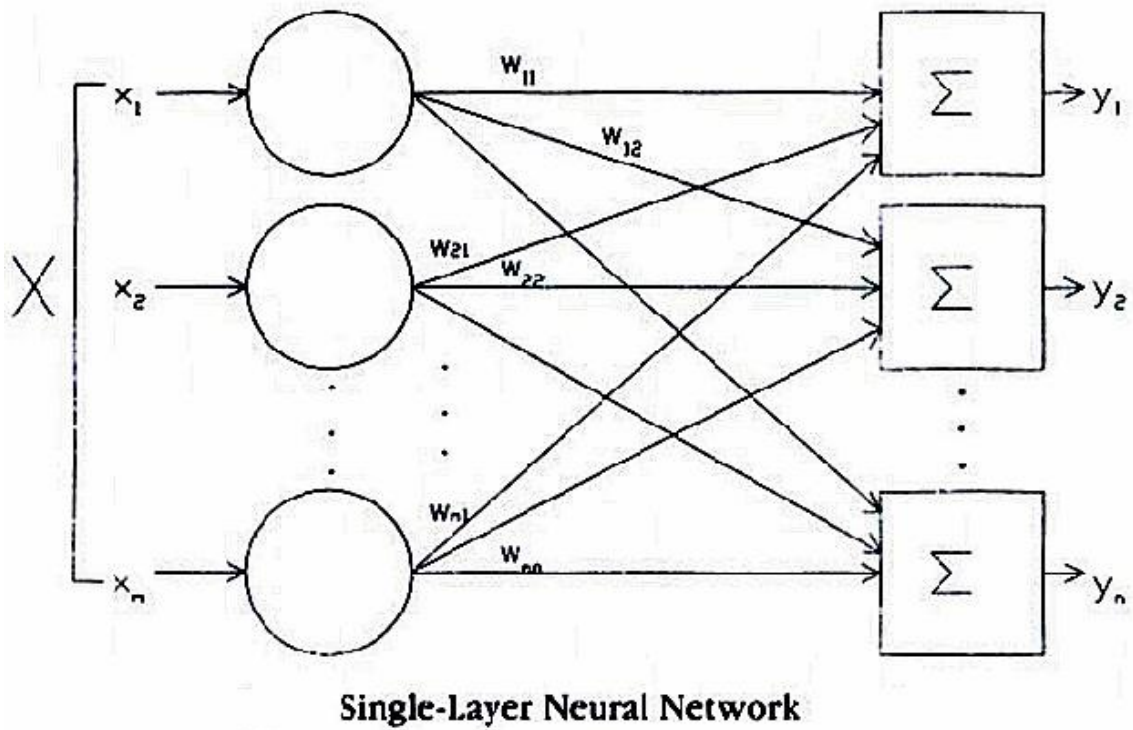
Artificial Neuron with Activation Function

c. Neurona Artificial con Función de Activación.

Imagen tomada de: **Wasserman, P. D.**, "Fundamentals of artificial neural networks". In Neural Computing: Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. Pg. 15, 1989.

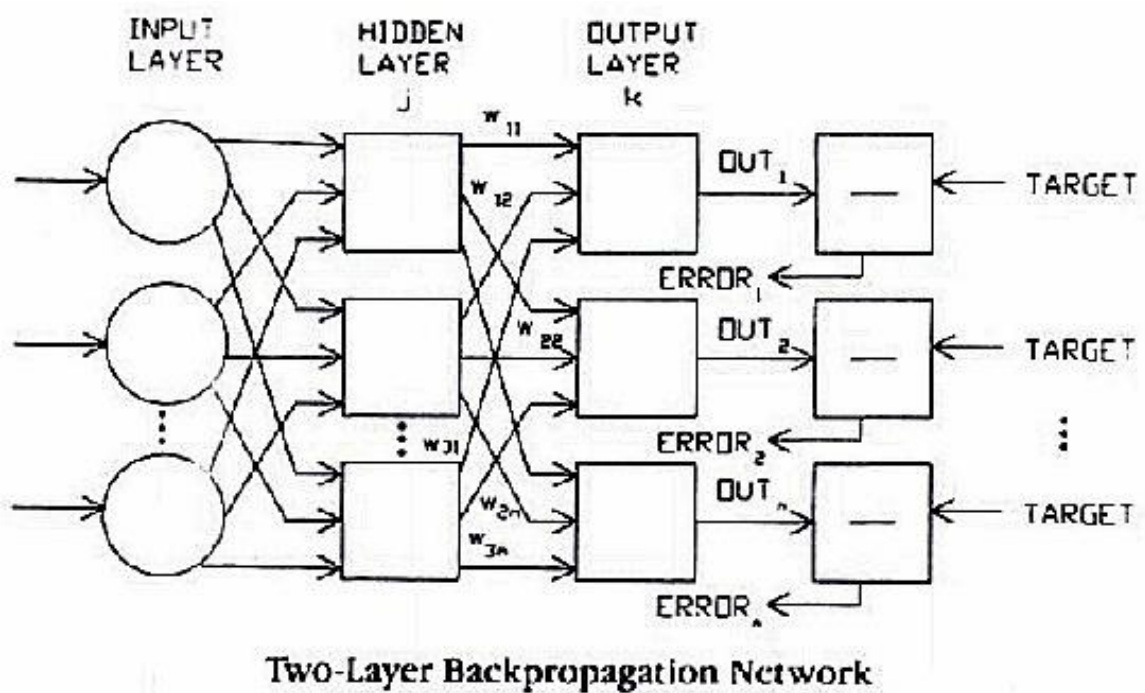
ANEXO 1-11

Esquemas de Red Neuronal de una capa y Backpropagation de dos capas



a. Red Neuronal de una sola capa.

Imagen tomada de: **Wasserman, P. D.**, "Fundamentals of artificial neural networks". In Neural Computing: Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. Pg. 18, 1989.

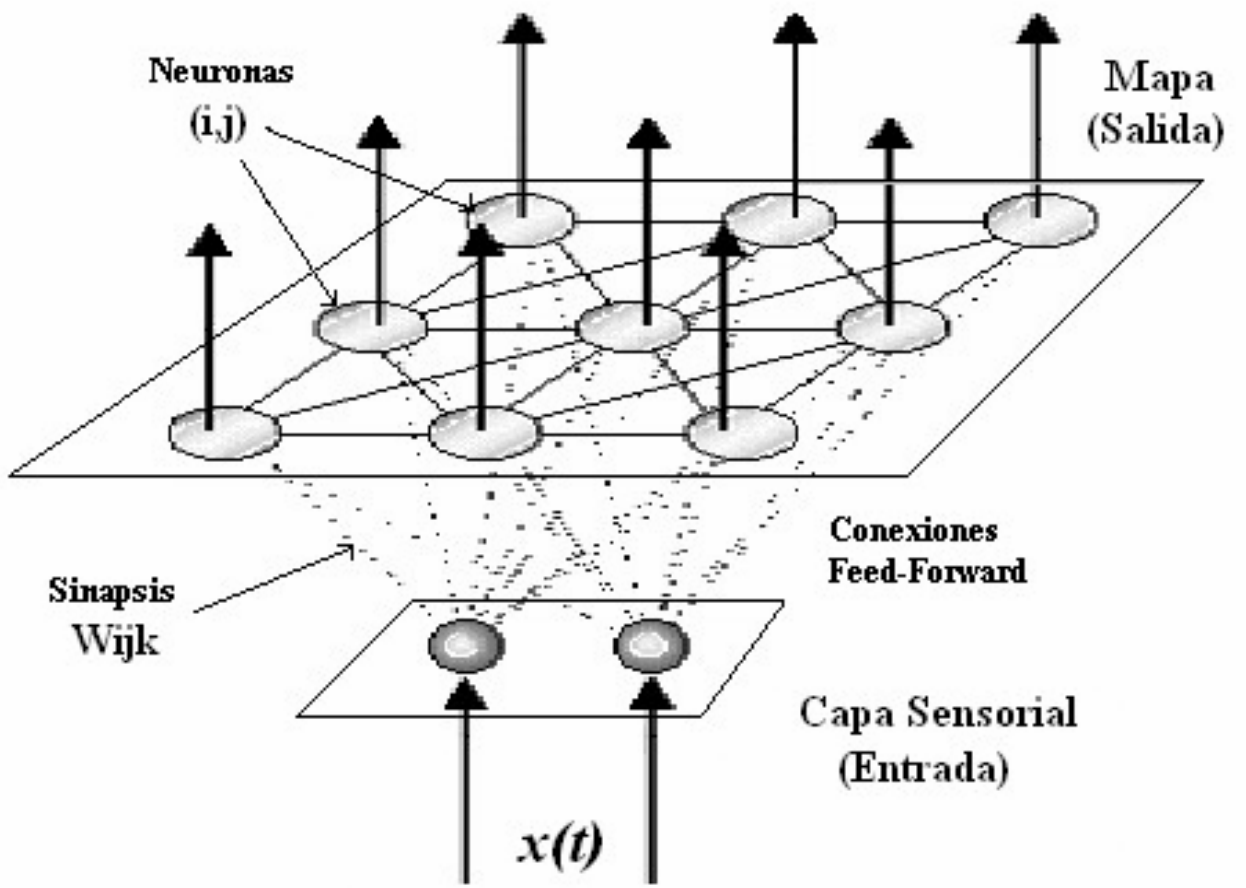


b. Red Neuronal Backpropagation de dos capas con una capa oculta.

Imagen tomada de: **Wasserman, P. D.**, "Backpropagation". In Neural Computing: Theory and Practice. Van Nostrand Reinhold. N. York. Pg. 46, 1989.

ANEXO 1-12

Esquema General de la Arquitectura de una Red Auto-Organizada



Red Auto-Organizada de Kohonen.

ANEXOS DEL CAPÍTULO 2

ANEXO 2-1

Modelo 01

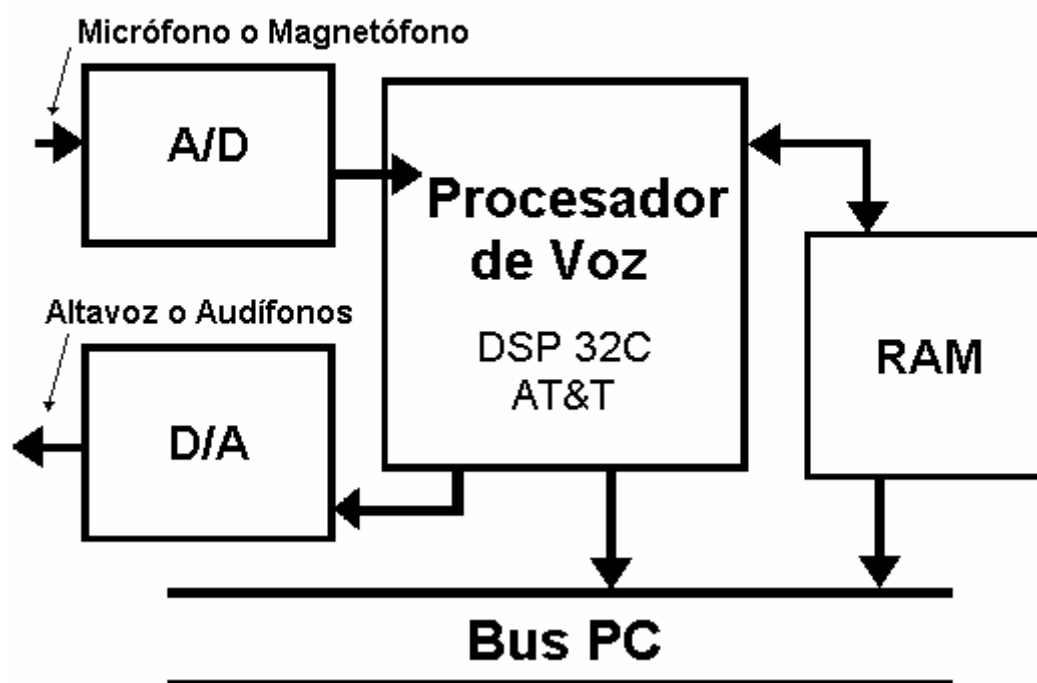
HC	PROCEDENCIA		
FECHA DE NACIMIENTO	Pueblo, Ciudad, etc.	Municipio	Provincia
Día Mes Año	OBSERVACIONES		
HORA DE NACIMIENTO	TIPO DE PARTO	EDAD GESTACIONAL (EG) SEMANAS	
	<input type="checkbox"/> AM — EUTOCICO <input type="checkbox"/> PM — DISTOCICO		
FACTORES PRENATALES	GESTACION G	PARIDAD P	ABORTO (GPA) A
EDAD DE LA MADRE AÑOS			
OBSERVACIONES			
FACTORES DEL PERIPARTO	TIEMPO DE ROTURA DE MEMBRANA (TRM)	<input type="checkbox"/> DIAS <input type="checkbox"/> HORAS <input type="checkbox"/> MINUTOS	LIQUIDO AMNIOTICO (LA)
OBSERVACIONES			
SEXO	PESO (Gramos)	APGAR	LLANTO
<input type="checkbox"/> Masculino (M) <input type="checkbox"/> Femenino (F)		--	<input checked="" type="checkbox"/> PROVOCADO <input type="checkbox"/> ESPONTANEO
TOMA DE LLANTO No. _____			
EDAD AL TOMAR EL LLANTO AÑO(S) MES(ES) DIA(S) HORA(S)			
CARACTERISTICAS DEL NIÑO Y DIAGNOSTICO			PARA USO DE INFORMATICOS
OBSERVACIONES			DATOS DE GRABACION
			Duración: _____ Min. _____ Seg. Fecha: D M A Hora : _____ AM _____ PM Latencia Inicial: _____ (si) _____ (no)
Firma:			
DATOS DE MICROFONO	DATOS DE GRABADORA	DATOS DE CASETE No. _____ Cara _____	No. I _____ No. F _____
Firma:			

MEDICOS: Dr. L. Regueiferos P. Dr. L. Capdevila B.
 INGENIEROS: D. Escobedo B. y Dr. S. Cano O.

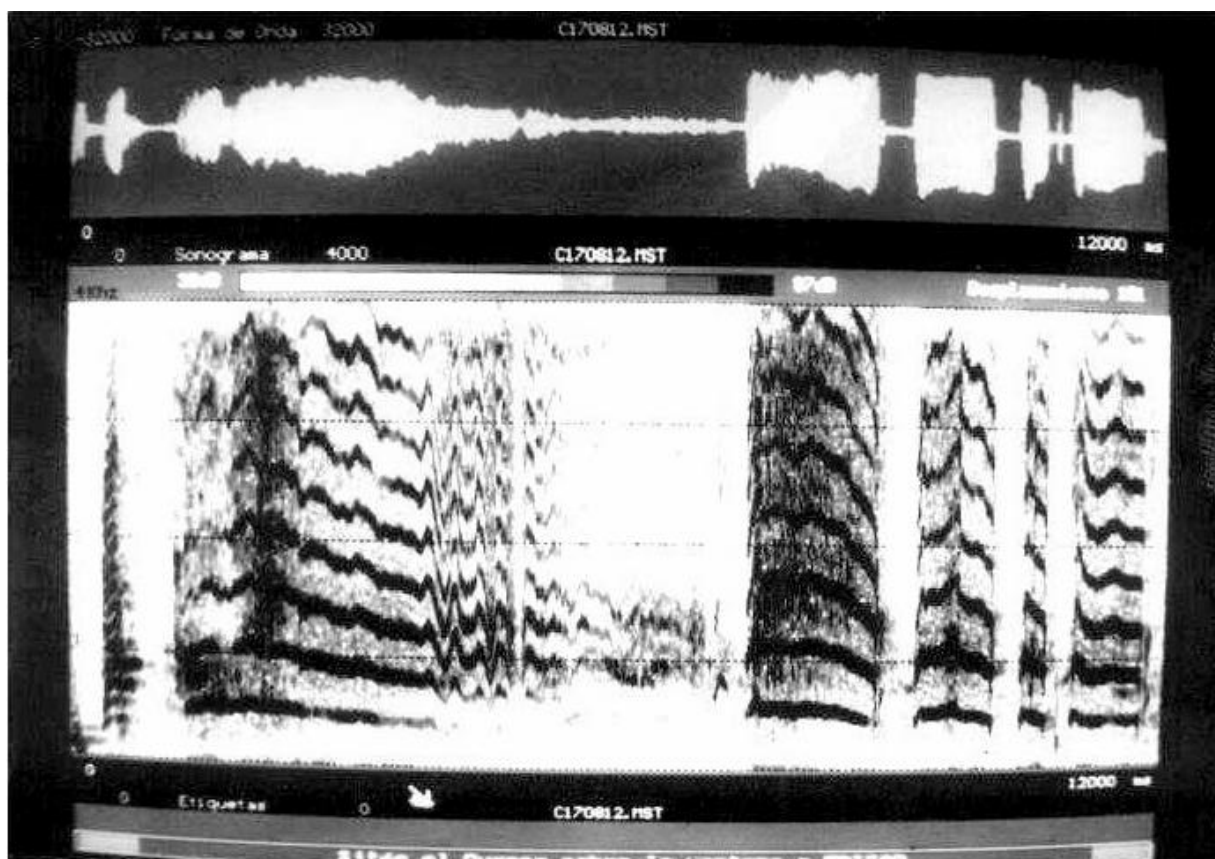
ANEXO 2-2

PCVOX-VISHA (Hardware) y Modelo Oscilograma-Espectrograma de un Caso

PCVOX-VISHA (Hardware)



Departamento de Ingeniería Electrónica de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad Politécnica de Madrid.



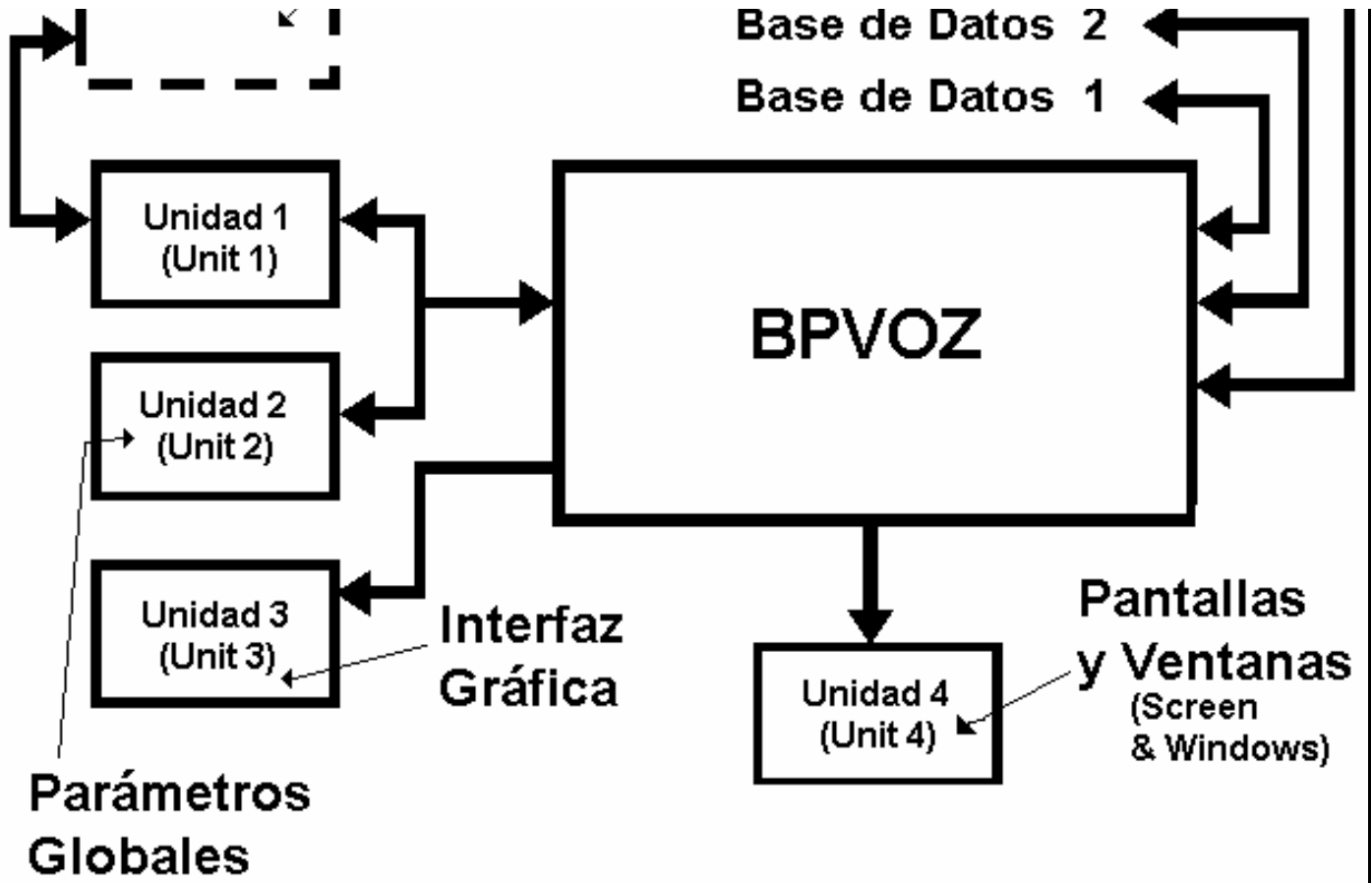
Modelo Oscilograma-Espectrograma

Foto de pantalla (monocromo) del Modelo Oscilograma-Espectrograma del PCVOX de 12 segundos de llanto provocado del Caso 17 (Caso Normal). Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.

ANEXO 2-3

Esquema General del BPVOZ



BPVOZ

Este programa permite grabar, segmentar, editar un fichero digital de voz, entre otras facilidades. También es capaz de generar ficheros de datos debido a procesamiento algorítmico, siendo posible además la confección de programas por el usuario.

ANEXO 2-4

BDLLANTO: Lista de Segmentos Sonoros y Estadígrafo

ESC_AF~1\BDLLANTO\LLANTO.EXE								
elo 01		Procesamiento	Herramientas	Accesorios	09			
Caso: 17								
egm.	BPUOZ		PGUOX		Residual	Spect		Obser.
	Inicio(i)	Final(f)	i(mS)	f(mS)	T0(mS)	F0(Hz)	F1(Hz)	
1	81/1	84/116	1280.0	1342.5	1.4	714.3	882	
2	85/1	88/116	1344.0	1406.5	4	250.0	709	
3	89/1	92/116	1408.0	1470.5	2.1	476.2	724	
4	93/1	96/116	1472.0	1534.5	3.9	256.4	756	
5	97/1	100/116	1536.0	1598.5	1.9	526.3	536	
6	101/1	104/116	1600.0	1662.5	1.9	526.3	536	
7	105/1	108/116	1664.0	1726.5	1.9	526.3	504	
8	109/1	112/116	1728.0	1790.5	2.0	500.0	504	
9	113/1	116/116	1792.0	1854.5	4	250.0	505	
10	117/1	120/116	1856.0	1918.5	3.9	256.4	555	
Anterior		Próximo		Imprimir		Estadígrafos		Leven

Lista de Segmentos Sonoros

En el listado se observan datos de los extremos de segmentos y los valores de Frecuencia Fundamental y de Frecuencia del Primer Formante de los primeros segmentos sonoros del Caso 17 (Caso Normal). Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.

ESC_AF~1\BDLLANTO\LLANTO.EXE						
delo 01		Procesamiento	Herramientas	Accesorios	09	
Estadígrafos						
	Valor Medio	Mínimo	Máximo	Amplitud	Desviación Standard	Varianza
F0	436.27	169.49	714.29	544.79	98.12	9620.37
F1	1113.00	504.00	1701.00	1197.00	267.74	71683.27
Aceptar						
s9	113/1	116/116	1792.0	1854.5	4	250.0
s10	117/1	120/116	1856.0	1918.5	3.9	256.4
Anterior		Próximo		Imprimir		Estadígrafos
						Leven

Estadígrafo

Estadígrafo de la Frecuencia Fundamental y de la Frecuencia del Primer Formante del Caso 17 (Caso Normal). Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.

ANEXO 2-5

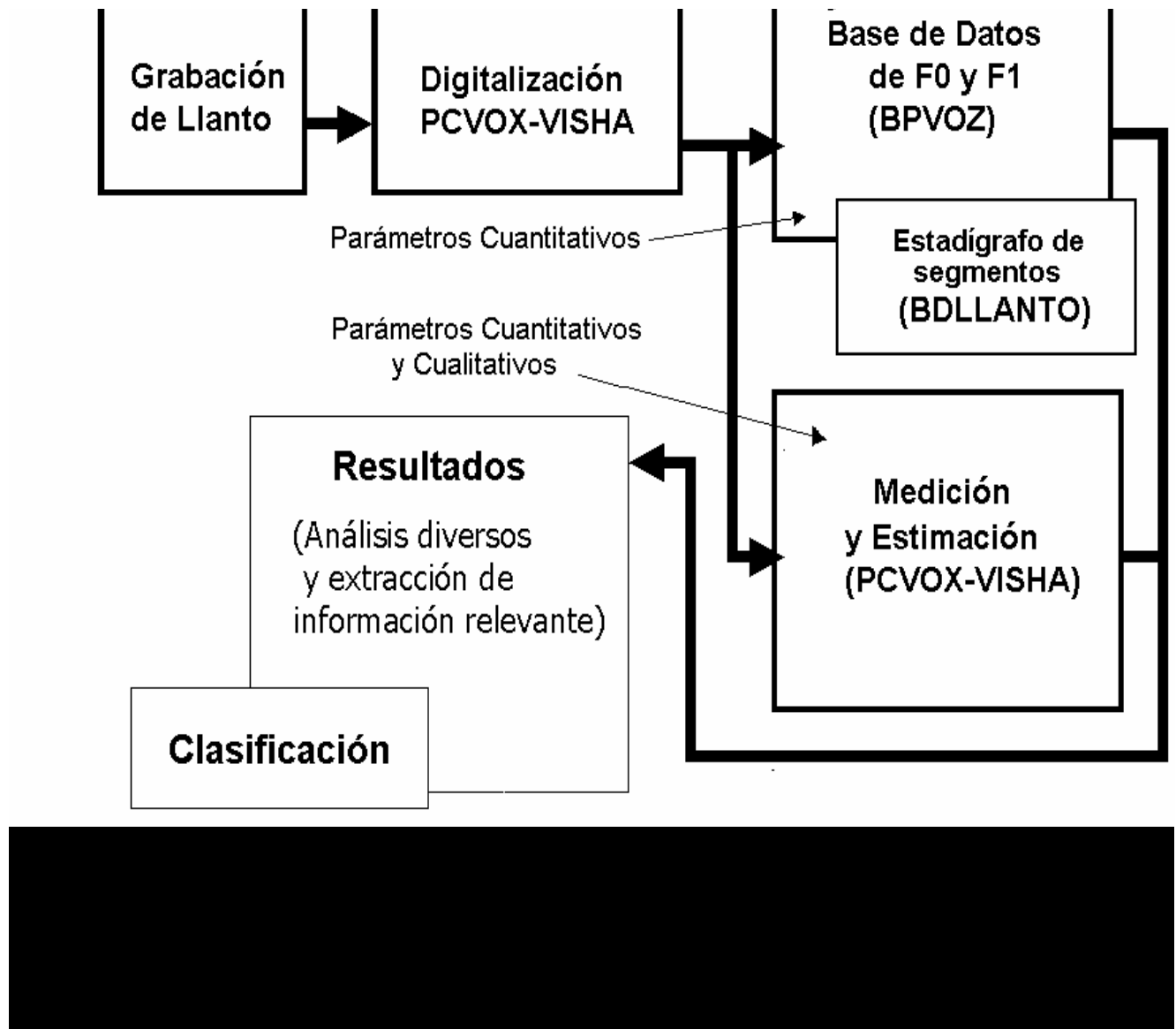
Modelo 02

SANTIAGO DE CUBA. / CUBA.		PROYECTO DE INVESTIGACION CONJUNTA		ETAPA 1. Modelo 02.							
PROYECTO LLANTO											
CASO No.		PARA USO DE INFORMATICOS									
HC		DATOS DE MICROCOMPUTADORA		DATOS DE FICHERO							
DENOMINACION DEL FICHERO		SOFTWARE: HARDWARE:		fs _____ Hz. t.adq. _____ mS. Resolución _____ Bits. Bytes _____ Muestras _____							
PARAMETROS CUANTITATIVOS											
EJE DE TIEMPO (mS)											
PRIMERA LATENCIA		PRIMERA UNIDAD DE LLANTO(FEC)		SEGUNDA UNIDAD DE LLANTO(SEC)							
EJE DE FRECUENCIA (Hz)											
TONO (FO) (Con Desp.)		(M)	(min)	(máx)	(amp)	(S)	(SxS)				
PRIMER FORMANTE(F1)											
EJE DE AMPLITUD (dB)											
PRIMERA UNIDAD DE LLANTO				SEGUNDA UNIDAD DE LLANTO							
MAX.	MIN.	25%	50%	75%	VALOR MEDIO	MAX.	MIN.	25%	50%	75%	VALOR MEDIO
PARAMETROS CUALITATIVOS											
SONORIDAD		MELODIA				GOLPE DE GLOTIS (GP)					
— SONORO		— ASCENDENTE-DESCENDENTE				— OCURRENCIA DE GOLPE DE GLOTIS Y OTRAS SENALES					
— SEMI SONORO		— DESCENDENTE				— OCURRENCIA DE GOLPE DE GLOTIS SOLAMENTE					
— SORDO		— ASCENDENTE				— AUSENCIA DE GOLPE DE GLOTIS					
— SORDO		— PLANA									
CRUJIDOS (VF)		— DESCENDENTE-ASCENDENTE									
		— NO — SI — VARIOS									
NASALIDAD		TENSION		SUBARMONICOS — NO — SI				LLANTO INSPIRATORIO			
— SI		— NORM.		— RUPTURA DE SUBARMONICOS				— SI — NO			
— NO		— TENSO		— RUPTURA ARMONICA				— VARIOS			
		— LAXO		— BIFURCACION — OTROS							
OBSERVACIONES											

INGENIEROS: D. Escobedo B, Dr. S. Cano O, J. Soto L y R. Madrazo R.
LINGUISTAS: Dr. V. Ruiz H. y Lic. E. Miyares B. FECHA: / / .

ANEXO 2-6

Diagrama de Bloques del Esquema General de Trabajo



Esquema General de Trabajo

El diagrama de bloques presenta la secuencia general de trabajo seguida en el Proyecto Análisis Acústico del

Llanto Infantil, Etapa 1. Entre los análisis previos a la Clasificación se encuentra el Análisis Estadístico de los datos.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.

ANEXOS DEL CAPÍTULO 3

ANEXO 3-1**Datos (Statgraphics Plus for Windows)**

	GE	CASO No.	HC	TIOPART	EG	G	P	A	EM	TRM	LA	SEX	PESO	APGAR
1	GEN 1	7	69550	0	40,1	1	1	0	20	0	0	0	3510	0
2	GEN 1	15	69608	0	41,5	2	1	1	33	180	0	11	3430	0
3	GEN 1	20	70421	0	38,4	2	1	1	25	390	0	0	3050	0
4	GEN 1	21	53658	0	37,4	4	2	2	21	55	0	11	2865	0
5	GEN 1	24	74403	0	41,3	1	1	0	23	120	0	0	3265	0
6	GEN 1	25	74387	0	38,3	2	1	1	22	150	0,5	11	2865	0
7	GEN 1	26	74055	0	40,6	2	1	1	22	240	0	11	3220	0
8	GEN 1	27	58111	0	39	4	3	1	38	1080	0	11	3160	0
9	GEN 1	28	76198	0	39,5	2	1	1	26	150	0	11	2850	0
10	GEN 1	29	76761	0	42	2	1	1	21	150	0	11	3150	0
11	GEN 1	30	64238	0	40,1	3	2	1	23	180	0	0	3825	0
12	GEN 1	31	76373	0	41	3	3	0	28	7	0	0	3950	0
13	GEN 1	32	76416	0	38,3	2	1	1	26	60	0	11	2910	0
14	GEN 1	33	76368	0	39	1	1	0	31	360	0	0	2830	0
15	GEN 1	34	76207	0	41,1	2	2	0	21	30	0	11	2905	0
16	GEN 1	35	76619	0	40,6	4	1	3	24	90	0	11	2800	0
17	GEN 1	36	76553	0	38	1	1	0	15	600	0	0	3420	0
18	GEN 2	6	62992	1	39,4	2	2	0	19	5	0	0	3460	0
19	GEN 2	17	70831	1	39	3	2	1	30	4	0	0	3510	0
20	GEP 1	1	42868	0	30	2	1	1	31	2880	0	11	950	1
21	GEP 1	5	69640	0	41,3	1	1	0	28	600	0,5	11	3620	0
22	GEP 1	10	70109	1	41	1	1	0	36	510	0,5	0	3585	0
23	GEP 1	11	66431	1	33	1	1	0	30	3600	0,3	11	1485	1
24	GEP 1	13	50211	1	40,5	3	2	1	23	180	0	11	2890	0
25	GEP 1	18	42999	1	36,6	2	2	0	29	1140	0	0	1400	1
26	GEP 1	22	74371	1	38	2	2	0	21	180	1	0	2670	1
27	GEP 2	2	55929	1	40,1	2	1	1	23	240	1	11	2510	0
28	GEP 2	4	58554	1	37,3	4	3	1	23	8	0	11	2120	0
29	GEP 2	9	42728	0	32	2	2	0	33	7200	0	11	1230	1
30	GEP 2	16	70164	1	39	1	1	0	21	1440	0,7	11	2545	0
31	GEP 2	37	68271	0	34	4	3	1	19	300	0	0	1435	0
32	GEP 3	19	71413	0	31,7	1	1	0	20	3360	0	0	1500	0
33	GEP 3	23	73648	1	33	1	1	0	17	6	0	0	980	0
34	GEP 3	38	76933	1	32,8	1	1	0	20	5	0	0	960	1
35	GEP 4	14	57632	0	39	3	2	1	20	330	0	0	3780	0

Continuación Anexo 3-1

Pg.2/6

	EDADTLL	PLAT	PULL	SLAT	SULL	TONOMED	TONOMIN	TONOMAX	RECTONO
1	18	300	5792	4334	1515	753,26	200	2500	2300
2	11	2158	6018	3275	500	409,43	93,46	1111,11	1017,65
3	30	1628	6303	2649	1320	1058,4	95,24	2500	2404,76
4	37	511	2820	4088	1287	737,81	144,93	2000	1855,07
5	15	1495	4316	587	1627	522,94	96,15	2500	2403,85
6	32	492	2574	1230	795	664,91	133,33	1111,11	977,78
7	4,5	1041	795	4827	1836	544,18	106,38	1666,67	1560,28
8	38	1533	3388	284	4864	606,09	95,24	2500	2404,76
9	60	719	965	833	1268	727,48	123,46	2000	1876,54
10	120	1496	4921	2725	1609	1150,02	81,97	2500	2418,03
11	16	549	1060	4372	1155	736,32	188,68	3333,33	3144,65
12	23	4637	2271	3483	871	595,26	185,19	1250	1064,81
13	23	852	4145	833	1874	961,88	104,17	2500	2395,83
14	32	1059	2366	2821	1135	500,22	123,46	1666,67	1543,21
15	31	965	4562	3899	1665	552,29	88,5	2000	1911,5
16	29	416	4240	6454	790	757,78	94,34	3333,33	3238,99
17	25	1798	3293	360	2082	491,15	133,33	1666,67	1533,33
18	5,5	450	5280	2347	1836	565,87	147,06	1111,11	964,05
19	144	398	4542	1590	1496	436,27	169,49	714,29	544,79
20	456	3000	2631	757	2480	706,68	80	3333,33	3253,33
21	48	3500	4258	265	2139	649,19	169,49	1250	1080,51
22	46	1003	2158	662	814	603,51	111,11	2000	1888,89
23	540	265	4467	284	1476	478,5	101,01	3333,33	3232,32
24	168	4500	4051	321	871	495,38	84,03	1000	915,97
25	348	360	3483	1968	1439	463,19	166,67	909,09	742,42
26	61	1741	3123	909	3615	1022,1	123,46	2500	2376,54
27	6,5	3000	3615	1193	908	743,88	142,86	2500	2357,14
28	73	2000	2555	2441	1723	673,24	200	1250	1050
29	228	1874	4164	303	1041	466,11	87,72	909,09	821,37
30	72	4581	1760	4770	770	648,53	222,22	2500	2277,78
31	360	1382	2006	303	1155	558,8	175,44	1666,67	1491,23
32	19	5054	2063	965	928	724,79	80	2000	1920
33	1020	3388	2953	606	1306	500,29	91,74	1000	908,26
34	552	530	814	568	1173	673,91	84,03	2500	2415,97
35	108	3786	625	359	1041	589,21	204,08	2500	2295,92

Continuación Anexo 3-1

Pg.3/6

	DS_TONO	VAR_TONO	PFORMED	PFORMIN	PFORMAX	RECPFOR	DS_PFOR
1	522,91	273430,07	1188,63	788	1953	1165	280,33
2	153,25	23486,3	1097,43	599	3245	2646	547,36
3	955,37	912740,27	2301,92	819	2961	2142	324,72
4	430,7	185499,19	1785,03	756	2520	1764	495,18
5	514,41	264620,12	1304,32	850	2614	1764	258,19
6	212,42	45121,92	886,28	567	1354	787	162,1
7	388,66	151056,08	1195,71	555	1985	1430	314,16
8	403,9	163139,15	1136,84	599	1985	1386	266,55
9	425,57	181107,9	1328,13	630	1764	1134	246,84
10	936,53	877082,32	1803,61	630	2898	2268	479,33
11	510,68	260795,07	1543,4	599	2236	1637	454,66
12	239,3	57263,58	1122,62	536	1323	787	198,09
13	897,21	804994,71	1516,77	518	2772	2254	619,05
14	300,8	90478,46	1276	708	1796	1088	189,13
15	396,76	157420,45	1386,92	725	2110	1385	275,04
16	908,58	825508,72	1952,01	536	2981	2445	786,6
17	273,42	74760,95	1451,45	693	1859	1166	212,02
18	287,85	82856,54	996,85	740	1212	472	82,25
19	98,12	9628,37	1113	504	1701	1197	267,74
20	789,69	623605,36	1795,8	1040	3000	1960	481,61
21	259,74	67466,63	1097,2	771	1464	693	96,18
22	286,49	82078,9	855,59	252	1312	1060	188,46
23	318,37	101359,91	802,3	536	976	440	83,05
24	212,24	45044,36	954,67	315	1417	1102	240,71
25	174,52	30458,22	882,96	444	1543	1099	241,39
26	519,38	269760,58	1569,76	882	3465	2583	462,38
27	713,41	508952,99	1680,86	979	2804	1825	506,75
28	269,99	72895,06	1133,79	788	1417	629	110,49
29	261,99	68637,78	1027,01	589	1811	1222	204,34
30	452,22	204502,15	1822,67	693	2977	2284	762,29
31	261,35	68305,02	1240,45	882	1638	756	201,15
32	328,11	107659,31	1030,72	662	1669	1007	207,99
33	242,22	58668,35	995,4	725	2110	1385	251,75
34	551,01	303610,53	1540,98	1023	2898	1875	355,57
35	490,71	240796,63	1010,19	593	2646	2053	430,57

Continuación Anexo 3-1

Pg.4/6

	VAR_PFOR	IMAX_PULL	IMIN_PULL	I25_PULL	I50_PULL	I75_PULL	IMED_PULL
1	78583,72	42,4	16	30,2	37,4	40,3	33,2
2	299601,07	43,3	14,4	35,7	40,2	40,2	34,7
3	105445,62	43,6	9	33,5	36,9	36,7	31,9
4	245199,82	43,4	9	38,3	40,3	30,1	32,2
5	66663,71	43,5	6	42,8	34,3	39,1	33,1
6	26275,32	43,3	10,7	35	36,9	32,2	31,6
7	98694,54	41,3	16,8	34,4	36,1	33,3	32,3
8	71048,75	43,7	14,4	43	32	41,2	34,8
9	60928,97	43,6	16	30,4	35,5	37,5	32,6
10	229761,59	42,7	9	34,3	35	37,9	31,7
11	206712,65	43,7	20,7	41,7	35,7	43	36,9
12	39238,66	43,7	22,1	37,9	43,1	42,9	37,9
13	383218,57	43,6	9	31,1	32,4	25,8	28,3
14	35769,68	43,8	15	38,9	36,5	34,4	33,7
15	75646,72	42,5	18,5	37,9	39	33,4	34,2
16	618744,99	41,5	6	38,5	33,3	26,8	29,2
17	44952,28	42,7	10,7	38,9	36,8	30,5	31,9
18	6764,6	42	14,4	25,2	40,1	22,1	28,7
19	71683,27	42,4	10,7	40,4	35,2	30,1	31,7
20	231949,04	40,4	20	30,1	34,9	31	31,2
21	9250,34	41,5	17,7	27,6	23,8	20,9	26,3
22	35517,26	41,5	13,8	29,1	22,1	31,9	27,6
23	6896,63	40,9	6	29,5	28	12	23,2
24	57942,65	42,8	21,2	23,5	36,2	32,6	31,2
25	58267,62	43,3	17,7	35	31,1	33,7	32,1
26	213790,81	35,1	12	27,2	27,4	32,4	26,8
27	256796,86	40,3	18,8	27,7	30,1	22,7	27,9
28	12207,77	44,2	13	30,4	42,4	34	32,8
29	41753	41	10,7	30,5	39,1	32,4	30,7
30	581084,96	43,7	16,4	28,2	35,7	38,2	32,4
31	40462,13	44	28,4	32,7	42	40,5	37,5
32	43261,76	43,3	12	43,2	13,8	34,2	29,3
33	63378,82	43,2	16	25,1	42,8	29,5	31,3
34	126428,57	43,9	21	35,9	38,8	39,5	35,8
35	185394,18	42,5	25,5	41	40,3	33,4	36,5

Continuación Anexo 3-1

Pg.5/6

	IMAX_SULL	IMIN_SULL	I25_SULL	I50_SULL	I75_SULL	IMED_SULL	SON	MEL
1	42,9	15	36,5	39,8	41,8	35,2	0	0
2	39	12	34	40	30	31	0	0
3	42	10	31	41	30	30,8	0,5	1
4	43,1	25,1	35,2	42,7	43,1	37,8	0,5	0
5	44,2	21,8	43,9	42	37,7	37,9	0	0
6	43,7	16,8	31,5	43,7	34,5	34	0,5	0
7	42,9	24,7	34,8	31,1	42,5	35,2	0,5	1
8	43,6	21,9	36,3	40,3	35,9	35,6	0	0
9	43,7	15	42,7	41,1	42,3	36,9	0	0
10	42,4	6	40,1	37,7	39,3	33,1	0,5	0
11	44	23	30	32,4	43,7	34,6	0	0
12	44,2	17,4	42,9	44,2	41,3	38	0	0
13	43,9	13,8	36,3	22,3	31,7	29,6	0,5	0
14	42,5	23	24,9	41,3	38,1	33,9	0	0
15	42,9	22,4	38,5	42,9	32,3	35,8	0	0
16	39	11	37	29	20	27,2	0	0
17	42,8	15	39,1	34	34,7	33,1	0	0
18	43,2	10,7	41,5	42,2	37,3	34,9	0	0
19	43	19,2	37,8	38,3	42,3	36,1	0	0
20	43,6	19,6	35,2	36,2	22,1	31,3	0	0
21	42,4	19,8	38,5	33,2	36,2	34	0,5	0
22	41,8	24,4	35,6	41,4	41,8	37	0	0
23	42,9	22,6	38,2	39,8	41,6	37	0	0
24	43,2	16,4	42,7	36,4	39,2	35,5	0	0
25	43,5	18,3	38,5	39,8	26,4	33,3	0	0
26	41,7	15,5	35,1	37,7	25,3	31	0	0
27	42,1	25,1	26,9	37,9	41,9	34,7	0	0
28	44,1	28,2	41,3	41,5	38,8	38,7	0	0
29	41,9	21,4	31,9	39,7	37,7	34,5	0,5	0
30	42	17	29	34	30	30,4	0,5	0,5
31	43,6	21,5	41	41,4	39,2	37,3	0	0
32	43,6	23,9	39,8	39,6	41,2	37,6	0	0
33	43,7	30,7	41,5	40,6	38,1	38,9	0	0
34	43,3	10,7	42,1	35	40,3	34,2	0	0
35	42,9	17,1	31,7	19,8	40,3	30,3	0,5	0

Continuación Anexo 3-1

Pg.6/6

	GG	CRUJ	NAS	TEN	SARM	RSARM	RARM	FUR	LLINS
1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	1	1	0	0	1
3	1	0	0	0	0	0	0	0	1
4	0	0	0	0	0	0	0	0	1
5	0	0	0	0	0	0	0	1	1
6	1	0	0	0	1	0	0	0	1
7	0	0	0	0	0	0	0	0	1
8	1	0	0	0	0	0	0	1	0
9	1	0	0	0	0	0	0	1	1
10	0	0	0	1	1	0	0	1	1
11	1	0	0	0	0	0	0	0	1
12	1	0	0	0	0	0	0	0	1
13	1	0	0	1	1	0	0	1	1
14	1	0	0	0	0	0	0	0	1
15	0	0	0	0	0	0	0	1	1
16	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18	1	0	0	0	0	0	0	0	1
19	0	0	0	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	0	0	0	0	0
21	1	0	1	0	1	0	0	0	1
22	1	0	0	0	0	0	0	1	1
23	0	0	0	0	1	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0	0	0	0
25	1	0	0	0	0	0	0	0	1
26	1	0	0	0	1	0	0	0	1
27	1	0	0	0	0	0	0	0	1
28	1	0	0	0	1	0	0	0	1
29	1	0	0	0	0	0	0	0	1
30	0	0	0	0	0	0	0	0	0
31	1	0	0	0	0	0	0	0	1
32	1	0	0	0	0	0	0	0	1
33	0	0	0	0	0	0	0	1	1
34	1	0	0	0	0	0	0	0	1
35	0	0	0	0	1	0	0	1	0

ANEXO 3-2

Muestra del cálculo del Nivel de Significación usando el Statgraphics Plus

Analysis Summary

Dependent variable: **PLAT**

Factor: **PESO**

Number of observations: 35

Number of levels: 33

ANOVA Table for PLAT by PESO

Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Between groups	6,99804E7	32	2,18689E6	877,83	0,0011
Within groups	4982,5	2	2491,25		
Total (Corr.)	6,99854E7	34			

ANEXO 3-3**Nivel de Significación (Variante 1)**

Var_Modelo 01	TIPOPART	EG	G	P	A	EM
Var_Modelo 02						
PLAT	0,8459	0,7980	0,1933	0,6004	0,6125	0,6020
PULL	0,9249	0,5436	0,4189	0,6253	0,8904	0,6869
SLAT	0,2528	0,2393	0,6186	0,9297	0,0202	0,4823
SULL	0,8210	0,9820	0,3679	0,2076	0,8463	0,0712
TONOMED	0,3219	0,1382	0,2590	0,5100	0,4408	0,0818
TONOMIN	0,4581	0,3629	0,0913	0,0846	0,8607	0,8947
TONOMAX	0,2803	0,8329	0,8210	0,2070	0,3311	0,3050
RECTONO	0,2660	0,8321	0,8105	0,1717	0,3173	0,2967
DS_TONO	0,1265	0,3371	0,3096	0,0998	0,0649	0,0757
VAR_TONO	0,1451	0,2516	0,2245	0,0981	0,0210	0,1067
PFORMED	0,1811	0,1964	0,3705	0,3835	0,0679	0,0027
PFORMIN	0,7163	0,0396	0,1757	0,4923	0,8349	0,3239
PFORMAX	0,3854	0,5635	0,4216	0,1906	0,3236	0,1819
RECPFOR	0,3979	0,6241	0,4580	0,1377	0,1690	0,1561
DS_PFOR	0,5380	0,8450	0,5825	0,2841	0,0089	0,2018
VAR_PFOR	0,7612	0,9681	0,6477	0,3066	0,0022	0,1436
IMAX_PULL	0,1433	0,8106	0,2597	0,1224	0,6583	0,9957
IMIN_PULL	0,8379	0,4893	0,1407	0,0797	0,1937	0,4738
I25_PULL	0,0009	0,8338	0,2434	0,6899	0,6721	0,8540
I50_PULL	0,5683	0,6289	0,1471	0,1094	0,4864	0,8704
I75_PULL	0,0439	0,8633	0,5867	0,1113	0,5763	0,8447
IMED_PULL	0,0262	0,9131	0,0552	0,0195	0,4468	0,9598
IMAX_SULL	0,8946	0,4613	0,5883	0,1358	0,0079	0,0059
IMIN_SULL	0,3873	0,1348	0,2322	0,3915	0,3205	0,3909
I25_SULL	0,4525	0,3114	0,7302	0,2640	0,7939	0,7305
I50_SULL	0,4494	0,9768	0,5119	0,2951	0,1317	0,8999
I75_SULL	0,7947	0,3658	0,0697	0,7130	0,0302	0,1045
IMED_SULL	0,3248	0,3454	0,2684	0,0858	0,0229	0,2878
SON	0,0579	0,3668	0,5357	0,4208	0,2258	0,3494
MEL	0,6137	0,4688	0,5644	0,3879	0,7202	0,0543
GG	0,9211	0,2077	0,8360	0,1947	0,4089	0,3888
CRUJ	*	*	*	*	*	*
NAS	0,4783	0,9150	0,5542	0,7284	0,8021	0,4486
TEN	0,3068	0,2316	0,3914	0,5169	0,5026	0,9110
SARM	0,9463	0,4897	0,7705	0,8868	0,5181	0,9891
RSARM	0,4783	*	0,7006	0,7284	0,7724	0,4486

* Existen campos del ANEXO 3-4 donde aparece asterisco, esto es debido a diversas razones dado las características de nuestros datos. Una razón es cuando hay variables que no arrojan información, como es el caso de CRUJ y RARM; otra razón, como se verá en otras páginas del anexo, es cuando hay varios valores repetidos de algunos factores (por ejemplo el PESO), no siendo posible obtener variabilidad haciendo uso del Análisis de Varianza, no apareciendo dato de Nivel de Significación en el Análisis Sumario de la Tabla de ANOVA del reporte de nuestro paquete estadístico; una última razón es cuando por cada valor existe un único valor de variable dependiente por tanto no es posible analizar la variabilidad dentro de los grupos, siendo los Grados de Libertad iguales a cero y como el Cuadrado Medio es obtenido por la división de los Grados de Libertad, al aparecer una división por cero la operación se hace inválida, ejemplo de este caso es el cálculo de Nivel de Significación TONOMED vs PULL.

Continuación Anexo 3-3

Pg.2/2

Var_Modelo 01	TRM	LA	SEX	PESO	APGAR	EDADTLL
Var_Modelo 02						
PLAT	0,2973	0,2576	0,8573	0,0011	0,3662	0,8294
PULL	0,9672	0,8099	0,5000	0,1515	0,7905	0,3038
SLAT	0,4626	0,1993	0,4375	0,7343	0,0724	0,5477
SULL	0,7442	0,6297	0,7067	0,0794	0,2323	0,3204
TONOMED	0,9073	0,3618	0,6230	0,5544	0,8189	0,7139
TONOMIN	0,3352	0,2497	0,1700	0,1276	0,1670	0,5823
TONOMAX	0,7664	0,2038	0,5917	0,8068	0,3507	0,5286
RECTONO	0,7318	0,2124	0,5440	0,7899	0,3164	0,5633
DS_TONO	0,6092	0,5444	0,3048	0,6333	0,9322	0,8644
VAR_TONO	0,5340	0,6957	0,2821	0,2678	0,9671	0,8736
PFORMED	0,5453	0,0583	0,4410	0,7879	0,7723	0,4335
PFORMIN	0,6854	0,1430	0,6102	0,5908	0,2296	0,1407
PFORMAX	0,8997	0,0066	0,5548	0,5248	0,5442	0,7041
RECPFOR	0,7838	0,0248	0,4270	0,4489	0,7474	0,7619
DS_PFOR	0,2233	0,0078	0,0994	0,5665	0,7951	0,7435
VAR_PFOR	0,0627	0,0082	0,0467	0,3998	0,6998	0,7250
IMAX_PULL	0,9971	0,0000	0,7370	0,0008	0,0035	0,0213
IMIN_PULL	0,1672	0,6026	0,2404	0,2199	0,9036	0,7957
I25_PULL	0,8400	0,1621	0,1641	0,5875	0,2382	0,3733
I50_PULL	0,1960	0,0466	0,9662	0,0952	0,4472	0,5098
I75_PULL	0,5358	0,0018	0,1031	0,4363	0,2567	0,8026
IMED_PULL	0,7522	0,0006	0,1185	0,0556	0,1334	0,8961
IMAX_SULL	0,8291	0,7443	0,1904	0,0593	0,9640	0,2245
IMIN_SULL	0,1507	0,9108	0,9331	0,4816	0,7338	0,3209
I25_SULL	0,5422	0,1650	0,5014	0,1459	0,9231	0,5994
I50_SULL	0,0550	0,9356	0,5771	0,0244	0,8800	0,9850
I75_SULL	0,3646	0,7002	0,3202	0,3702	0,0605	0,4826
IMED_SULL	0,0504	0,4905	0,3466	0,3555	0,3984	0,8827
SON	0,5331	0,2120	0,0328	*	0,4928	0,9105
MEL	0,5634	0,4960	0,7739	*	0,4444	*
GG	0,7832	0,1693	0,1254	0,8626	0,6171	*
CRUJ	*	*	*	*	*	*
NAS	0,9922	0,0201	0,3386	*	0,6560	*
TEN	0,8723	0,9761	0,1663	*	0,5219	0,9928
SARM	0,8140	0,1187	0,0698	0,7117	0,6507	0,9251
RSARM	1,0000	0,9939	0,3386	*	0,6560	*
RARM	*	*	*	*	*	*
FUR	0,0678	0,8363	0,7817	*	0,1201	0,7117
LLINS	0,3028	0,1407	0,5351	*	0,7845	*

ANEXO 3-4

Nivel de Significación (Variante 2)

Var_Modelo 01	TIPOPART	EG	G	P	A	EM
Var_Modelo 01						
TIPOPART		0,5556	0,7466	0,4837	0,4384	0,2909
EG	0,4083		0,5105	0,9665	0,6951	0,6129
G	0,4170	0,6266		0,0000	0,0000	0,5585
P	0,6806	0,5316	0,0000		0,6390	0,3792
A	0,1015	0,1539	0,0000	0,9004		0,1652
EM	0,8223	0,6064	0,9369	0,6534	0,8649	
TRM	0,7119	0,0067	0,6350	0,8018	0,4981	0,7533
LA	0,0120	0,9921	0,4289	0,5373	0,7856	0,9575
SEX	0,4189	0,4344	0,0341	0,6906	0,0673	0,1429
PESO	0,0877	0,0022	0,1203	0,8325	0,8183	0,6897
APGAR	0,0697	0,0836	0,3643	0,3694	0,3381	0,7532
EDADTLL	0,0199	0,0010	0,5522	0,9089	0,6860	0,0243

Var_Modelo 01	TRM	LA	SEX	PESO	APGAR	EDADTLL
Var_Modelo 01						
TIPOPART	0,3628	0,0638	0,4189	0,6494	0,0697	*
EG	0,1039	0,4159	0,5732	0,0445	0,0001	0,1615
G	0,0038	0,3020	0,1965	0,8520	0,2444	0,3666
P	0,0273	0,5514	0,5525	0,6267	0,9573	0,8694
A	0,0051	0,6983	0,0091	0,6345	0,0935	0,6345
EM	0,3330	0,4895	0,1658	0,5540	0,1893	0,4917
TRM		0,3461	0,2452	0,0010	0,0005	0,0052
LA	0,9973		0,4231	0,5248	0,4128	0,5248
SEX	0,2896	0,6903		*	0,9409	0,8568
PESO	0,2248	0,5055	0,6694		0,0000	0,2706
APGAR	0,6002	0,1213	0,9409	*		*
EDADTLL	0,0818	0,3427	0,4515	0,0767	0,0033	

ANEXO 3-5

Nivel de Significación (Variante 3)

Var_Modelo 02	PLAT	PULL	SLAT	SULL	TONOMED	TONOMIN	TONOMAX
Var_Modelo 02							
PLAT		*	0,0646	0,0998	*	0,6026	0,1291
PULL	0,3395		0,6563	0,9132	*	0,4869	0,5393
SLAT	0,1385	*		0,7696	*	0,0421	0,9061
SULL	0,8147	*	0,9726		*	0,9946	0,8714
TONOMED	0,1135	*	0,2453	0,0663		0,6832	0,0262
TONOMIN	0,6923	*	0,4485	0,8677	*		0,3213
TONOMAX	0,5372	*	0,2460	0,6748	*	0,2800	
RECTONO	0,5663	*	0,2193	0,6238	*	0,2694	0,0000
DS_TONO	0,1753	*	0,4254	0,0983	*	0,4266	0,0003
VAR_TONO	0,2357	*	0,5757	0,0248	*	0,4416	0,0124
PFORMED	0,1725	*	0,1264	0,0334	*	0,7739	0,0894
PFORMIN	0,1853	*	0,3273	0,3471	*	0,9296	0,4855
PFORMAX	0,1562	*	0,4575	0,2072	*	0,7460	0,0213
RECPFOR	0,1181	*	0,6066	0,4576	*	0,4668	0,0360
DS_PFOR	0,0763	*	0,5404	0,3604	*	0,0854	0,1209
VAR_PFOR	0,0900	*	0,4892	0,1186	*	0,0111	0,2275
IMAX_PULL	0,0323	*	0,5876	0,0357	*	0,9985	0,9528
IMIN_PULL	0,1196	*	0,9456	0,6838	*	0,0396	0,8572
I25_PULL	0,2299	*	0,5921	0,9065	*	0,8609	0,3136
I50_PULL	0,4014	*	0,0618	0,1316	*	0,6886	0,5913
I75_PULL	0,5995	*	0,9958	0,3550	*	0,0280	0,8911
IMED_PULL	0,5074	*	0,9815	0,2221	*	0,2484	0,9528
IMAX_SULL	0,6081	*	0,2301	0,0520	*	0,0588	0,8872
IMIN_SULL	0,4953	*	0,0013	0,4920	*	0,4401	0,1936
I25_SULL	0,7732	*	0,5544	0,5169	*	0,7172	0,4995
I50_SULL	0,1652	*	0,8808	0,9801	*	0,0253	0,4014
I75_SULL	0,9787	*	0,3917	0,0491	*	0,7318	0,4984
IMED_SULL	0,5796	*	0,7093	0,2221	*	0,4310	0,0648
SON	*	*	0,8089	0,3098	*	0,4418	0,8087
MEL	*	*	*	0,9267	*	0,5634	0,8453
GG	0,8378	*	0,4050	0,7976	*	0,5331	0,3008
CRUJ	*	*	*	*	*	*	*
NAS	*	*	*	*	*	0,9922	0,2103
TEN	*	*	0,9787	*	*	*	0,8484
SARM	*	*	0,8355	0,3388	*	0,8140	0,2256
RSARM	*	*	*	*	*	*	0,2103
RARM	*	*	*	*	*	*	*
FUR	*	*	0,5152	0,3388	*	0,3009	0,1568
LLINS	0,8754	*	*	0,6773	*	0,9527	0,1112

Continuación Anexo 3-5

Pg.2/6

Var_Modelo 02	RECTONO	DS_TONO	VAR_TONO	PFORMED	PFORMIN	PFORMAX	RECPFOR
Var_Modelo 02							
PLAT	0,0360	*	*	*	0,7118	0,4574	0,8848
PULL	0,8187	*	*	*	0,8845	0,8085	0,1965
SLAT	0,6558	*	*	*	0,9668	0,8710	0,8167
SULL	0,9985	*	*	*	0,9995	0,8918	0,0174
TONOMED	0,9288	*	*	*	0,6100	0,6043	0,1500
TONOMIN	*	*	*	*	0,5707	0,5298	0,2713
TONOMAX	*	*	*	*	0,8375	0,1498	0,1979
RECTONO		*	*	*	0,8307	0,1432	0,2026
DS_TONO	0,9026		*	*	0,6490	0,1713	0,0338
VAR_TONO	0,9598	*		*	0,6599	0,3303	0,0094
PFORMED	0,9804	*	*		0,5137	0,0784	0,3440
PFORMIN	0,6019	*	*	*		0,8044	0,0140
PFORMAX	0,6837	*	*	*	0,8923		0,0003
RECPFOR	0,5943	*	*	*	0,9693	0,0222	
DS_PFOR	0,1753	*	*	*	0,9816	0,0267	0,1621
VAR_PFOR	0,1244	*	*	*	0,9958	0,0089	0,1200
IMAX_PULL	0,0323	*	*	*	0,9718	0,1886	0,0091
IMIN_PULL	0,5017	*	*	*	0,8586	0,5436	0,4987
I25_PULL	0,7640	*	*	*	0,3951	0,6560	0,6046
I50_PULL	0,4090	*	*	*	0,3344	0,0912	0,2186
I75_PULL	0,3552	*	*	*	0,8418	0,0666	0,4739
IMED_PULL	0,4535	*	*	*	0,9677	0,1690	0,4637
IMAX_SULL	0,6387	*	*	*	0,9999	0,0741	0,1242
IMIN_SULL	0,8632	*	*	*	0,6577	0,5421	0,2460
I25_SULL	0,5485	*	*	*	0,1686	0,0131	0,7996
I50_SULL	0,0684	*	*	*	0,1917	0,2404	0,0070
I75_SULL	0,4845	*	*	*	0,9069	0,0822	0,2819
IMED_SULL	0,7561	*	*	*	0,9426	0,1203	0,3100
SON	0,8754	*	*	*	0,1076	0,6773	0,8089
MEL	0,9973	*	*	*	0,0053	0,9267	*
GG	*	*	*	*	0,3436	0,7976	*
CRUJ	*	*	*	*	*	*	*
NAS	*	*	*	*	*	*	*
TEN	*	*	*	*	0,5363	0,9510	*
SARM	*	*	*	*	0,9234	0,7145	0,5152
RSARM	*	*	*	*	0,9998	*	*
RARM	*	*	*	*	*	*	*
FUR	0,8881	*	*	*	0,0349	0,7145	0,5152
LLINS	0,8754	*	*	*	0,5050	0,6773	*

Continuación Anexo 3-5

Pg.3/6

Var_Modelo 02	DS_PFOR	VAR_PFOR	IMAX_PULL	IMIN_PULL	I25_PULL	I50_PULL	I75_PULL
Var_Modelo 02							
PLAT	*	*	0,8996	0,1825	0,5493	0,9313	0,3960
PULL	*	*	0,8317	0,2136	0,2463	0,7449	0,7527
SLAT	*	*	0,9244	0,6711	0,1741	0,5554	0,6397
SULL	*	*	0,9583	0,9808	0,1644	0,0449	0,8368
TONOMED	*	*	0,5477	0,1170	0,0444	0,5816	0,9110
TONOMIN	*	*	0,5951	0,0568	0,6385	0,3322	0,7468
TONOMAX	*	*	0,4494	0,0183	0,0753	0,4880	0,6954
RECTONO	*	*	0,4635	0,0152	0,1070	0,4973	0,6708
DS_TONO	*	*	0,6752	0,0904	0,0197	0,8338	0,3401
VAR_TONO	*	*	0,7618	0,1714	0,0026	0,8695	0,0895
PFORMED	*	*	0,5378	0,2166	0,0256	0,9904	0,6590
PFORMIN	*	*	0,1305	0,0488	0,1088	0,3151	0,5340
PFORMAX	*	*	0,7025	0,4871	0,0590	0,6572	0,7333
RECPFOR	*	*	0,8543	0,6875	0,0699	0,6007	0,6559
DS_PFOR		*	0,9815	0,5758	0,0216	0,3983	0,4534
VAR_PFOR	*		0,9986	0,5806	0,0012	0,6460	0,3212
IMAX_PULL	*	*		0,6696	0,0251	0,0143	0,9082
IMIN_PULL	*	*	0,0595		0,1574	0,8258	0,1625
I25_PULL	*	*	0,2626	0,7187		0,6029	0,0536
I50_PULL	*	*	0,6718	0,0231	0,1183		0,4347
I75_PULL	*	*	0,0294	0,8756	0,1269	0,0942	
IMED_PULL	*	*	0,0082	0,1570	0,0534	0,3668	0,1760
IMAX_SULL	*	*	0,9432	0,9938	0,0413	0,4938	0,0005
IMIN_SULL	*	*	0,1283	0,8672	0,6048	0,4715	0,3094
I25_SULL	*	*	0,3745	0,0503	0,7933	0,0349	0,2701
I50_SULL	*	*	0,9896	0,5103	0,0985	0,9736	0,9785
I75_SULL	*	*	0,7923	0,7422	0,2819	0,5636	0,5694
IMED_SULL	*	*	0,8932	0,8809	0,0276	0,8351	0,5507
SON	*	*	0,9027	0,0342	0,3098	0,4847	0,9404
MEL	*	*	0,6133	0,3493	*	0,9898	*
GG	*	*	0,2829	0,4361	0,5722	0,4050	*
CRUJ	*	*	*	*	*	*	*
NAS	*	*	0,9950	0,8071	*	*	*
TEN	*	*	0,9760	0,8399	*	*	*
SARM	*	*	0,8384	0,9515	0,7145	0,8355	0,8355
RSARM	*	*	0,9997	0,9899	*	*	*
RARM	*	*	*	*	*	*	*
FUR	*	*	0,5292	0,6300	0,7145	0,5152	*
LLINS	*	*	0,4856	0,5387	0,3098	0,8089	0,8089

Continuación Anexo 3-5

Pg.4/6

Var_Modelo 02	IMED_PULL	IMAX_SULL	IMIN_SULL	I25_SULL	I50_SULL	I75_SULL	IMED_SULL
Var_Modelo 02							
PLAT	0,1491	0,9586	0,1495	0,8862	0,1217	0,6306	0,2016
PULL	0,4888	0,8108	0,9327	0,2353	0,1764	0,8758	0,9223
SLAT	0,2205	0,3918	0,6454	0,3988	0,7626	0,1182	0,1500
SULL	0,4693	0,7323	0,0257	0,7782	0,4590	0,0023	0,8988
TONOMED	0,9991	0,2795	0,1821	0,2220	0,1794	0,6210	0,9925
TONOMIN	0,5024	0,9483	0,4396	0,3851	0,7340	0,9685	0,3805
TONOMAX	0,9576	0,4169	0,5274	0,2067	0,6556	0,3769	0,4627
RECTONO	0,9620	0,4467	0,4997	0,2300	0,6606	0,3307	0,4374
DS_TONO	0,9989	0,7250	0,1729	0,3241	0,2687	0,5511	0,6146
VAR_TONO	0,9985	0,7691	0,0866	0,3847	0,3160	0,4604	0,6023
PFORMED	0,9471	0,2179	0,0975	0,0709	0,1247	0,5726	0,0753
PFORMIN	0,9765	0,2317	0,2193	0,4185	0,9173	0,9617	0,4434
PFORMAX	0,8706	0,2042	0,3357	0,1053	0,2513	0,0044	0,0595
RECPFOR	0,6940	0,2499	0,2651	0,1338	0,2282	0,0013	0,1545
DS_PFOR	0,3658	0,1847	0,1747	0,1566	0,6162	0,0648	0,0713
VAR_PFOR	0,2563	0,1852	0,0303	0,0941	0,7384	0,2258	0,0277
IMAX_PULL	0,2237	0,0035	0,2119	0,1106	0,9836	0,0166	0,9854
IMIN_PULL	0,0098	0,9611	0,3538	0,1685	0,7811	0,0545	0,1318
I25_PULL	0,3552	0,2230	0,6045	0,5405	0,3328	0,7177	0,2183
I50_PULL	0,0008	0,8274	0,0654	0,2192	0,7861	0,1594	0,5445
I75_PULL	0,2128	0,8961	0,6724	0,5364	0,9718	0,0671	0,8260
IMED_PULL		0,8149	0,3864	0,4950	0,9685	0,1353	0,5835
IMAX_SULL	0,0554		0,0712	0,0043	0,0942	0,4570	0,3668
IMIN_SULL	0,6420	0,2952		0,7753	0,2035	0,1516	0,2948
I25_SULL	0,5535	0,0140	0,2573		0,3456	0,8989	0,0557
I50_SULL	0,1382	0,6792	0,3345	0,7556		0,2339	0,3251
I75_SULL	0,7568	0,1690	0,0718	0,7088	0,7814		0,0099
IMED_SULL	0,3934	0,0865	0,0744	0,5809	0,0769	0,0797	
SON	0,8089	0,0973	0,1807	0,7580	0,5325	0,5331	0,5325
MEL	0,9664	0,6234	*	*	0,1367	0,5634	0,8649
GG	0,4050	0,7526	0,5142	0,6273	0,5142	0,8974	0,6796
CRUJ	*	*	*	*	*	*	*
NAS	*	0,8071	*	1,0000	*	*	0,9995
TEN	0,9787	0,1038	*	0,8381	0,9050	*	0,9050
SARM	0,5152	0,3241	*	0,5469	0,3307	0,3009	0,5760
RSARM	*	0,8071	*	*	*	0,9999	0,9995
RARM	*	*	*	*	*	*	*
FUR	0,5152	0,8601	0,3307	0,8011	0,5760	0,9038	0,5760
LLINS	0,8089	0,8143	0,2976	0,6839	0,2976	0,9030	0,7921

Continuación Anexo 3-5

Pg.5/6

Var_Modelo 02	SON	MEL	GG	CRUJ	NAS	TEN	SARM
Var_Modelo 02							
PLAT	0,6247	0,1314	0,4791		0,2304	0,5433	0,9520
PULL	0,9401	0,6045	0,5142		0,5191	0,2334	0,4154
SLAT	0,5588	0,0607	0,2424		0,3279	0,8974	0,2550
SULL	0,5783	0,6838	0,5132		0,4419	0,6754	0,5544
TONOMED	0,0403	0,4791	0,1593		0,9940	0,0004	0,1065
TONOMIN	0,6343	0,0568	0,2415		0,3510	0,2234	0,6814
TONOMAX	0,8833	0,7783	0,5056		0,3498	0,3304	0,8901
RECTONO	0,8637	0,8298	0,4688		0,3275	0,3017	0,9088
DS_TONO	0,1112	0,3240	0,7952		0,4751	0,0014	0,7430
VAR_TONO	0,0885	0,2642	0,7119		0,5178	0,0003	0,5909
PFORMED	0,1627	0,0599	0,4389		0,5576	0,1586	0,3592
PFORMIN	0,6338	0,9859	0,5303		0,5798	0,4287	0,7241
PFORMAX	0,2468	0,3334	0,1145		0,3295	0,1301	0,5382
RECPFOR	0,1579	0,2877	0,0539		0,2180	0,0567	0,4375
DS_PFOR	0,1690	0,0396	0,0436		0,2047	0,0643	0,8511
VAR_PFOR	0,1694	0,0066	0,0510		0,4022	0,0963	0,7043
IMAX_PULL	0,7660	0,7880	0,8364		0,5463	0,5957	0,2032
IMIN_PULL	0,3302	0,8521	0,3205		0,5983	0,1208	0,2597
I25_PULL	0,7630	0,6061	0,5173		0,2638	0,7696	0,3825
I50_PULL	0,7044	0,9366	0,2111		0,0667	0,7648	0,5981
I75_PULL	0,6049	0,6787	0,3825		0,0664	0,8012	0,1015
IMED_PULL	0,8424	0,9754	0,9768		0,0887	0,4309	0,0909
IMAX_SULL	0,7195	0,6972	0,1594		0,7163	0,7089	0,4201
IMIN_SULL	0,3023	0,8933	0,9743		0,8520	0,0196	0,2514
I25_SULL	0,0363	0,1294	0,5373		0,7031	0,6467	0,8001
I50_SULL	0,0294	0,7255	0,1970		0,4184	0,0415	0,0995
I75_SULL	0,9993	0,5742	0,4232		0,9576	0,8123	0,4968
IMED_SULL	0,0498	0,2654	0,4536		0,8716	0,1157	0,1232
SON		0,2654	0,6020		0,1151	0,0208	0,0384
MEL	0,0050		0,5610		0,7739	0,6799	0,3210
GG	0,6020	0,5106			0,3945	0,8394	0,9143
CRUJ	*	*	*	*	*	*	*
NAS	0,1151	0,9568	0,3945			0,8097	0,0893
TEN	0,0208	0,9129	0,8394		0,8097		0,0124
SARM	0,0384	0,5899	0,9143		0,0893	0,0124	
RSARM	0,5351	0,9568	0,2541		0,8668	0,8097	0,0893
RARM	*	*	*	*	*	*	*
FUR	0,7234	0,5899	0,3867		0,5641	0,0124	0,5577
LLINS	0,4923	0,2047	0,0040		0,5351	0,3718	0,6368

Continuación Anexo 3-5 Pg.6/6

Var_Modelo 02	RSARM	RARM	FUR	LLINS
Var_Modelo 02				
PLAT	0,7962		0,8279	0,4845
PULL	0,0671		0,7329	0,6129
SLAT	0,4326		0,1356	0,9692
SULL	0,2290		0,2333	0,2843
TONOMED	0,1721		0,4430	0,2594
TONOMIN	0,4043		0,1324	0,4415
TONOMAX	0,2638		0,3962	0,0787
RECTONO	0,2887		0,3554	0,0896
DS_TONO	0,2406		0,2286	0,7697
VAR_TONO	0,4144		0,3085	0,7878
PFORMED	0,5580		0,6384	0,8916
PFORMIN	0,6822		0,2564	0,3785
PFORMAX	0,0948		0,5479	0,8999
RECPFOR	0,0495		0,3246	0,6975
DS_PFOR	0,2073		0,8095	0,2250
VAR_PFOR	0,2719		0,9105	0,1383
IMAX_PULL	0,6471		0,3555	0,6282
IMIN_PULL	0,9394		0,7198	0,9318
I25_PULL	0,7432		0,4966	0,7545
I50_PULL	0,4049		0,9200	0,9879
I75_PULL	0,2872		0,4866	0,4350
IMED_PULL	0,3786		0,6568	0,7583
IMAX_SULL	0,0005		0,2543	0,4471
IMIN_SULL	0,2291		0,7665	0,4089
I25_SULL	0,5821		0,1828	0,8149
I50_SULL	0,6831		0,4391	0,0451
I75_SULL	0,2910		0,5152	0,2993
IMED_SULL	0,2265		0,5198	0,0915
SON	0,5351		0,7234	0,4923
MEL	0,7739		0,3210	0,7506
GG	0,2541		0,3867	0,0040
CRUJ	*	*	*	*
NAS	0,8668		0,5641	0,5351
TEN	0,8097		0,0124	0,3718
SARM	0,0893		0,5577	0,6368
RSARM			0,5641	0,5351
RARM	*	*	*	*
FUR	0,5641			0,6368
LLINS	0,5351		0,6368	

ANEXO 3-6

Muestra del cálculo del Coeficiente de Correlación Lineal y de un Diagrama de Dispersión usando el Statgraphics Plus

Simple Regression - PESO vs. EG

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + b \cdot X$

Dependent variable: **PESO**

Independent variable: **EG**

Parameter	Estimate	Standard Error	T Statistic	P-Value
Intercept	-6648,63	888,923	-7,47942	0,0000
Slope	245,398	23,2432	10,5578	0,0000

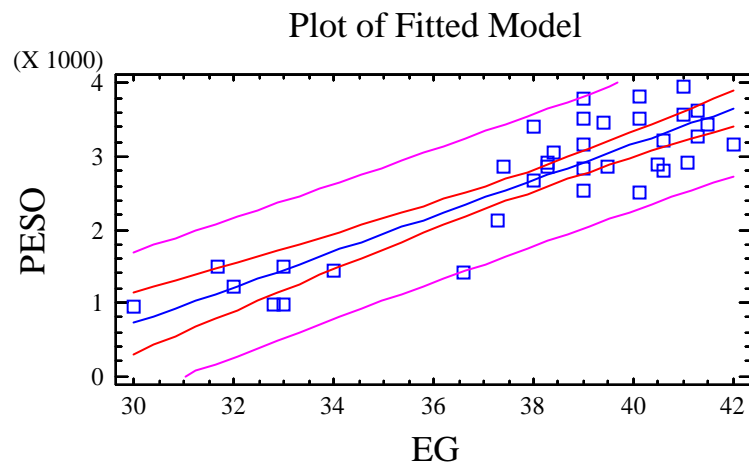
Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
Model	2,1396E7	1	2,1396E7	111,47	0,0000
Residual	6,33427E6	33	191947,0		
Total (Corr.)	2,77303E7	34			

Correlation Coefficient = **0,878394**

R-squared = 77,1576 percent

Standard Error of Est. = 438,118



ANEXO 3-7

Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1)

Var_Modelo 01	TIPOPART	EG	G	P	A	EM
Var_Modelo 02						
PLAT	0,03409	-0,09912	-0,09138	0,06179	-0,19696	-0,10522
PULL	-0,01654	0,22763	-0,08930	-0,12813	-0,00200	0,15535
SLAT	-0,19856	0,42516	0,22468	-0,03987	0,37105	-0,14811
SULL	-0,03966	-0,04308	0,14244	0,28835	-0,08165	0,18619
TONOMED	-0,17245	0,12028	0,06013	-0,18358	0,27401	-0,22503
TONOMIN	0,12959	0,23730	0,21519	0,37817	-0,06530	-0,19951
TONOMAX	-0,18769	-0,06311	-0,01925	-0,28344	0,25805	-0,03775
RECTONO	-0,19325	-0,07565	-0,03093	-0,30188	0,25949	-0,02646
DS_TONO	-0,26330	0,06533	0,04132	-0,35253	0,41703	-0,13883
VAR_TONO	-0,25146	0,07990	0,07362	-0,35215	0,46419	-0,08381
PFORMED	-0,23139	0,08212	0,13090	-0,23657	0,43173	-0,22922
PFORMIN	-0,06367	-0,33442	-0,11679	-0,08077	-0,09033	-0,36693
PFORMAX	-0,15137	0,05998	0,01154	-0,30164	0,32177	-0,14751
RECPFOR	-0,14746	0,16140	0,04607	-0,30705	0,37807	-0,05641
DS_PFOR	-0,10771	0,16076	0,18258	-0,25649	0,52795	-0,09637
VAR_PFOR	-0,05326	0,16529	0,17351	-0,26375	0,52192	-0,08433
IMAX_PULL	-0,25253	0,06215	0,14000	0,11154	0,09340	-0,04286
IMIN_PULL	0,03586	0,06215	0,16887	0,38136	-0,13672	-0,12862
I25_PULL	-0,53429	0,10441	0,23358	0,14493	0,19742	0,07555
I50_PULL	-0,09984	0,06262	0,37218	0,35912	0,18505	-0,24773
I75_PULL	-0,34273	0,16828	0,19032	0,28439	-0,00717	-0,01470
IMED_PULL	-0,37546	0,11395	0,36984	0,44073	0,09914	-0,12407
IMAX_SULL	0,02322	-0,26135	0,01569	0,32739	-0,30770	-0,20667
IMIN_SULL	0,15078	-0,26550	0,04925	0,22155	-0,15135	0,10600
I25_SULL	0,13119	-0,07906	0,06573	0,22758	-0,13318	-0,22362
I50_SULL	0,13208	-0,07608	-0,05512	0,20982	-0,29315	0,16006
I75_SULL	0,04561	0,08496	-0,03172	0,13837	-0,18651	-0,10950
IMED_SULL	0,17143	-0,14272	0,00626	0,32869	-0,32290	-0,03276
SON	-0,32359	0,10294	-0,00897	-0,19595	0,18479	-0,08510
MEL	-0,08837	0,11875	-0,09157	-0,21832	0,08579	-0,08831
GG	0,01738	-0,07844	-0,01637	0,22658	-0,25303	0,18583
CRUJ						
NAS	-0,12388	0,17163	-0,18963	-0,12752	-0,15032	0,10678
TEN	-0,17782	0,15752	-0,02792	-0,18306	0,14386	-0,05131
SARM	-0,01180	0,11689	-0,00185	-0,05941	0,05730	0,02829
RSARM	-0,12388	0,18240	-0,01945	-0,12752	0,10022	0,02829
RARM						
FUR	-0,14953	0,22974	-0,06672	-0,05941	-0,03820	0,07658
LLINS	-0,07614	0,05785	-0,11656	0,01306	-0,18479	-0,06674

Continuación Anexo 3-7

Pg.2/2

Var_Modelo 01	TRM	LA	SEX	PESO	APGAR	EDADTLL
Var_Modelo 02						
PLAT	0,17498	0,17973	0,03154	-0,06093	-0,15749	0,05270
PULL	0,03326	-0,06092	0,11789	0,16381	-0,04657	-0,12852
SLAT	-0,28589	-0,12711	0,13556	0,32454	-0,30741	-0,36837
SULL	-0,00434	0,07971	0,06593	0,03364	0,20722	-0,03237
TONOMED	-0,20003	0,22974	0,08606	0,10193	-0,04014	-0,23967
TONOMIN	-0,26115	0,18520	-0,23726	0,32925	-0,23885	-0,22518
TONOMAX	0,02883	0,13947	0,09386	-0,02523	0,16260	-0,04595
RECTONO	0,04296	0,12811	0,10613	-0,04314	0,17438	-0,03318
DS_TONO	-0,10206	0,04276	0,17854	0,00761	0,01493	-0,12592
VAR_TONO	-0,10712	-0,00668	0,18698	0,01237	-0,00723	-0,10944
PFORMED	-0,17957	0,08465	0,13454	0,02641	-0,05072	-0,18378
PFORMIN	-0,04983	0,16142	-0,08923	-0,34255	0,20842	0,17215
PFORMAX	-0,15439	0,17412	0,10332	-0,02171	0,10608	-0,05474
RECPFOR	-0,15473	0,14438	0,13864	0,07431	0,05645	-0,10920
DS_PFOR	-0,14857	0,17325	0,28308	0,06009	-0,04553	-0,14269
VAR_PFOR	-0,11036	0,21170	0,33853	0,05107	-0,06756	-0,15486
IMAX_PULL	-0,20972	-0,60950	-0,05885	0,05316	-0,48053	0,00522
IMIN_PULL	-0,17609	-0,02846	-0,20376	-0,05887	-0,02125	0,18209
I25_PULL	-0,06107	-0,42426	-0,24043	0,25058	-0,20467	-0,31419
I50_PULL	-0,26554	-0,41946	0,00743	0,04335	-0,13274	0,18153
I75_PULL	-0,20796	-0,31852	-0,28017	0,15981	-0,19697	-0,17935
IMED_PULL	-0,28751	-0,50538	-0,26879	0,15216	-0,25871	-0,05133
IMAX_SULL	-0,05189	-0,23776	-0,22667	-0,14304	-0,00791	0,20213
IMIN_SULL	0,18558	0,09995	0,01473	-0,25751	-0,05959	0,24143
I25_SULL	-0,16190	-0,39614	-0,11752	-0,12939	0,01693	0,27854
I50_SULL	0,06093	0,01442	-0,09758	-0,15853	0,02647	0,18153
I75_SULL	-0,06032	-0,12464	-0,17304	0,20228	-0,32047	-0,02633
IMED_SULL	0,01306	-0,16272	-0,16396	-0,12789	-0,14732	0,21861
SON	0,14299	0,09345	0,36155	0,15606	-0,11987	-0,19801
MEL	-0,04063	0,01197	0,05035	0,10329	-0,13355	-0,14972
GG	0,04701	0,19121	-0,26404	-0,04133	0,08754	-0,19557
CRUJ						
NAS	-0,01654	0,22719	0,16667	0,17652	-0,07801	-0,07156
TEN	-0,10890	-0,11289	0,23925	0,09020	-0,11198	-0,07563
SARM	-0,06323	0,26646	0,31018	0,12451	0,07929	-0,06676
RSARM	-0,06688	-0,07864	0,16667	0,13991	-0,07801	-0,10126
RARM						
FUR	-0,19215	-0,15322	0,04858	0,16527	-0,26762	0,06942
LLINS	-0,12482	0,06445	-0,10847	-0,07187	-0,04795	-0,06712

ANEXO 3-8

Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 2)

Var_Modelo 01	TIPOPART	EG	G	P	A	EM
Var_Modelo 01						
TIPOPART		-0,14428	-0,14165	0,07211	-0,28139	-0,03938
EG	-0,14428		0,12062	-0,00396	0,18157	0,03022
G	-0,14165	0,12062		0,73553	0,72898	0,07585
P	0,07211	-0,00396	0,73553		0,07242	0,09678
A	-0,28139	0,18157	0,72898	0,07242		0,01388
EM	-0,03938	0,03022	0,07585	0,09678	0,01388	
TRM	-0,06470	-0,62714	-0,19390	-0,03435	-0,25074	0,35344
LA	0,42017	0,13109	-0,25425	-0,19364	-0,17864	-0,00242
SEX	-0,14108	0,09858	-0,25425	-0,10391	0,43427	0,23951
PESO	-0,29290	0,87839	0,13377	0,05549	0,14086	0,04562
APGAR	0,31030	-0,62503	-0,20204	-0,00940	-0,28795	0,22721
EDADTLL	0,39181	-0,68006	-0,18615	-0,06455	-0,20882	-0,08243

Var_Modelo 01	TRM	LA	SEX	PESO	APGAR	EDADTLL
Var_Modelo 01						
TIPOPART	-0,06470	0,42017	-0,14108	-0,29290	0,31030	0,39181
EG	-0,62714	0,13109	0,09858	0,87839	-0,62503	-0,68006
G	-0,19390	-0,25425	0,22367	0,13377	-0,20204	-0,18615
P	-0,03435	-0,19364	-0,10391	0,05549	-0,00940	-0,06455
A	-0,25074	-0,17864	0,43427	0,14086	-0,28795	-0,20882
EM	0,35344	-0,00242	0,23951	0,04562	0,22721	-0,08243
TRM		-0,01303	0,20171	-0,51794	0,56036	0,21459
LA	-0,01303		0,13981	0,03144	0,14292	-0,13080
SEX	0,20171	0,13981		-0,07478	-0,01300	-0,13148
PESO	-0,51794	0,03144	-0,07478		-0,64117	-0,13148
APGAR	0,56036	0,14292	-0,01300	-0,64117		0,48344
EDADTLL	0,21459	-0,13080	-0,13148	-0,74183	0,48344	

ANEXO 3-9

Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 3)

Var_Modelo 02	PLAT	PULL	SLAT	SULL	TONOMED	TONOMIN	TONOMAX
Var_Modelo 02							
PLAT		-0,18224	-0,18975	-0,13091	-0,05328	0,08459	-0,13946
PULL	-0,18224		0,08290	0,07999	0,10689	-0,24609	-0,10760
SLAT	-0,18975	0,08290		-0,26368	0,15458	0,24073	0,18252
SULL	-0,13091	0,07999	-0,26368		0,19894	-0,13725	0,18923
TONOMED	-0,05328	0,10689	0,15458	0,19894		-0,09519	0,50202
TONOMIN	0,08459	-0,24609	0,24073	-0,13725	-0,09519		-0,12494
TONOMAX	-0,13946	-0,10760	0,18252	0,18923	0,50202	-0,12494	
RECTONO	-0,14295	-0,09316	0,16775	0,19519	0,50305	-0,17892	0,99851
DS_TONO	-0,10307	0,15206	0,23187	0,11477	0,79622	-0,26227	0,74463
VAR_TONO	-0,11107	0,25893	0,22932	0,06391	0,78500	-0,29527	0,64101
PFORMED	-0,04883	0,10187	0,41146	0,05760	0,67197	-0,10215	0,56701
PFORMIN	0,03913	-0,01517	-0,07468	0,22666	0,27087	0,01912	0,29316
PFORMAX	0,06012	0,08076	0,24176	0,09871	0,51402	-0,20246	0,50423
RECPFOR	0,05460	0,09274	0,28601	0,04316	0,48510	-0,22709	0,46800
DS_PFOR	0,06903	-0,02082	0,47752	-0,09974	0,41684	-0,01564	0,51534
VAR_PFOR	0,07582	0,00993	0,51620	-0,14094	0,36426	0,03776	0,49447
IMAX_PULL	0,00666	-0,11971	0,12610	-0,35091	-0,21671	0,16168	-0,20290
IMIN_PULL	0,36002	-0,48533	-0,10512	-0,10548	-0,23892	0,38222	-0,12829
I25_PULL	-0,14318	-0,18361	0,19467	0,05046	-0,09919	-0,01089	0,17844
I50_PULL	-0,13592	0,00298	0,25229	-0,16078	-0,19925	0,23579	-0,24732
I75_PULL	0,09641	-0,25515	0,23009	-0,01963	0,08523	0,14283	-0,01850
IMED_PULL	0,06115	-0,34180	0,23374	-0,12386	-0,17572	0,28927	-0,10545
IMAX_SULL	0,05099	-0,38157	-0,36559	0,21168	-0,04649	0,20195	-0,10100
IMIN_SULL	0,16146	-0,36221	-0,13928	0,03586	-0,42488	0,11556	-0,14998
I25_SULL	0,02587	0,06688	-0,25462	0,11340	-0,11701	-0,17255	-0,23164
I50_SULL	-0,12619	0,24273	-0,02723	-0,01508	-0,18884	-0,11674	-0,36224
I75_SULL	-0,00256	-0,25515	-0,16408	-0,22305	-0,19342	0,21529	-0,19373
IMED_SULL	0,02532	-0,18010	-0,24725	-0,03198	-0,36474	0,05089	-0,36653
SON	0,08565	-0,01319	0,10228	-0,09727	0,34841	0,08329	-0,02574
MEL	0,04136	-0,01495	0,35157	-0,02896	0,20150	-0,02973	0,07386
GG	-0,12367	-0,11403	-0,20291	0,11431	0,24315	0,20327	-0,11636
CRUJ							
NAS	0,20805	0,11272	-0,17035	0,13427	-0,00132	0,16250	-0,16291
TEN	-0,10630	0,20674	-0,02261	0,07336	0,56984	-0,21114	0,16948
SARM	0,01057	0,14211	-0,19767	0,10342	0,27755	0,07191	0,02424
RSARM	0,04529	0,31308	0,13700	-0,20866	0,23609	0,14551	-0,19412
RARM							
FUR	-0,03811	-0,05981	-0,25734	0,20678	0,13394	-0,25940	0,14800
LLINS	0,12215	-0,08858	-0,00678	-0,18615	0,19591	0,13439	-0,30120

Continuación Anexo 3-9

Pg.2/6

Var_Modelo 02	RECTONO	DS_TONO	VAR_TONO	PFORMED	PFORMIN	PFORMAX	RECPFOR
Var_Modelo 02							
PLAT	-0,14295	-0,10307	-0,11107	-0,04883	0,03913	0,06012	0,05460
PULL	-0,09316	0,15206	0,25893	0,10187	-0,01517	0,08076	0,09274
SLAT	0,16775	0,23187	0,22932	0,41146	-0,07468	0,24176	0,28601
SULL	0,19519	0,11477	0,06391	0,05760	0,22666	0,09871	0,04316
TONOMED	0,50305	0,79622	0,78500	0,67197	0,27087	0,51402	0,48510
TONOMIN	-0,17892	-0,26227	-0,29527	-0,10215	0,01912	-0,20246	-0,22709
TONOMAX	0,99851	0,74463	0,64101	0,56701	0,29316	0,50423	0,46800
RECTONO		0,75283	0,65189	0,56789	0,28966	0,51115	0,47658
DS_TONO	0,75283		0,97715	0,80423	0,33368	0,67942	0,64816
VAR_TONO	0,65189	0,97715		0,78830	0,24743	0,64811	0,63858
PFORMED	0,56789	0,80423	0,78830		0,47997	0,74639	0,67959
PFORMIN	0,28966	0,33368	0,24743	0,47997		0,44694	0,20292
PFORMAX	0,51115	0,67942	0,64811	0,74639	0,44694		0,96665
RECPFOR	0,47658	0,64816	0,63858	0,67959	0,20292	0,96665	
DS_PFOR	0,51189	0,62482	0,61073	0,68054	0,10206	0,83353	0,88316
VAR_PFOR	0,48825	0,57768	0,57237	0,63341	0,05002	0,73056	0,78536
IMAX_PULL	-0,21010	-0,14287	-0,10587	-0,06522	-0,15343	-0,24372	-0,22285
IMIN_PULL	-0,14824	-0,23455	-0,28817	-0,17935	0,15479	-0,09768	-0,15124
I25_PULL	0,17755	0,01778	0,00410	0,08486	-0,06026	0,10418	0,13129
I50_PULL	-0,25822	-0,07975	-0,06448	0,10329	0,17561	0,08157	0,03901
I75_PULL	-0,02621	-0,00433	-0,03355	0,15502	0,05870	0,23341	0,23869
IMED_PULL	-0,12048	-0,11974	-0,14486	0,06622	0,10878	0,10464	0,08339
IMAX_SULL	-0,11126	-0,17780	-0,23455	-0,26590	0,11296	-0,43911	-0,51299
IMIN_SULL	-0,15508	-0,42186	-0,48500	-0,36518	0,00548	-0,36317	-0,39910
I25_SULL	-0,22021	-0,20092	-0,17823	-0,28329	-0,04838	-0,31706	-0,33320
I50_SULL	-0,35279	-0,40329	-0,38317	-0,19491	0,11711	-0,37883	-0,44820
I75_SULL	-0,20395	-0,34208	-0,39574	-0,38931	-0,13815	-0,48372	-0,48993
IMED_SULL	-0,36627	-0,54854	-0,58507	-0,50129	-0,02258	-0,63797	-0,69186
SON	-0,03011	0,27404	0,29222	0,24125	-0,08340	0,20105	0,24395
MEL	0,07488	0,25339	0,26199	0,37603	0,02690	0,19649	0,20738
GG	-0,12657	-0,04550	-0,06470	-0,13515	0,10975	-0,27158	-0,32870
CRUJ							
NAS	-0,17048	-0,12479	-0,11308	-0,10258	0,09688	-0,16978	-0,21358
TEN	0,17968	0,51952	0,57836	0,24352	-0,13814	0,26088	0,32512
SARM	0,02008	0,05747	0,09408	-0,15977	-0,06186	0,10765	0,13554
RSARM	-0,18449	-0,20366	-0,14241	-0,10247	-0,07173	0,28686	0,33454
RARM							
FUR	0,16104	0,20885	0,17721	-0,08228	-0,19712	0,10511	0,17149
LLINS	-0,29129	-0,05132	-0,04719	-0,02390	0,15354	-0,02206	-0,06810

Continuación Anexo 3-9

Pg.3/6

Var_Modelo 02	DS_PFOR	VAR_PFOR	IMAX_PULL	IMIN_PULL	I25_PULL	I50_PULL	I75_PULL
Var_Modelo 02							
PLAT	0,06903	0,07582	0,00666	0,36002	-0,14318	-0,13592	0,09641
PULL	-0,02082	0,00993	-0,11971	-0,48533	-0,18361	0,00298	-0,25515
SLAT	0,47752	0,51620	0,12610	-0,10512	0,19467	0,25229	0,23009
SULL	-0,09974	-0,14094	-0,35091	-0,10548	0,05046	-0,16078	-0,01963
TONOMED	0,41684	0,36426	-0,21671	-0,23892	-0,09919	-0,19925	0,08523
TONOMIN	-0,01564	0,03776	0,16168	0,38222	-0,01089	0,23579	0,14283
TONOMAX	0,51534	0,49447	-0,20290	-0,12829	0,17844	-0,24732	-0,01850
RECTONO	0,51189	0,48825	-0,21010	-0,14824	0,17755	-0,25822	-0,02621
DS_TONO	0,62482	0,57768	-0,14287	-0,23455	0,01778	-0,07975	-0,00433
VAR_TONO	0,61073	0,57237	-0,10587	-0,28817	0,00410	-0,06448	-0,03355
PFORMED	0,68054	0,63341	-0,06522	-0,17935	0,08486	0,10329	0,15502
PFORMIN	0,10206	0,05002	-0,15343	0,15479	-0,06026	0,17561	0,05870
PFORMAX	0,83353	0,73056	-0,24372	-0,09768	0,10418	0,08157	0,23341
RECPFOR	0,88316	0,78536	-0,22285	-0,15124	0,13129	0,03901	0,23869
DS_PFOR		0,96786	-0,11786	-0,08366	0,08560	0,04497	0,13756
VAR_PFOR	0,96786		-0,10274	-0,15031	0,01864	0,01156	0,02005
IMAX_PULL	-0,11786	-0,10274		0,13326	0,37681	0,35807	0,42166
IMIN_PULL	-0,08366	-0,15031	0,13326		-0,11056	0,27322	0,34483
I25_PULL	0,08560	0,01864	0,37681	-0,11056		-0,02317	0,42068
I50_PULL	0,04497	0,01156	0,35807	0,27322	-0,02317		0,32461
I75_PULL	0,13756	0,02005	0,42166	0,34483	0,42068	0,32461	
IMED_PULL	0,06182	-0,04211	0,58532	0,55308	0,50796	0,63186	0,83520
IMAX_SULL	-0,48573	-0,53683	0,34143	0,25994	0,08166	0,10625	0,13673
IMIN_SULL	-0,32098	-0,32409	0,02098	0,13631	0,02407	-0,10256	-0,13658
I25_SULL	-0,37284	-0,34777	0,16708	0,00755	-0,07523	0,06630	0,03621
I50_SULL	-0,52079	-0,51373	0,10735	-0,12778	-0,07450	0,08961	0,16900
I75_SULL	-0,46264	-0,51122	0,30254	0,18594	0,09334	0,05041	0,07547
IMED_SULL	-0,68840	-0,70360	0,26535	0,10499	0,00548	0,04548	0,06976
SON	0,23779	0,23755	0,05218	-0,16954	-0,05285	0,06647	-0,09055
MEL	0,14235	0,12472	0,03129	-0,06666	-0,05590	0,06390	0,11505
GG	-0,34317	-0,33250	0,03622	0,17293	-0,11321	-0,21673	0,15227
CRUJ							
NAS	-0,21971	-0,14613	-0,10552	0,09222	-0,19414	-0,31347	-0,31377
TEN	0,31618	0,28559	0,09287	-0,26713	-0,05133	-0,05243	-0,04415
SARM	0,03291	0,06651	-0,22044	-0,19576	-0,15227	-0,09225	-0,28138
RSARM	0,21848	0,19095	0,08017	-0,01334	0,05741	0,14530	0,18506
RARM							
FUR	0,04227	-0,01972	0,16101	-0,06285	0,11882	-0,01761	0,12158
LLINS	-0,21041	-0,01972	0,08479	0,01500	-0,05481	0,00265	0,13630

Continuación Anexo 3-9

Pg.4/6

Var_Modelo 02	IMED_PULL	IMAX_SULL	IMIN_SULL	I25_SULL	I50_SULL	I75_SULL	IMED_SULL
Var_Modelo 02							
PLAT	0,06115	0,05099	0,16146	0,02587	-0,12619	-0,00256	0,02532
PULL	-0,34180	-0,38157	-0,36221	0,06688	0,24273	-0,29283	-0,18010
SLAT	0,23374	-0,36559	-0,13928	-0,25462	-0,02723	-0,16408	-0,24725
SULL	-0,12386	0,21168	0,03586	0,11340	-0,01508	-0,22305	-0,03198
TONOMED	-0,17572	-0,04649	-0,42488	-0,11701	-0,18884	-0,19342	-0,36474
TONOMIN	0,28927	0,20195	0,11556	-0,17255	-0,11674	0,21529	0,05089
TONOMAX	-0,10545	-0,10100	-0,14998	-0,23164	-0,36224	-0,19373	-0,36653
RECTONO	-0,12048	-0,11126	-0,15508	-0,22021	-0,35279	-0,20395	-0,36627
DS_TONO	-0,11974	-0,17780	-0,42186	-0,20092	-0,40329	-0,34208	-0,54854
VAR_TONO	-0,14486	-0,23455	-0,48500	-0,17823	-0,38317	-0,39574	-0,58507
PFORMED	0,06622	-0,26590	-0,36518	-0,28329	-0,19491	-0,38931	-0,50129
PFORMIN	0,10878	0,11296	0,00548	-0,04838	0,11711	-0,13815	-0,02258
PFORMAX	0,10464	-0,43911	-0,36317	-0,31706	-0,37883	-0,48372	-0,63797
RECPFOR	0,08339	-0,51299	-0,39910	-0,33320	-0,44820	-0,48993	-0,69186
DS_PFOR	0,06182	-0,48573	-0,32098	-0,37284	-0,52079	-0,46264	-0,68840
VAR_PFOR	-0,04211	-0,53683	-0,32409	-0,34777	-0,51373	-0,51122	-0,70360
IMAX_PULL	0,58532	0,34143	0,02098	0,16708	0,10735	0,30254	0,26535
IMIN_PULL	0,55308	0,25994	0,13631	0,00755	-0,12779	0,18594	0,10499
I25_PULL	0,50796	0,08166	0,02407	-0,07523	-0,07450	0,09334	0,00548
I50_PULL	0,63186	0,10625	-0,10256	0,06630	0,08961	0,05041	0,04548
I75_PULL	0,83520	0,13673	-0,13658	0,03621	0,16900	0,07547	0,06976
IMED_PULL		0,24580	-0,03798	0,03447	0,04779	0,17517	0,11119
IMAX_SULL	0,24580		0,35798	0,35260	0,15229	0,44924	0,59047
IMIN_SULL	-0,03798	0,35798		-0,10077	0,22713	0,36581	0,63140
I25_SULL	0,03447	0,35260	-0,10077		0,21215	0,12864	0,46048
I50_SULL	0,04779	0,15229	0,22713	0,21215		0,16892	0,63106
I75_SULL	0,17517	0,44924	0,36581	0,12864	0,16892		0,71645
IMED_SULL	0,11119	0,59047	0,63140	0,46048	0,63106	0,71645	
SON	-0,08131	-0,06292	-0,17946	-0,35511	-0,36854	-0,00015	-0,33419
MEL	0,03217	-0,11898	-0,07748	-0,28149	-0,11110	-0,07371	-0,20587
GG	0,00510	0,24307	0,00565	-0,10788	0,22344	0,13980	0,13087
CRUJ							
NAS	-0,29202	-0,06367	0,03271	0,06678	-0,14123	-0,00932	-0,02833
TEN	-0,13748	0,06541	-0,39273	0,08026	-0,34645	-0,04162	-0,27071
SARM	-0,29015	-0,14071	-0,19914	-0,04440	-0,28297	-0,11876	-0,26547
RSARM	0,15351	-0,55890	-0,20861	-0,09629	0,07151	-0,18362	-0,20975
RARM							
FUR	0,07781	0,19797	0,05206	0,23049	-0,13510	0,11377	0,11255
LLINS	0,05393	0,13275	0,14409	0,04105	0,34085	0,18054	0,28959

Continuación Anexo 3-9

Pg.5/6

Var_Modelo 02	SON	MEL	GG	CRUJ	NAS	TEN	SARM
Var_Modelo 02							
PLAT	0,08565	0,04136	-0,12367		0,20805	-0,10630	0,01057
PULL	-0,01319	-0,01495	-0,11403		0,11272	0,20674	0,14211
SLAT	0,10228	0,35157	-0,20291		-0,17035	-0,02261	-0,19767
SULL	-0,09727	-0,02896	0,11431		0,13427	0,07336	0,10342
TONOMED	0,34841	0,20150	0,24315		-0,00132	0,56984	0,27755
TONOMIN	0,08329	-0,02973	0,20327		0,16250	-0,21114	0,07191
TONOMAX	-0,02574	0,07386	-0,11636		-0,16291	0,16948	0,02424
RECTONO	-0,03011	0,07488	-0,12657		-0,17048	0,17968	0,02008
DS_TONO	0,27404	0,25339	-0,04550		-0,12479	0,51952	0,05747
VAR_TONO	0,29222	0,26199	-0,06470		-0,11308	0,57836	0,09408
PFORMED	0,24125	0,37603	-0,13515		-0,10258	0,24352	-0,15977
PFORMIN	-0,08340	0,02690	0,10975		0,09688	-0,13814	-0,06186
PFORMAX	0,20105	0,19649	-0,27158		-0,16978	0,26088	0,10765
RECPFOR	0,24395	0,20738	-0,32870		-0,21358	0,32512	0,13554
DS_PFOR	0,23779	0,14235	-0,34317		-0,21971	0,31618	0,03291
VAR_PFOR	0,23755	0,12472	-0,33250		-0,14613	0,28559	0,06651
IMAX_PULL	0,05218	0,03129	0,03622		-0,10552	0,09287	-0,22044
IMIN_PULL	-0,16954	-0,06666	0,17293		0,09222	-0,26713	-0,19576
I25_PULL	-0,05285	-0,05590	-0,11321		-0,19414	-0,05133	-0,15227
I50_PULL	0,06647	0,06390	-0,21673		-0,31347	-0,05243	-0,09225
I75_PULL	-0,09055	0,11505	0,15227		-0,31377	-0,04415	-0,28138
IMED_PULL	-0,08131	0,03217	0,00510		-0,29202	-0,13748	-0,29015
IMAX_SULL	-0,06292	-0,11898	0,24307		-0,06367	0,06541	-0,14071
IMIN_SULL	-0,17946	-0,07748	0,00565		0,03271	-0,39273	-0,19914
I25_SULL	-0,35511	-0,28149	-0,10788		0,06678	0,08026	-0,04440
I50_SULL	-0,36854	-0,11110	0,22344		-0,14123	-0,34645	-0,28297
I75_SULL	-0,00015	-0,07371	0,13980		-0,00932	-0,04162	-0,11876
IMED_SULL	-0,33419	-0,20587	0,13087		-0,02833	-0,27071	-0,26547
SON		0,46424	-0,09129		0,27116	0,38925	0,35143
MEL	0,46424		-0,10171		-0,05035	-0,07228	-0,17275
GG	-0,09129	-0,10171			0,14852	-0,03553	-0,01887
CRUJ							
NAS	0,27116	-0,05035	0,14852			-0,04222	0,29149
TEN	0,38925	-0,07228	-0,03553		-0,04222		0,41843
SARM	0,35143	-0,17275	-0,01887		0,29149	0,41843	
RSARM	-0,10847	-0,05035	-0,19803		-0,02941	-0,04222	0,29149
RARM							
FUR	0,06202	-0,17275	-0,15097		-0,10090	0,41843	0,10256
LLINS	0,12000	0,05571	0,47469		0,10847	0,15570	0,08269

Continuación Anexo 3-9

Pg.6/6

Var_Modelo 02	RSARM	RARM	FUR	LLINS
Var_Modelo 02				
PLAT	0,04529		-0,03811	-0,12215
PULL	0,31308		-0,05981	-0,08858
SLAT	0,13700		-0,25734	-0,00678
SULL	-0,20866		0,20678	-0,18615
TONOMED	-0,23609		0,13394	0,19591
TONOMIN	-0,14551		-0,25940	-0,13439
TONOMAX	-0,19412		0,14800	-0,30120
RECTONO	-0,18499		0,16104	-0,29129
DS_TONO	-0,20366		0,20885	-0,05132
VAR_TONO	-0,14241		0,17721	-0,04719
PFORMED	-0,10247		-0,08228	-0,02390
PFORMIN	-0,07173		-0,19712	0,15354
PFORMAX	0,28686		0,10511	-0,02206
RECPFOR	0,33454		0,17149	-0,06810
DS_PFOR	0,21848		0,04227	-0,21041
VAR_PFOR	0,19095		-0,01972	-0,25562
IMAX_PULL	0,08017		0,16101	0,08479
IMIN_PULL	-0,01334		-0,06285	0,01500
I25_PULL	0,05741		0,11882	-0,05481
I50_PULL	0,14530		-0,01761	0,00265
I75_PULL	0,18506		0,12158	0,13630
IMED_PULL	0,15351		0,07781	0,05393
IMAX_SULL	-0,55890		0,19797	0,13275
IMIN_SULL	-0,20861		0,05206	0,14409
I25_SULL	-0,09629		0,23049	0,04105
I50_SULL	0,07151		-0,13510	0,34085
I75_SULL	-0,18362		0,11377	0,18054
IMED_SULL	-0,20975		0,11255	0,28959
SON	-0,10847		0,06202	0,12000
MEL	-0,05035		-0,17275	0,05571
GG	-0,19803		-0,15097	0,47469
CRUJ				
NAS	-0,02941		-0,10090	0,10847
TEN	-0,04222		0,41843	0,15570
SARM	0,29149		0,10256	0,08269
RSARM			-0,10090	0,10847
RARM				
FUR	-0,10090			0,08269
LLINS	0,10847		0,08269	

ANEXO 3-10

Análisis Sumario de un PCA aplicado a 12 variables del Modelo 01 de nuestro experimento considerando cinco componentes

Principal Components Analysis (5 Components)

Analysis Summary

Missing value treatment: listwise
Standardized: yes

Data variables:

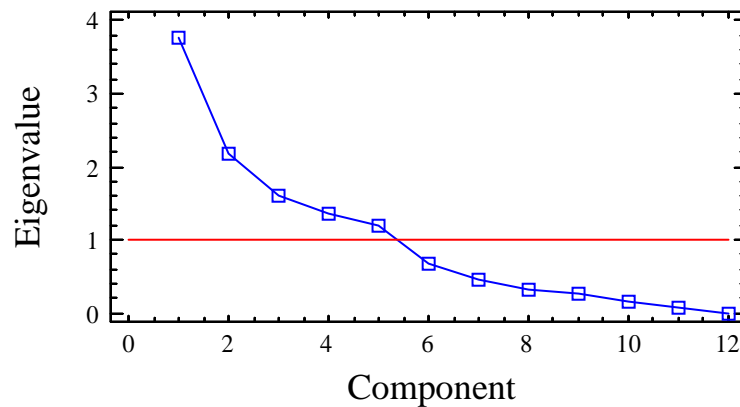
**TIOPART
EG
G
P
A
EM
TRM
LA
SEX
PESO
APGAR
EDADTLL**

Data input: observations
Number of complete cases: 35

Principal Components Analysis

Component Number	Eigenvalue	Percent of Variance	Cumulative Percentage
1	3,76813	31,401	31,401
2	2,16706	18,059	49,460
3	1,59227	13,269	62,729
4	1,35198	11,266	73,995
5	1,1985	9,988	83,983
6	0,665564	5,546	89,529
7	0,446983	3,725	93,254
8	0,317086	2,642	95,896
9	0,270765	2,256	98,153
10	0,154046	1,284	99,437
11	0,0676096	0,563	100,000
12	0,0	0,000	100,000

Scree Plot



ANEXO 3-11

Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

Principal Components Analysis

(49 Components)

Analysis Summary

Data variables:

TIOPART
EG
G
P
A
EM
TRM
LA
SEX
PESO
APGAR
EDADTLL
PLAT
PULL
SLAT
SULL

TONOMED
TONOMIN
TONOMAX
RECTONO
DS_TONO
VAR_TONO
PFORMED
PFORMIN
PFORMAX
RECPFOR
DS_PFOR
VAR_PFOR
IMAX_PULL
IMIN_PULL
I25_PULL
I50_PULL
I75_PULL

IMED_PULL
IMAX_SULL
IMIN_SULL
I25_SULL
I50_SULL
I75_SULL
IMED_SULL
SON
MEL
GG
NAS
TEN
RSARM
FUR
LLINS
SARM

Data input: observations

Number of complete cases: 35

Missing value treatment: listwise

Standardized: yes

Number of components extracted: 49

Principal Components Analysis

Component Number	Eigenvalue	Percent of Variance	Cumulative Percentage
1	10,009	20,427	20,427
2	5,47596	11,175	31,602
3	3,91352	7,987	39,589
4	3,22544	6,583	46,171
5	2,85063	5,818	51,989
6	2,40887	4,916	56,905
7	2,30235	4,699	61,604
8	2,19195	4,473	66,077
9	2,047	4,178	70,255
10	2,0093	4,101	74,355
11	1,55994	3,184	77,539
12	1,42343	2,905	80,444
13	1,20995	2,469	82,913
14	1,13378	2,314	85,227
15	0,938659	1,916	87,142
16	0,892882	1,822	88,965
17	0,748594	1,528	90,492
18	0,707949	1,445	91,937
19	0,621834	1,269	93,206
20	0,555888	1,134	94,341
21	0,491777	1,004	95,344
22	0,438226	0,894	96,239
23	0,339375	0,693	96,931
24	0,320076	0,653	97,585
25	0,243582	0,497	98,082
26	0,203872	0,416	98,498
27	0,171894	0,351	98,849
28	0,152538	0,311	99,160

29	0,125004	0,255	99,415
30	0,116257	0,237	99,652
31	0,0629298	0,128	99,781
32	0,0486518	0,099	99,880
-->33	0,0360212	0,074	99,953
34	0,0228289	0,047	100,000
35	8,0575E-16	0,000	100,000
36	6,01173E-16	0,000	100,000
37	4,28406E-16	0,000	100,000
38	3,90144E-16	0,000	100,000
39	3,13201E-16	0,000	100,000
40	2,33133E-16	0,000	100,000
41	1,30303E-16	0,000	100,000
42	6,11219E-17	0,000	100,000
43	3,14746E-17	0,000	100,000
44	0,0	0,000	100,000
45	0,0	0,000	100,000
46	0,0	0,000	100,000
47	0,0	0,000	100,000
48	0,0	0,000	100,000
49	0,0	0,000	100,000

Scree Plot

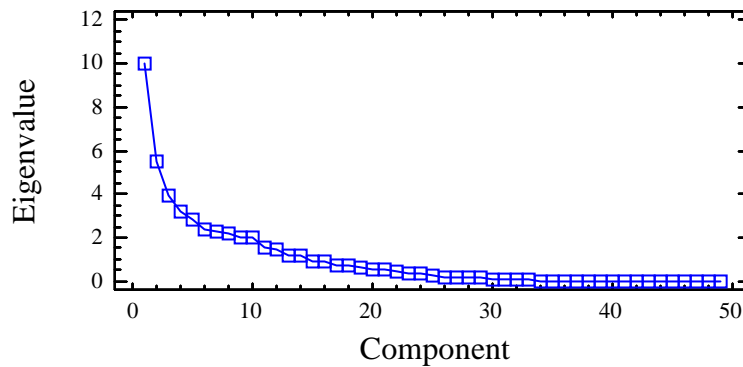


Table of Component Weights (hasta el Componente 33)

	Component 1	Component 2	Component 3	Component 4	Component 5
TIPOPART	0,0840466	-0,180692	0,000641702	0,121969	-0,147856
EG	-0,0690443	0,224658	0,329714	-0,0985175	-0,0717971
G	-0,0250192	0,218285	-0,0524192	0,0756545	0,0641007
P	0,127824	0,168101	-0,0902865	0,0350248	-0,0305106
A	-0,165986	0,1515	0,0140561	0,0759863	0,125194
EM	0,0270739	-0,0674468	0,132878	0,0907154	0,198039
TRM	0,044418	-0,230765	-0,0743208	0,12314	0,124872
LA	-0,0506911	-0,204174	0,146082	0,0120604	-0,378886
SEX	-0,0949194	-0,0604196	0,14751	0,0639264	0,136644
PESO	-0,0476549	0,238796	0,312108	-0,131097	-0,0876666
APGAR	0,00794646	-0,285575	-0,191977	0,135585	0,0439473
EDADTLL	0,0818166	-0,180803	-0,268468	0,11411	0,108876
PLAT	0,0234318	-0,016301	-0,0136199	0,0919394	-0,193278
PULL	-0,0584385	-0,0718394	0,215552	0,00955189	0,242533
SLAT	-0,129877	0,206917	0,0650594	0,140702	-0,0625223
SULL	-0,0166025	-0,0860687	-0,0608497	-0,168609	0,0391541
TONOMED	-0,211455	-0,0292559	-0,0410119	-0,309855	-0,0976947
TONOMIN	0,0590913	0,164876	0,0522214	0,0409044	-0,383851
TONOMAX	-0,207925	-0,0649714	-0,186375	-0,114704	-0,0334414
RECTONO	-0,209436	-0,0734997	-0,187689	-0,115995	-0,0120418
DS_TONO	-0,27194	-0,0301176	-0,124885	-0,195757	0,0178616
VAR_TONO	-0,271051	-0,0275091	-0,0833619	-0,174735	0,071224
PFORMED	-0,255113	0,0446755	-0,143038	-0,0424442	-0,0836127
PFORMIN	-0,0606941	-0,0688874	-0,265391	-0,0408868	-0,189418
PFORMAX	-0,265914	0,00445173	-0,118648	0,0893081	-0,0425893
RECPFOR	-0,273694	0,0245953	-0,053891	0,109463	0,00761193
DS_PFOR	-0,274027	0,0543663	-0,0463104	0,161276	-0,0506825
VAR_PFOR	-0,264788	0,0313728	0,000360386	0,181217	-0,0571112
IMAX_PULL	0,0708169	0,266125	-0,0712351	-0,0514968	0,153527
IMIN_PULL	0,0914457	0,127498	-0,166167	0,101181	-0,277358
I25_PULL	-0,0230374	0,220109	-0,0897816	-0,0331091	0,152769
I50_PULL	0,0190396	0,232194	-0,125936	0,151379	0,0574636
I75_PULL	-0,0046549	0,283751	-0,175837	0,0150112	-0,0139195
IMED_PULL	0,035486	0,349449	-0,213455	0,0804742	-0,00962417
IMAX_SULL	0,162425	0,049109	-0,21903	-0,298019	-0,0467021
IMIN_SULL	0,162557	-0,038445	-0,0807242	0,0285091	-0,0964431
I25_SULL	0,119546	0,0113401	-0,0764992	-0,136833	0,228031
I50_SULL	0,16353	-0,00503664	-0,015282	0,00181993	0,0930056
I75_SULL	0,167016	0,109891	0,00848072	-0,19808	-0,0670743

IMED_SULL	0,251235	0,0387264	-0,07646	-0,143804	0,0435268
SON	-0,113057	0,016359	0,139171	-0,106214	-0,0757973
MEL	-0,088984	0,0482549	0,0169428	0,00845577	-0,126767
GG	0,0813193	-0,0255034	-0,011535	-0,20962	-0,196054
NAS	0,0312798	-0,0902128	0,219014	-0,10496	-0,161828
TEN	-0,140202	-0,00354832	0,0599658	-0,284047	0,181965
RSARM	-0,0382286	0,0663877	0,169804	0,291802	0,159262
FUR	-0,0255005	0,0505446	-0,0146023	-0,264001	0,209697
LLINS	0,0538324	0,023257	0,0237378	-0,181018	-0,0555188
SARM	-0,0596591	-0,0935026	0,213324	-0,0883208	0,0103262

	Component 6	Component 7	Component 8	Component 9	Component 10
TIPOPART	0,0188035	-0,0606044	0,196041	-0,323751	0,0495807
EG	0,0284245	0,0776384	0,0494893	-0,173362	-0,094293
G	-0,352995	0,0871416	0,292029	0,0784513	0,216469
P	-0,267952	0,129483	0,344014	0,126205	0,0461618
A	-0,248925	-0,00254293	0,0823204	-0,0120251	0,272034
EM	-0,171519	0,264781	-0,0673748	0,25501	-0,125564
TRM	-0,108415	0,0461273	-0,228119	0,320369	0,0657363
LA	-0,0222664	0,0780782	0,059763	-0,0493827	-0,0494215
SEX	-0,22087	-0,132336	0,0296112	0,16233	0,24094
PESO	-0,0487488	0,114789	-0,0249674	-0,12047	-0,143807
APGAR	-0,0165818	0,0983481	0,114363	0,151902	-0,0523424
EDADTLL	0,0455954	-0,268867	0,0727272	-0,0842577	0,011652
PLAT	-0,0401344	-0,260484	-0,0786789	0,106578	-0,177174
PULL	0,207791	0,132069	0,190043	-0,0625521	0,0899813
SLAT	0,0795806	0,129502	-0,0914503	-0,116748	0,258136
SULL	-0,217917	0,233267	0,241642	0,0554146	-0,1544
TONOMED	0,067418	0,0353638	0,146267	0,078303	0,0844612
TONOMIN	-0,139736	-0,0284094	0,0849987	-0,0324328	0,0342438
TONOMAX	-0,167312	0,148897	-0,150588	-0,137611	-0,0733432
RECTONO	-0,158224	0,149215	-0,154004	-0,134675	-0,0746139
DS_TONO	0,0146829	0,0123959	0,00139887	-0,013012	0,0756598
VAR_TONO	0,0389078	-0,00793356	0,0346711	0,00519902	0,104074
PFORMED	0,113826	0,0824233	0,0187767	-0,00228074	0,172325
PFORMIN	0,197155	0,0657584	0,151039	0,0641925	0,0380015
PFORMAX	0,126764	-0,0213557	0,0746186	0,0404672	-0,159141
RECPFOR	0,0823109	-0,0422027	0,0384353	0,0259173	-0,185076
DS_PFOR	-0,0534658	-0,0793849	-0,00894999	-0,0470154	-0,0438383
VAR_PFOR	-0,0808381	-0,0850424	-0,0118443	-0,0739664	0,0115852
IMAX_PULL	0,0807926	-0,169637	-0,155401	0,0669297	0,0707171
IMIN_PULL	-0,0695596	-0,148971	0,0987683	0,0948022	-0,187835
I25_PULL	-0,097798	0,203674	-0,246378	0,078788	-0,17876
I50_PULL	0,0999914	-0,169894	0,235511	0,0160321	0,171423
I75_PULL	0,155086	0,103658	-0,00239454	0,170333	-0,219738
IMED_PULL	0,0540676	-0,019239	0,0213032	0,141906	-0,140654
IMAX_SULL	-0,105038	-0,108231	0,00439218	0,0114207	0,0374529
IMIN_SULL	-0,19386	0,0144342	-0,202725	-0,0143085	0,111591
I25_SULL	0,0425453	-0,13646	0,244678	-0,218286	-0,0483068
I50_SULL	0,267219	0,288427	0,0854395	-0,00611418	0,17557
I75_SULL	-0,0328824	-0,0918321	-0,196119	-0,0761681	0,0641997
IMED_SULL	0,0191894	0,0237712	-0,0508485	-0,111942	0,125433
SON	-0,0307382	-0,287144	-0,124504	0,348317	0,200794
MEL	0,156891	-0,0125642	-0,212347	0,0946549	0,25727
GG	0,0787326	0,25485	0,115377	0,290992	0,00115253
NAS	-0,0443405	-0,0938571	0,0318942	0,172726	-0,0551815
TEN	0,00727213	-0,251518	0,113314	0,081808	-0,031105
RSARM	0,204033	-0,00310151	0,0747509	0,128857	-0,226994
FUR	-0,0774823	-0,170651	-0,0277259	-0,0991525	-0,283677
LLINS	0,33216	0,00840656	0,0701177	0,259128	0,0816991
SARM	-0,104224	-0,202184	0,232574	0,175252	-0,131231

	Component 11	Component 12	Component 13	Component 14	Component 15
TIPOPART	-0,126561	-0,261935	0,207276	-0,0128475	-0,0218721
EG	-0,0683939	0,0416686	0,107861	0,0190164	-0,143221
G	-0,0973068	-0,00507423	-0,0083804	-0,0906659	0,108229
P	-0,0211132	-0,0181464	0,155457	-0,0315106	0,154695
A	-0,121918	0,010865	-0,169411	-0,101636	0,00302637
EM	-0,134514	-0,104867	0,155151	-0,0998052	-0,393338
TRM	0,0851228	-0,030975	0,076612	-0,0765192	0,154136
LA	-0,263452	-0,0187336	0,0448525	0,0466098	0,0424647
SEX	-0,25084	0,203364	-0,0249585	-0,0314099	-0,207863
PESO	0,0941868	0,0597294	0,068684	0,0912038	-0,0229846
APGAR	0,12461	-0,182433	0,0198447	0,167188	-0,0114669
EDADTLL	-0,0263755	-0,024021	-0,00579563	0,0726419	-0,212155
PLAT	-0,0735664	0,297021	0,195902	-0,457639	0,254822
PULL	0,169314	0,159377	0,0304689	-0,0665096	-0,0352942
SLAT	0,00405894	-0,0443111	-0,0295717	0,0196827	-0,00141088
SULL	0,0672442	0,304777	0,274908	0,231943	-0,018704
TONOMED	-0,0513782	-0,0774467	0,0343295	-0,111584	0,131309
TONOMIN	0,171579	-0,136719	-0,126485	0,0937182	-0,00981001
TONOMAX	-0,00788422	0,00398212	-0,164708	0,030138	-0,15949
RECTONO	-0,0172596	0,0114708	-0,156371	0,0247282	-0,157617
DS_TONO	0,0179591	-0,00601266	0,0102289	-0,101489	-0,113368
VAR_TONO	0,0493153	-0,0377418	0,0273686	-0,151975	-0,0982306
PFORMED	0,00214333	0,146016	0,036924	-0,0725314	0,000412997
PFORMIN	-0,0098238	0,372836	-0,271457	0,138605	-0,044308
PFORMAX	-0,144394	0,100196	0,0312218	0,118025	0,0845117
RECPFOR	-0,155242	0,00293195	0,111894	0,089508	0,105192
DS_PFOR	-0,147033	-0,080488	0,0134761	-0,0602312	0,0620998

VAR_PFOR	-0,102465	-0,090327	-0,0294263	-0,119784	0,0538721
IMAX_PULL	0,0386554	-0,0715706	-0,123987	-0,172298	-0,172408
IMIN_PULL	0,0157065	0,0142754	-0,000793003	-0,17662	-0,351087
I25_PULL	0,0648421	0,0391033	-0,18038	0,141556	0,341903
I50_PULL	0,0724368	0,0255388	0,0405862	0,310954	-0,213945
I75_PULL	-0,073597	-0,0417207	0,182225	-0,074891	0,0323485
IMED_PULL	0,0279152	0,00488893	0,0127938	0,0579047	-0,0827409
IMAX_SULL	0,0436842	0,00207545	0,0726324	0,0731593	0,0233177
IMIN_SULL	-0,39202	0,170377	-0,00455687	0,138276	0,0164806
I25_SULL	0,0869968	0,151772	-0,0196403	-0,244227	0,148122
I50_SULL	-0,22991	0,117639	0,0452331	-0,0556136	0,0104315
I75_SULL	-0,158316	-0,0773405	-0,106542	0,109289	-0,0179164
IMED_SULL	-0,276753	0,129928	-0,028445	0,00397696	0,0540294
SON	0,0908784	0,011089	0,158453	0,232029	0,0793017
MEL	0,115266	0,116173	0,45449	0,147675	-0,105372
GG	-0,00686169	-0,306564	-0,0865932	-0,230521	-0,139097
NAS	0,151206	0,370705	-0,237221	-0,147267	-0,216787
TEN	-0,0392593	-0,231394	0,0358624	-0,0285937	0,0578701
RSARM	-0,181664	0,0548613	-0,208323	0,0479151	-0,058189
FUR	-0,267552	0,0151157	0,220993	0,0996735	-0,175809
LLINS	-0,365478	-0,119443	-0,116429	0,0391422	0,0648772
SARM	-0,0395964	-0,0647457	-0,272854	0,282891	0,124009
	Component	Component	Component	Component	Component
	16	17	18	19	20
TIPOPART	0,0211207	-0,0902253	0,00438467	0,318108	0,0257688
EG	-0,000195238	0,0412787	0,0977186	-0,12292	0,0454232
G	-0,112306	0,0873438	-0,14726	0,0650509	0,0780105
P	0,0940857	-0,00374302	-0,0211416	-0,0142963	0,249231
A	-0,260397	0,132366	-0,195429	0,11021	-0,136979
EM	0,0508857	-0,109793	-0,0269019	0,189807	0,149271
TRM	0,28464	0,0687226	-0,000100983	-0,216358	0,156168
LA	0,107049	-0,0145854	-0,000474347	-0,0235636	-0,219043
SEX	0,170569	0,0987995	0,321709	-0,122145	-0,325776
PESO	0,0612485	0,119613	-0,0833066	-0,060955	0,0807334
APGAR	-0,0160764	0,126902	0,257419	-0,0679184	0,14151
EDADTLL	-0,0899489	-0,102226	-0,0342325	0,160288	0,230527
PLAT	0,220168	0,0671718	-0,095244	0,102672	0,0699883
PULL	0,313905	-0,149895	-0,262304	0,0332597	0,258147
SLAT	0,027922	-0,0706102	0,431494	-0,0991946	0,303695
SULL	-0,0791446	-0,144333	0,105305	0,112763	-0,119255
TONOMED	0,0634737	0,113568	0,0276861	0,113292	0,0330589
TONOMIN	0,272241	-0,262122	0,0865348	0,107574	0,141057
TONOMAX	0,165813	0,154657	0,112741	0,0907678	0,0906761
RECTONO	0,149448	0,167785	0,107036	0,0840892	0,0821568
DS_TONO	0,0379132	0,0432675	-0,104549	-0,0303564	0,0844139
VAR_TONO	0,0106165	0,00540966	-0,16267	0,0352546	0,104921
PFORMED	0,0184569	-0,0921856	-0,0396721	0,0136916	-0,00211849
PFORMIN	0,104247	-0,0740685	-0,113996	-0,0155481	-0,0942202
PFORMAX	-0,0202381	-0,0411954	-0,0808118	0,0266677	0,0546844
RECPFOR	-0,0519986	-0,0238869	-0,05582	0,033642	0,086833
DS_PFOR	0,0224472	-0,148185	0,0816491	-0,0553507	0,0259406
VAR_PFOR	0,0442103	-0,222637	0,160985	-0,0444728	-0,00100995
IMAX_PULL	0,119452	-0,326598	0,0470048	0,340936	-0,20124
IMIN_PULL	-0,0858221	0,241273	-0,04234	-0,160679	0,0766895
I25_PULL	-0,12411	-0,158635	-0,00802925	0,119625	0,0252837
I50_PULL	0,183525	0,0211618	-0,116952	-0,210513	-0,00973228
I75_PULL	0,117086	0,0790376	0,220954	0,0788794	-0,0699984
IMED_PULL	0,0574052	0,0312383	0,033595	-0,0249273	-0,0217792
IMAX_SULL	0,109539	-0,131319	0,107073	0,0703424	-0,160205
IMIN_SULL	-0,06746	-0,258773	-0,0961384	0,0307226	0,239167
I25_SULL	-0,126951	0,161509	0,389103	0,0528509	0,101709
I50_SULL	0,256352	-0,0229838	0,0965729	0,00703623	-0,121518
I75_SULL	0,198858	0,351938	-0,183483	0,0703305	0,190196
IMED_SULL	0,125604	0,0814107	0,0630708	0,0693991	0,153554
SON	0,027306	-0,0256888	0,0103376	-0,0224576	0,0311795
MEL	-0,194202	0,220303	0,0761204	0,418128	0,049477
GG	-0,0653685	-0,0833396	-0,0776352	0,029277	-0,118578
NAS	-0,21241	-0,188749	0,163625	0,0411548	0,28066
TEN	0,160493	-0,113675	0,0598629	-0,0507009	0,0967877
RSARM	0,0786649	0,176994	-0,0122645	0,282622	0,0256044
FUR	-0,0194808	-0,162145	-0,059535	-0,207414	0,0284494
LLINS	-0,303193	-0,0175486	0,0937685	-0,137338	0,224426
SARM	0,14189	0,139957	0,0905687	0,321167	-0,000719333
	Component	Component	Component	Component	Component
	21	22	23	24	25
TIPOPART	-0,211157	-0,103549	-0,202368	0,162845	-0,160884
EG	-0,0699017	0,0331721	-0,211274	0,0132073	-0,0601664
G	-0,0302519	0,0771897	0,000253956	0,0536905	-0,0677541
P	0,0537562	0,0117284	-0,113363	0,189059	-0,230899
A	-0,0988507	0,101785	0,114916	-0,111985	0,133556
EM	-0,195762	0,0342421	-0,183011	-0,10652	0,324471
TRM	-0,0517327	-0,0187111	0,125999	0,244644	-0,0138478
LA	-0,113286	0,207304	-0,0604702	-0,0401267	-0,18551
SEX	-0,0385109	-0,159055	-0,0986878	0,0533593	-0,120074
PESO	-0,0723362	-0,00212935	-0,0725547	-0,0132422	0,251902
APGAR	-0,209228	0,0326397	-0,253203	-0,03342	0,0864185
EDADTLL	-0,0218604	0,228542	0,183343	-0,28764	-0,0953897
PLAT	0,166706	0,060078	-0,194171	-0,0452611	0,146968
PULL	0,0818811	-0,0638143	0,0132622	0,0163144	-0,231071
SLAT	0,244163	-0,0834541	0,0722751	-0,166287	-0,0652818
SULL	0,0452582	-0,309709	0,25817	-0,0841195	-0,0910747

TONOMED	0,0259862	0,124626	0,194193	-0,21085	0,0310013
TONOMIN	-0,0279796	0,0951437	0,156815	0,117091	0,204207
TONOMAX	0,110321	0,0967123	-0,0234688	0,124413	-0,0613218
RECTONO	0,110939	0,0906701	-0,0319006	0,11693	-0,072045
DS_TONO	0,0553757	0,0145113	-0,103218	0,0576584	0,053287
VAR_TONO	0,0552062	0,0473959	-0,148452	-0,0467093	0,0561609
PFORMED	-0,214193	0,0178722	-0,134696	-0,0314299	0,0480002
PFORMIN	-0,0761344	-0,154707	-0,0565353	0,165821	0,012945
PFORMAX	-0,150246	-0,0737013	0,0130236	0,0588448	0,0634843
RECPFOR	-0,142663	-0,0363813	0,0304417	0,0169373	0,0657841
DS_PFOR	-0,110713	-0,140022	0,0882494	-0,0121048	0,0384106
VAR_PFOR	-0,0501838	-0,0724532	0,103071	0,124971	0,0226942
IMAX_PULL	-0,0454052	0,000314011	-0,0809818	0,194823	-0,181792
IMIN_PULL	0,113473	-0,114456	-0,106336	-0,159328	-0,313199
I25_PULL	0,128501	0,0610539	-0,29883	-0,0469654	-0,276089
I50_PULL	0,0239277	0,0838164	-0,0723017	0,0917421	0,251819
I75_PULL	-0,0990369	0,113133	0,281998	-0,153298	0,0344291
IMED_PULL	-0,0438334	0,0640811	-0,055214	-0,0744245	-0,106337
IMAX_SULL	0,0529963	-0,167395	-0,287286	-0,129716	0,307672
IMIN_SULL	0,269145	-0,0853192	0,0369361	-0,0662916	0,141559
I25_SULL	-0,143338	0,0433089	0,0586998	0,293695	0,180925
I50_SULL	-0,0527304	0,332493	-0,0244825	-0,214793	-0,0816001
I75_SULL	-0,410051	-0,282871	0,16527	-0,00563589	-0,0991743
IMED_SULL	-0,133095	-0,0241959	0,0752589	-0,0263447	0,0648841
SON	-0,215376	0,199015	0,0823281	0,0475269	-0,115477
MEL	0,162338	-0,0418171	-0,0203785	0,188503	-0,0594165
GG	0,0875288	-0,0963083	0,239802	0,216311	0,0410142
NAS	-0,287277	0,091335	0,052735	-0,0561283	-0,0574066
TEN	0,0221349	-0,351568	-0,0570251	-0,302708	-0,119983
RSARM	0,127309	-0,22021	0,102147	0,106685	0,0751487
FUR	0,0806594	0,298285	0,145746	0,318808	-0,0923149
LLINS	0,101879	-0,0354749	-0,222665	0,181428	0,0221634
SARM	0,264319	0,217239	-0,086973	-0,0441276	0,0118799

	Component 26	Component 27	Component 28	Component 29	Component 30
TIOPART	-0,168469	0,20211	0,00770893	-0,147631	-0,203231
EG	-0,00872358	0,222779	0,0697255	0,181994	0,0739827
G	0,0605932	-0,047367	0,0306803	0,0110362	-0,00575507
P	-0,0587419	-0,152837	0,0520585	0,0923597	-0,0573671
A	0,148555	0,0846944	-0,00743357	-0,0770731	0,0494913
EM	-0,0577756	-0,0725656	-0,238927	-0,106253	0,116638
TRM	-0,0124718	0,0223659	-0,0641672	0,0976775	-0,0648319
LA	0,11655	-0,122507	0,0241432	0,22731	0,390504
SEX	-0,0134428	0,223743	0,025367	-0,0238391	-0,0247456
PESO	-0,0783721	-0,204465	0,173107	-0,0664634	-0,0247574
APGAR	0,107303	0,147275	0,114088	-0,0673528	-0,0464345
EDADTLL	-0,128865	-0,114174	0,152068	0,0350312	0,257416
PLAT	-0,278223	0,0114737	0,0769956	-0,147543	0,117514
PULL	0,348599	0,178132	0,258623	0,000847188	0,0938185
SLAT	-0,215774	0,122296	-0,020787	-0,357131	0,0726606
SULL	-0,201058	-0,128039	0,0470022	-0,0842491	0,0363569
TONOMED	-0,0641631	0,0363702	0,0176691	-0,181964	-0,246987
TONOMIN	0,273059	0,00129669	-0,334128	-0,0397909	-0,0417334
TONOMAX	0,0098368	-0,147646	0,158133	0,0809533	-0,0311059
RECTONO	-0,0052698	-0,146482	0,175197	0,082463	-0,0285502
DS_TONO	-0,00780982	0,174316	-0,054227	-0,0555061	0,122256
VAR_TONO	0,1185073	0,150708	-0,146064	0,018948	0,156404
PFORMED	-0,1245	-0,221213	-0,104994	0,258465	-0,405358
PFORMIN	-0,0327179	0,0966945	-0,310269	-0,159269	0,13087
PFORMAX	0,058786	0,121824	0,066188	-0,0758398	-0,035903
RECPFOR	0,0737146	0,105666	0,16128	-0,0374158	-0,0767677
DS_PFOR	0,130082	-0,112178	0,106118	-0,0627622	0,121028
VAR_PFOR	-0,0317071	-0,199024	0,0423883	0,0149612	0,208101
IMAX_PULL	-0,0788919	-0,0503429	0,161288	0,0317824	-0,137207
IMIN_PULL	0,266755	-0,0835562	-0,112001	-0,178665	-0,087596
I25_PULL	-0,0563856	0,070038	-0,108964	-0,116341	0,254239
I50_PULL	-0,325439	-0,0421203	0,11516	0,13878	0,152721
I75_PULL	0,0937491	0,321034	0,0410032	0,292635	-0,0646091
IMED_PULL	-0,0288812	0,109629	0,00233976	0,0783768	0,0744587
IMAX_SULL	0,34623	-0,0399883	0,330273	-0,171337	0,0348012
IMIN_SULL	0,0985207	0,226521	0,044775	0,255599	-0,0980801
I25_SULL	0,126011	-0,0268287	-0,110625	0,0723359	0,22753
I50_SULL	0,0586371	-0,232735	-0,0778973	-0,179932	-0,0262519
I75_SULL	-0,158156	0,0457154	0,0126134	-0,0826131	0,089063
IMED_SULL	0,068701	0,00231734	-0,0176631	0,0084451	0,0750226
SON	0,127901	-0,12011	0,156399	-0,237708	0,0409388
MEL	0,134053	-0,0554831	-0,16836	0,123605	0,164278
GG	-0,162763	0,132902	0,205132	-0,0442346	0,252481
NAS	-0,0658906	0,0437012	0,120128	0,106407	-0,0990746
TEN	0,00983675	-0,182573	-0,294557	0,274372	0,0812522
RSARM	0,146293	-0,242052	0,0220169	-0,0859399	-0,0642474
FUR	0,0396508	0,0391335	-0,193329	-0,260363	-0,105031
LLINS	0,00156259	-0,178687	0,096249	0,0282227	-0,0316839
SARM	-0,139151	0,168441	-0,079145	0,0533725	-0,0419383

	Component 31	Component 32	Component 33
	-----	-----	-----
TIOPART	-0,123106	-0,225268	0,2066
EG	0,0851311	-0,27202	-0,315306
G	-0,0382124	-0,0933254	-0,00016338
P	-0,0825077	0,13947	0,0518202
A	0,0271111	-0,27831	-0,0525996
EM	-0,195502	0,132346	0,0969144
TRM	0,166447	-0,40714	0,232135
LA	0,105635	0,0581693	0,100825
SEX	0,261352	0,105872	0,0956385
PESO	0,0510124	-0,0368779	0,22946
APGAR	0,160265	0,118791	-0,379938
EDADTLL	0,286516	-0,151783	0,0705159
PLAT	0,064033	-0,0595687	-0,224315
PULL	0,0368394	0,107397	0,0837783
SLAT	-0,0212315	0,0208005	0,107562
SULL	0,0829646	-0,215228	-0,237888
TONOMED	0,164974	0,152041	0,0948215
TONOMIN	0,292258	-0,127834	-0,217916
TONOMAX	-0,119601	-0,0633959	-0,0489025
RECTONO	-0,134683	-0,0558328	-0,0365062
DS_TONO	-0,0215171	-0,0776662	-0,164223
VAR_TONO	0,0769479	-0,110237	0,00470046
PFORMED	0,296475	0,226785	0,0735622
PFORMIN	-0,257732	-0,0996627	0,0927896
PFORMAX	-0,0456525	0,0488391	-0,0130137
RECPFOR	0,0238172	0,0819929	-0,0408105
DS_PFOR	0,0397703	0,0960731	0,0293671
VAR_PFOR	-0,141814	-0,015057	0,108438
IMAX_PULL	-0,0186097	0,00120251	-0,234561
IMIN_PULL	-0,00686917	0,0812088	0,0405527
I25_PULL	0,2536	0,0677909	0,109321
I50_PULL	0,0303031	0,0618287	0,025282
I75_PULL	-0,198002	-0,17525	0,140661
IMED_PULL	0,0175269	0,00463908	0,0901282
IMAX_SULL	0,0800965	-0,144357	0,303106
IMIN_SULL	-0,0791082	0,192955	-0,0958939
I25_SULL	-0,0363502	0,187909	0,00871342
I50_SULL	-0,0643068	-0,104214	-0,120339
I75_SULL	0,0935908	0,0521404	-0,0447971
IMED_SULL	-0,0146142	0,113899	-0,0726419
SON	-0,34904	0,0668054	-0,186054
MEL	0,109788	0,0434842	0,0951492
GG	0,130786	0,210763	-0,00947416
NAS	-0,0251917	-0,0875284	0,169968
TEN	-0,117184	-0,0547433	-0,062524
RSARM	0,190029	-0,0722022	-0,0528496
FUR	0,170786	0,0368796	0,0910061
LLINS	0,048886	-0,297474	-0,0171041
SARM	-0,0681678	0,0673611	0,136796

ANEXO 3-12

Análisis de Componentes Principales (Variante 2)

Principal Components Analysis (12 Components)

Analysis Summary

Data variables:

TIOPART
EG
G
P
A
EM

TRM
LA
SEX
PESO
APGAR
EDADTLL

Data input: observations

Number of complete cases: 35

Missing value treatment: listwise

Standardized: yes

Number of components extracted: 12

Principal Components Analysis

Component Number	Eigenvalue	Percent of Variance	Cumulative Percentage
1	3,76813	31,401	31,401
2	2,16706	18,059	49,460
3	1,59227	13,269	62,729
4	1,35198	11,266	73,995
5	1,1985	9,988	83,983
6	0,665564	5,546	89,529
7	0,446983	3,725	93,254
8	0,317086	2,642	95,896
9	0,270765	2,256	98,153
10	0,154046	1,284	99,437
-->11	0,0676096	0,563	100,000
12	0,0	0,000	100,000

Scree Plot

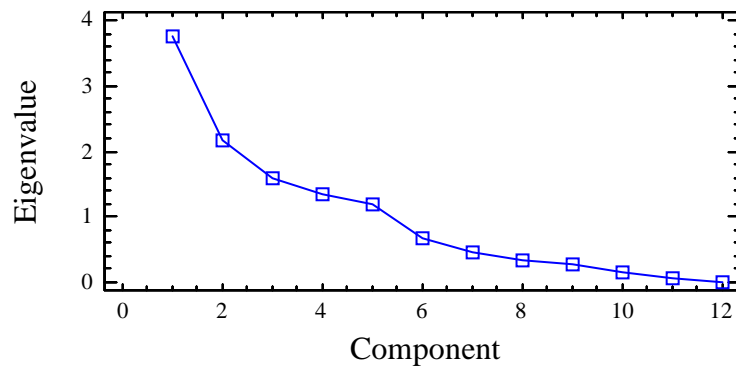


Table of Component Weights (hasta el Componente 11)

	Component 1	Component 2	Component 3	Component 4	Component 5
TIPOPART	0,208587	0,174062	0,221978	0,618876	-0,0920554
EG	-0,442712	0,218223	-0,0966995	0,157734	0,0676261
G	-0,227511	-0,548746	0,199645	0,235271	-0,0138422
P	-0,084371	-0,384577	0,354192	0,319181	0,433525
A	-0,249684	-0,419264	-0,0639668	0,0238555	-0,458411
EM	0,0336338	-0,193595	-0,455859	0,168787	0,469885
TRM	0,331975	-0,193901	-0,373796	-0,128046	0,251363
LA	0,0466327	0,306914	-0,249069	0,581965	-0,165364
SEX	-0,0597618	-0,268716	-0,522417	0,153206	-0,390693
PESO	-0,44742	0,19841	-0,0654815	0,0214165	0,242926
APGAR	0,410853	-0,100976	-0,109811	0,161439	0,12204
EDADTLL	0,391415	-0,0789541	0,270447	-0,0274479	-0,225406
	Component 6	Component 7	Component 8	Component 9	Component 10
TIPOPART	-0,270317	0,166217	-0,099366	-0,605484	-0,0177215
EG	-0,184584	0,120751	0,32202	-0,0238812	0,21123
G	0,0874257	-0,123149	-0,0505627	0,00612862	0,0828213
P	0,257939	0,272914	0,0707939	0,198898	-0,0188939
A	-0,131917	-0,457047	-0,145966	-0,191944	0,141016
EM	-0,601434	-0,122292	-0,246448	0,174503	-0,189226
TRM	0,339429	0,116803	-0,265404	-0,374197	0,48105
LA	0,379695	-0,245127	-0,270142	0,432496	0,100516
SEX	0,0260792	0,575856	0,293057	0,0595634	-0,0629704
PESO	-0,0508892	-0,0623346	0,104232	-0,0775546	0,570527
APGAR	0,0388006	-0,451985	0,745481	-0,0402643	0,0543977
EDADTLL	-0,41881	0,175442	-0,0302178	0,433205	0,564111
	Component 11				
TIPOPART	0,0890996				
EG	-0,72114				
G	-0,0445137				
P	-0,00243917				
A	-0,0630667				
EM	0,02509				
TRM	-0,24933				
LA	-0,0343132				
SEX	0,222492				
PESO	0,589774				
APGAR	0,0432419				
EDADTLL	-0,0536204				

ANEXO 3-13

Análisis de Componentes Principales (Variante 3)

Principal Components Analysis

(37 Components)

Analysis Summary

Data variables:

PLAT

PULL

SLAT

SULL

TONOMED

TONOMIN

TONOMAX

RECTONO

DS_TONO

VAR_TONO

PFORMED

PFORMIN

PFORMAX

RECPFOR

DS_PFOR

VAR_PFOR

IMAX_PULL

IMIN_PULL

I25_PULL

I50_PULL

I75_PULL

IMED_PULL

IMAX_SULL

IMIN_SULL

I25_SULL

I50_SULL

I75_SULL

IMED_SULL

SON

MEL

GG

NAS

TEN

SARM

RSARM

FUR

LLINS

Data input: observations

Number of complete cases: 35

Missing value treatment: listwise

Standardized: yes

Number of components extracted: 37

Principal Components Analysis

Component Number	Eigenvalue	Percent of Variance	Cumulative Percentage
1	9,3268	25,208	25,208
2	3,9662	10,719	35,927
3	3,20198	8,654	44,581
4	2,45372	6,632	51,213
5	2,3524	6,358	57,571
6	2,17956	5,891	63,461
7	1,87177	5,059	68,520
8	1,45623	3,936	72,456
9	1,40249	3,791	76,246
10	1,19351	3,226	79,472
11	1,10864	2,996	82,468
12	1,00567	2,718	85,186
13	0,815654	2,204	87,391
14	0,726078	1,962	89,353
15	0,681177	1,841	91,194
16	0,627954	1,697	92,891
17	0,500798	1,354	94,245
18	0,405027	1,095	95,340
19	0,374311	1,012	96,351
20	0,305988	0,827	97,178
21	0,226011	0,611	97,789
22	0,173964	0,470	98,259
23	0,169008	0,457	98,716
24	0,123523	0,334	99,050
25	0,111269	0,301	99,351
26	0,0941075	0,254	99,605
27	0,0542205	0,147	99,752
28	0,0469053	0,127	99,878
-->29	0,0227933	0,062	99,940
30	0,0118439	0,032	99,972
31	0,0089963	0,024	99,996
32	0,00112402	0,003	99,999
33	0,000278843	0,001	100,000
34	0,0000022767	0,000	100,000
35	0,0	0,000	100,000
36	0,0	0,000	100,000
37	0,0	0,000	100,000

Scree Plot

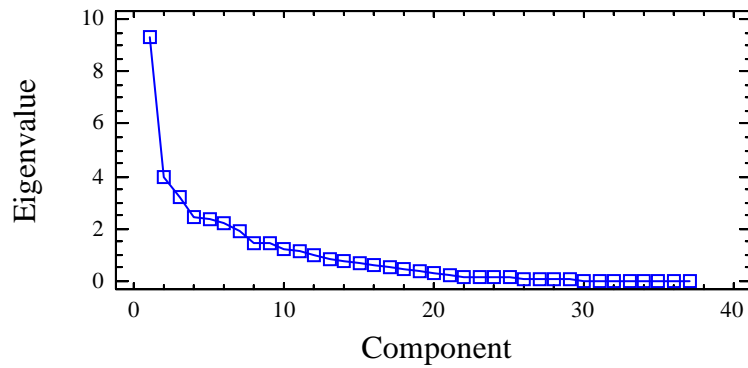


Table of Component Weights (hasta el Componente 29)

	Component 1	Component 2	Component 3	Component 4	Component 5
PLAT	0,0199766	0,0447328	-0,0653352	0,195688	-0,203037
PULL	-0,0588168	-0,20053	-0,186229	-0,293325	0,175557
SLAT	-0,121275	0,221356	-0,150804	-0,0104688	0,0376021
SULL	-0,0258163	-0,152209	0,202919	0,0679483	0,134136
TONOMED	-0,220512	-0,0917839	0,257522	-0,116835	-0,155461
TONOMIN	0,0666154	0,168497	-0,0427121	0,227898	-0,298186
TONOMAX	-0,222732	-0,00843339	0,239516	0,208539	0,159525
RECTONO	-0,224534	-0,0176338	0,239863	0,194255	0,174597
DS_TONO	-0,285401	-0,0309994	0,223177	-0,0423107	-0,00433276
VAR_TONO	-0,283386	-0,0495919	0,169708	-0,111581	-0,0156323
PFORMED	-0,26618	0,102065	0,112436	0,0195455	0,0370087
PFORMIN	-0,0760239	0,0497393	0,179331	0,14563	0,0750253
PFORMAX	-0,282423	0,102374	-0,0228314	-0,00370532	0,0426205
RECFOR	-0,287375	0,0978191	-0,0763337	-0,0457496	0,0251729
DS_PFOR	-0,282984	0,133148	-0,101991	0,0661217	-0,0145145
VAR_PFOR	-0,272191	0,0917723	-0,145647	0,0905481	-0,0250221
IMAX_PULL	0,0827861	0,285546	0,0684184	-0,248254	-0,0974958
IMIN_PULL	0,0900899	0,242932	0,0387158	0,237539	-0,20012
I25_PULL	-0,0170279	0,230571	0,0903319	-0,0651209	0,143277
I50_PULL	0,021758	0,299914	-0,0731725	-0,169713	-0,0312118
I75_PULL	-0,00489778	0,391834	0,0968183	-0,147831	0,0130937
IMED_PULL	0,0392982	0,463529	0,0629463	-0,093065	-0,0346374
IMAX_SULL	0,161805	0,0580142	0,391596	0,00689203	-0,107361
IMIN_SULL	0,167804	0,0114378	0,0869383	0,257632	0,046291
I25_SULL	0,119916	-0,0565581	0,124558	-0,225109	0,141146
I50_SULL	0,168683	0,00824676	0,0216521	-0,174641	0,281709
I75_SULL	0,18221	0,0730639	0,182464	-0,0298824	-0,131395
IMED_SULL	0,26189	0,0252781	0,194141	-0,0558288	0,109084
SON	-0,107173	-0,036804	-0,0270189	-0,0934813	-0,465331
MEL	-0,088986	0,0845375	-0,0251548	0,0351641	-0,138288
GG	0,0800785	-0,0508787	0,193827	-0,0068467	-0,167419
NAS	0,0411143	-0,206336	-0,0577048	0,107841	-0,293915
TEN	-0,144116	-0,112212	0,150058	-0,358755	-0,220663
SARM	-0,056518	-0,21843	-0,0885632	-0,135866	-0,28451
RSARM	-0,0317672	0,0820129	-0,370722	-0,206562	0,0793708
FUR	-0,0249607	-0,0204334	0,225225	-0,238767	0,00260823
LLINS	0,0583687	0,00172491	0,105014	-0,268157	-0,168601
	Component 6	Component 7	Component 8	Component 9	Component 10
PLAT	0,10988	0,243075	0,112838	-0,395579	-0,0622731
PULL	-0,154386	-0,00317158	-0,23371	-0,013131	0,0558432
SLAT	-0,17135	-0,333975	-0,0566631	0,0925109	-0,0782994
SULL	0,0244049	0,252305	-0,137236	0,103084	0,537025
TONOMED	-0,180723	0,0267224	0,00758432	0,0569918	-0,0842178
TONOMIN	-0,0540177	-0,0490791	-0,254945	0,283196	-0,104466
TONOMAX	0,0930908	-0,0733618	0,030529	0,13546	-0,0835846
RECTONO	0,0952837	-0,0700468	0,0443014	0,118745	-0,0771388
DS_TONO	-0,0533525	-0,0467545	-0,0600128	-0,0565171	-0,0833567
VAR_TONO	-0,0576322	-0,0613944	-0,0931911	-0,0600686	-0,0827741
PFORMED	-0,22905	-0,0365184	-0,0752986	-0,140486	0,0140818
PFORMIN	-0,329838	0,331896	-0,0723836	-0,14669	0,0172489
PFORMAX	-0,032272	0,229843	0,148562	-0,113373	0,0521048
RECFOR	0,0591076	0,156566	0,18334	-0,0821008	0,0520958
DS_PFOR	0,0995733	0,00327338	0,0811336	-0,0339843	-0,1489
VAR_PFOR	0,0957513	-0,0518186	0,0220413	-0,00783747	-0,194898
IMAX_PULL	0,101859	-0,164896	-0,0766002	0,0159251	-0,0266613
IMIN_PULL	0,0236951	0,318691	-0,080725	-0,0265185	-0,163086
I25_PULL	0,180436	-0,120367	0,19276	0,308842	0,374981
I50_PULL	-0,0585591	0,06314	-0,362948	-0,165474	-0,0161195
I75_PULL	-0,0432519	0,175771	0,0991568	0,113647	0,135137
IMED_PULL	0,0383386	0,144977	-0,0648512	0,082208	0,120058
IMAX_SULL	0,0726126	0,00349118	-0,151088	-0,0800278	0,0449625
IMIN_SULL	0,0347677	-0,116236	0,348289	-0,202738	0,0356226
I25_SULL	0,150195	0,177716	-0,285932	-0,181992	-0,145891
I50_SULL	-0,347943	0,00728842	0,0801624	-0,0663149	-0,04374
I75_SULL	0,0706902	-0,207004	0,146824	-0,036509	-0,152505
IMED_SULL	-0,0333325	-0,0743797	0,123173	-0,187468	-0,110678

SON	-0,0181338	-0,206701	0,0302305	-0,163489	0,299571
MEL	-0,244124	-0,283675	0,0136758	-0,306549	0,391615
GG	-0,337686	0,111342	0,113398	0,428223	-0,10671
NAS	-0,0764593	0,14586	-0,040963	0,0266395	0,170329
TEN	0,183627	-0,0189105	-0,0384084	0,0133686	-0,141746
SARM	0,142504	0,183914	0,0473224	0,211635	0,0304072
RSARM	0,0150436	0,243271	0,247663	0,0909199	-0,0132835
FUR	0,376828	0,0727814	0,160489	-0,126941	0,0545332
LLINS	-0,32747	0,0812511	0,431168	-0,0190467	-0,130897

	Component 11	Component 12	Component 13	Component 14	Component 15
PLAT	0,355594	0,229114	-0,132313	-0,279131	-0,33795
PULL	0,00279337	0,210341	-0,0073303	-0,147486	-0,219994
SLAT	-0,0582307	0,122738	-0,382514	-0,0465693	0,309208
SULL	-0,0950925	-0,138966	-0,325619	-0,0731415	0,0488072
TONOMED	0,0634382	0,000636173	-0,174694	-0,251663	-0,0102626
TONOMIN	-0,209029	0,104194	-0,320945	-0,165484	-0,0824435
TONOMAX	-0,068844	0,139881	0,160356	-0,173688	0,128286
RECTONO	-0,0567668	0,132978	0,176673	-0,163129	0,131748
DS_TONO	0,0459527	0,0333469	0,105278	0,0209471	-0,00154076
VAR_TONO	0,0967568	0,0332337	0,109555	0,0461868	-0,0565869
PFORMED	0,00826318	0,137394	-0,0487117	0,0938796	-0,0638625
PFORMIN	-0,313114	0,257486	0,182872	0,131657	-0,0963689
PFORMAX	-0,124646	-0,00124465	-0,0139038	0,0158103	-0,0268986
RECPFOR	-0,0467934	-0,0750808	-0,0675753	-0,0203874	-0,00185294
DS_PFOR	-0,0363883	-0,0292127	-0,21309	0,0841482	-0,0488634
VAR_PFOR	-0,0146262	0,0240698	-0,258937	0,132741	-0,0482139
IMAX_PULL	0,129425	0,3106	0,136857	0,197489	-0,203411
IMIN_PULL	0,114094	-0,132203	0,164057	0,00185076	0,241771
I25_PULL	0,047472	0,320831	0,0407191	0,155461	-0,126308
I50_PULL	-0,417416	-0,176518	0,11147	0,0709708	-0,00295094
I75_PULL	0,219549	-0,0458193	-0,153713	-0,263661	0,0237817
IMED_PULL	-0,000792646	0,0143911	0,0608303	-0,00484877	0,0233694
IMAX_SULL	-0,0749209	-0,032667	-0,0626469	0,0307958	-0,191154
IMIN_SULL	-0,293008	0,0311451	0,229717	0,133312	-0,129397
I25_SULL	0,166238	0,196022	-0,19726	0,0228326	0,413955
I50_SULL	-0,0275277	0,0647519	-0,16837	-0,191962	-0,170331
I75_SULL	-0,168706	0,142745	0,194223	-0,349173	0,108862
IMED_SULL	-0,146247	0,162895	-0,145449	-0,162823	0,0539367
SON	-0,108091	0,0040634	0,065643	0,0106945	-0,0803538
MEL	0,158775	-0,137929	0,134606	-0,251345	0,286262
GG	0,232564	-0,176306	0,0093811	0,0650458	-0,124674
NAS	0,0855911	0,528473	-0,0745902	0,257416	0,305484
TEN	-0,0328955	-0,0495016	-0,104097	0,00180193	-0,116445
SARM	-0,364257	0,105444	0,0430912	-0,293748	0,0156047
RSARM	-0,0969007	0,155286	0,172311	-0,214508	0,10106
FUR	-0,0588808	-0,12502	-0,141506	0,0818432	0,140072
LLINS	-0,0865394	-0,0410131	-0,0561416	0,275991	0,224618

	Component 16	Component 17	Component 18	Component 19	Component 20
PLAT	-0,0318699	-0,108187	-0,0467742	-0,232251	0,0702867
PULL	0,404062	0,110097	0,15944	-0,171137	0,257699
SLAT	0,0370564	-0,11478	0,0807147	-0,344239	-0,0588424
SULL	0,118186	-0,022542	0,317594	0,0497598	-0,223495
TONOMED	-0,100556	0,0543925	-0,0946552	-0,0632998	-0,0162614
TONOMIN	0,0917206	0,0649086	-0,0880932	0,211623	0,428171
TONOMAX	0,0908615	-0,189577	-0,0963206	0,0192374	-0,0952195
RECTONO	0,0850561	-0,191564	-0,0906698	0,00743259	-0,117982
DS_TONO	0,109104	-0,025854	0,00383321	-0,134908	0,0983771
VAR_TONO	0,0975948	-0,0461336	0,0423608	-0,187227	0,127506
PFORMED	-0,0322059	0,111666	-0,0249679	0,0641793	-0,0879718
PFORMIN	-0,100803	0,0359378	0,0418156	0,111908	0,095068
PFORMAX	-0,0542382	0,156599	0,0345739	0,134998	0,132773
RECPFOR	-0,0305096	0,161125	0,025873	0,11573	0,118117
DS_PFOR	-0,0145535	0,0579675	0,131416	0,154055	-0,110606
VAR_PFOR	-0,0180537	-0,0691214	0,0555952	0,219643	-0,138611
IMAX_PULL	0,166212	-0,358409	0,106411	0,350178	-0,0918012
IMIN_PULL	0,243128	0,000151285	0,127435	-0,303712	-0,107433
I25_PULL	-0,258971	0,155902	-0,0108634	-0,287382	0,212725
I50_PULL	0,0696595	-0,041765	-0,109437	-0,127534	-0,0732799
I75_PULL	0,0151025	0,0463164	-0,11743	0,0801902	-0,124295
IMED_PULL	0,0391714	0,0205105	-0,0439504	-0,1758	-0,0497337
IMAX_SULL	-0,168041	-0,20565	0,183254	0,0205874	0,0485635
IMIN_SULL	0,19775	-0,230846	0,178393	-0,142643	0,0744529
I25_SULL	-0,342881	-0,0601561	0,0080396	0,15741	0,15823
I50_SULL	0,0714085	-0,0821346	-0,342	0,016462	-0,310977
I75_SULL	0,0626006	0,528763	0,248618	0,120765	-0,0586645
IMED_SULL	0,00658562	0,0664182	0,0628255	0,0556204	-0,059466
SON	-0,0515151	0,094159	-0,247104	0,0628243	-0,290172
MEL	0,00715118	-0,253719	0,170298	0,173169	0,275925
GG	0,150421	-0,0682539	0,0852636	0,173413	0,0651112
NAS	0,24626	0,112099	-0,065215	0,0177087	-0,201422
TEN	-0,012786	0,0222971	0,39215	-0,160053	-0,206483
SARM	-0,210953	-0,346269	-0,156246	-0,120058	0,04482
RSARM	0,0997181	-0,20296	0,281287	0,157455	-0,0391553
FUR	0,493765	0,0229877	-0,376444	0,102335	0,250265
LLINS	-0,102703	-0,0888697	0,0141803	-0,137551	0,154356

	Component 21	Component 22	Component 23	Component 24	Component 25
PLAT	-0,229176	-0,0514665	0,304312	-0,0665732	0,162531
PULL	0,164669	0,333855	0,0253105	-0,120344	-0,0639013
SLAT	-0,0324641	-0,015962	0,320644	0,201676	0,148158
SULL	-0,190279	-0,155919	0,163337	-0,145789	-0,0361534
TONOMED	-0,11286	-0,137429	-0,195659	-0,0843493	-0,053895
TONOMIN	0,186317	-0,109662	-0,0464743	-0,0834632	-0,0709671
TONOMAX	0,0744879	0,152366	0,0945932	-0,0940445	0,0738345
RECTONO	0,063613	0,157127	0,0963603	-0,0886668	0,077121
DS_TONO	-0,126688	0,0708973	-0,00132571	0,0308761	-0,08377
VAR_TONO	-0,134033	-0,00509987	-0,201912	-0,00988085	-0,165804
PFORMED	-0,0642577	-0,340813	-0,303253	-0,251119	0,149362
PFORMIN	0,0885138	-0,0967637	0,313569	0,453056	-0,168037
PFORMAX	0,0713686	0,0959433	-0,0323576	0,0349994	0,0810841
RECPFOR	0,0527789	0,132724	-0,125193	-0,0913995	0,136864
DS_PFOR	0,0514262	0,0854939	0,0176255	-0,164224	-0,144932
VAR_PFOR	-0,0633003	0,0309178	0,165323	-0,0674875	-0,169985
IMAX_PULL	-0,0893957	-0,173644	-0,0399901	0,0424142	-0,0105288
IMIN_PULL	0,275323	-0,133572	-0,0634598	-0,184369	-0,360875
I25_PULL	-0,0136775	-0,106527	0,0865453	-0,171848	-0,20083
I50_PULL	-0,392676	0,102526	0,0382704	-0,161304	0,201355
I75_PULL	0,0710835	0,311774	-0,228308	0,398405	0,12151
IMED_PULL	-0,0492334	0,0652577	-0,0752851	-0,0109215	-0,0632354
IMAX_SULL	0,393646	0,214861	0,0553099	-0,257687	0,367362
IMIN_SULL	-0,166973	0,210757	-0,36851	0,120604	-0,188055
I25_SULL	-0,129139	0,211313	0,00186569	-0,0800602	-0,28012
I50_SULL	0,237329	-0,192291	0,014955	-0,136711	-0,164987
I75_SULL	-0,196454	-0,0648351	0,108846	-0,0420336	0,0766765
IMED_SULL	-0,0636437	0,0732359	-0,0866156	-0,0704203	-0,171101
SON	0,0947448	0,339886	0,21094	-0,115768	-0,348803
MEL	0,0680447	-0,12675	-0,0194105	0,0424715	-0,0664207
GG	-0,353075	0,201809	0,181347	-0,0426411	-0,0871925
NAS	0,0067854	0,0812873	-0,192083	0,0205332	0,255255
TEN	0,239436	-0,156485	0,00663709	0,306103	-0,0170983
SARM	-0,120561	-0,0944736	-0,166103	0,0695291	-0,0444502
RSARM	0,0235688	-0,048818	0,0443108	-0,207193	-0,0122817
FUR	0,0257421	-0,220646	0,214757	0,0612109	0,0192971
LLINS	0,100065	0,0188983	0,148268	-0,22865	0,154508
	Component 26	Component 27	Component 28	Component 29	
PLAT	0,141814	-0,0173845	-0,0147318	-0,0573219	
PULL	-0,019116	-0,32488	-0,076605	0,142865	
SLAT	-0,306136	0,0326803	-0,0551045	-0,0252819	
SULL	0,0263863	-0,0412101	-0,0213304	-0,269438	
TONOMED	-0,391475	-0,0236019	-0,331923	0,0940287	
TONOMIN	0,265974	0,153048	-0,0697231	-0,24448	
TONOMAX	0,202056	-0,107531	-0,0852195	-0,0432275	
RECTONO	0,185729	-0,115055	-0,08067	-0,0294192	
DS_TONO	-0,0426268	0,290665	0,128269	-0,227026	
VAR_TONO	-0,00323882	0,372836	0,287996	-0,197891	
PFORMED	0,193856	-0,0717128	-0,289227	0,31303	
PFORMIN	-0,0776429	0,0343133	-0,0642124	0,133247	
PFORMAX	-0,139722	-0,139051	0,104861	-0,200873	
RECPFOR	-0,130711	-0,162029	0,133166	-0,258025	
DS_PFOR	-0,0969028	0,0173108	0,187107	0,185515	
VAR_PFOR	0,0900416	-0,113927	0,252889	0,248233	
IMAX_PULL	-0,223971	-0,267709	-0,0787391	-0,316784	
IMIN_PULL	-0,155069	-0,178647	0,00592404	-0,000200979	
I25_PULL	0,0599159	0,0173142	0,105862	0,140813	
I50_PULL	0,169407	0,0198169	0,0766409	0,0635518	
I75_PULL	0,125672	0,0578047	-0,0445687	0,054341	
IMED_PULL	0,0586445	-0,0531689	0,0379593	0,0674588	
IMAX_SULL	-0,283169	0,204548	0,137138	0,214286	
IMIN_SULL	0,0281078	0,00902343	-0,155918	0,0513151	
I25_SULL	0,082467	-0,0223482	-0,0922018	0,000741959	
I50_SULL	0,0512771	0,0562392	0,349791	-0,0967478	
I75_SULL	-0,0690076	-0,0648124	0,137832	-0,00495154	
IMED_SULL	0,0135945	0,010824	0,112156	0,00772801	
SON	-0,00841694	0,0972413	-0,251346	-0,0791284	
MEL	0,127126	-0,0910213	0,229295	0,184434	
GG	0,0165593	-0,0253293	0,107627	0,236148	
NAS	0,0207031	0,0969003	0,243898	0,0761315	
TEN	0,415786	-0,0156266	0,00187333	0,0459252	
SARM	-0,118245	-0,239911	0,250923	0,119565	
RSARM	-0,0160251	0,523924	-0,239649	0,0939586	
FUR	-0,0771706	0,0790182	-0,0387324	0,234522	
LLINS	0,234864	-0,165117	-0,0758142	-0,224773	

ANEXO 3-14a

Resultados: Nivel de Significación (Variante 1)

Influencia de las variables del Modelo 01 en las variables del Modelo 02 con dos Niveles de Significación

Variables del Modelo 01	Número de variables del Modelo 02 con Nivel de Significación		
	$p \leq 0,1$	$p \leq 0,05$	-Total-
TIPOPART	4	4	8
EG	3	1	4
G	7	1	8
P	13	1	14
A	5	7	12
EM	9	3	12
TRM	5	2	7
LA	7	10	17
SEX	9	2	11
PESO	5	5	10
APGAR	5	1	6
EDADTLL	1	1	2

ANEXO 3-14b

Resultados: Nivel de Significación (Variante 1)

Variables del Modelo 02 con Nivel de Significación y sus totales. Aparece entre paréntesis el número de variables del Modelo 01 correspondiente

Nivel de Significación	
$p \leq 0,1$	$p \leq 0,05$
PLAT (1)	PLAT (1)
PULL (1)	
SLAT (2)	SLAT (1)
SULL (2)	
TONOMED (2)	
TONOMIN (5)	
RECTONO (1)	
DS_TONO (4)	
VAR_TONO (3)	VAR_TONO (1)
PFORMED (3)	PFORMED (2)
PFORMIN (3)	PFORMIN (1)
PFORMAX (2)	PFORMAX (1)
RECPFOR (3)	RECPFOR (1)
DS_PFOR (1)	DS_PFOR (2)
VAR_PFOR (2)	VAR_PFOR (3)
IMAX_PULL (2)	IMAX_PULL (4)
IMIN_PULL (4)	
I25_PULL (2)	I25_PULL (1)
I50_PULL (4)	I50_PULL (1)
I75_PULL (2)	I75_PULL (2)
IMED_PULL (2)	IMED_PULL (5)
IMAX_SULL (2)	IMAX_SULL (3)

Continuación Anexo 3-14b

IMIN_SULL (2)	
I25_SULL (2)	
I50_SULL (1)	I50_SULL (2)
I75_SULL (3)	I75_SULL (1)
IMED_SULL (1)	IMED_SULL (2)
	SON (2)
GG (3)	
	NAS (1)
TEN (1)	
SARM (2)	
FUR (3)	
LLINS (2)	
Total de variables del Modelo 02: 39	
Variables con $p \leq 0,1$	Variables con $p \leq 0,05$
32	21
82,0 %	53,8 %

ANEXO 3-14c

Resultados: Nivel de Significación (Variante 1)

Aspectos notables del ANEXO 3-3

Variable	Descripción
Líquido Amniótico	Tiene nivel de significación con 17 variables del Modelo 02, fundamentalmente las relacionadas con el Primer Formante y la Intensidad de la Primera Unidad de Llanto. El Líquido Amniótico es la variable del Modelo 01 que tiene más relación con parámetros cualitativos como el Golpe de Glotis, Nasalidad, la presencia de Subarmónicos y el Llanto Inspiratorio. El Líquido Amniótico tiene vinculación con la Segunda Latencia.
Abortos	El número de Abortos posee nivel de significación en 12 variables del Modelo 02, principalmente la Segunda Latencia y variables del Tono, Primer Formante y la Intensidad de la Segunda Unidad de Llanto.
Peso	El Peso tiene nivel de significación con 10 variables del Modelo 02 entre ellas están la Primera Latencia, Primera Unidad de Llanto, Segunda Unidad de Llanto, el Tono Mínimo, variables de Intensidad de la Primera y Segunda Unidad de Llanto.
Tipo de Parto	Con nivel de significación en ocho variables del Modelo 02, entre ellas, variables del Tono, variables de la Intensidad de la Primera Unidad de Llanto y la Sonoridad.
Edad de la Madre	Posee nivel de significación con 12 variables del Modelo 02, entre las que se encuentran la Segunda Unidad de Llanto, variables del Tono y del Primer Formante, Intensidades de la Segunda Unidad de Llanto, Melodía y Bifurcación.
Paridad	El número de Partos posee nivel de significación con 14 variables del Modelo 02, como variables del Tono, del Primer Formante, variables de la Intensidad de la Primera y Segunda Unidad del Llanto y con el Golpe de Glotis.
Sexo	El Sexo con 11 variables del Modelo 02 con nivel de significación, estas variables son, Tono Mínimo, variables del Primer Formante, de la Intensidad de la Primera y Segunda Unidad de Llanto, la Sonoridad, Golpe de Glotis, Tensión y la presencia de Subarmónicos (SARM).

Continuación Anexo 3-14c

TRM	El Tiempo de Rotura de Membrana tiene nivel de significación con siete variables del Modelo 02 como la Varianza del Primer Formante , variables de Intensidad de Primera y Segunda Unidad de Llanto, y la Bifurcación.
Otras observaciones	
Es muy importante la relación, a través del nivel de significación del Tono Medio y el Primer Formante Medio con la Edad Gestacional y la Edad de la Madre. También el Primer Formante Medio posee nivel de significación con el Tipo de Parto, el número de Abortos y el Líquido Amniótico.	
Variables del Tono , tienen nivel de significación con el Tipo de Parto, Gestación, Paridad, Abortos, Edad de la Madre, Sexo, Peso y el APGAR.	
También variables del Primer Formante tienen nivel de significación con Gestación, Paridad, Abortos, Edad de la Madre, Tiempo de Rotura de Membrana, Líquido Amniótico, Sexo y la Edad al Tomar el Llanto.	
Las variables de la Intensidad de la Primera Unidad de Llanto se vinculan a través del nivel de significación con todas las variables del Modelo 01 excepto con la Edad Gestacional.	
Las variables de la Intensidad de la Segunda Unidad de Llanto también se vinculan, según el nivel de significación, con todas las variables del Modelo 01 excepto con el Tipo de Parto y la Edad al Tomar el Llanto, la vinculación de las variables de intensidad antes referidas es bien marcada con el número de Abortos y el Tiempo de Rotura de Membrana.	
De las variables del Modelo 02 correspondientes a los parámetros cualitativos, no existe una abundante relación a través del nivel de significación, no obstante, los nexos son:	
Sonoridad con el Tipo de Parto y Sexo; Melodía con Edad de la Madre; Golpe de Glotis con Paridad, Líquido Amniótico y Sexo; Nasalidad con Líquido Amniótico; la Tensión con el Sexo; presencia de Subarmónicos con Líquido Amniótico y Sexo; Bifurcación con Edad de la Madre, Tiempo de Rotura de Membrana y el APGAR; además Llanto Inspiratorio con Gestación y Líquido Amniótico. No tienen vinculación en esta parte del experimento el Crujido, la Ruptura de Subarmónicos y la Ruptura de Armónicos.	

ANEXO 3-15a

Resultados: Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1)

Influencia de las variables del Modelo 01 en las del Modelo 02 con Coeficientes de Correlación Lineal bajos y medios, es decir, $0,3 \leq |r| \leq 0,5$ y de tendencia alta, o sea $|r| > 0,5$, respectivamente

Variables del Modelo 01	Número de variables del Modelo 02		
	$0,3 \leq r \leq 0,5$	$ r > 0,5$	Total
TIPOPART	4	0	4
EG	2	0	2
G	2	0	2
P	11	0	11
A	10	0	10
EM	1	0	1
TRM	0	0	0
LA	5	1	6
SEX	3	0	3
PESO	3	0	3
APGAR	3	0	3
EDADTLL	2	0	2

ANEXO 3-15c**Resultados: Coeficiente de Correlación Lineal (Variante 1)****Algunos aspectos notables del ANEXO 3-7**

Variable	Descripción
Líquido Amniótico	Se destaca como la variable que presenta mayor coeficiente de correlación lineal con la Intensidad Máxima de la Primera Unidad de Llanto. El Líquido Amniótico tiene correlación con todas las variables de Intensidad de la Primera Unidad de Llanto excepto con la Intensidad Mínima de la Primera Unidad de Llanto, también tiene nexos con la Intensidad del Primer Cuarto de la Segunda Unidad de Llanto.
Paridad	Tiene correlación con 11 variables del Modelo 02, entre ellas las variables del Tono, variables del Primer Formante y de Intensidad de la Primera y Segunda Unidad de Llanto.
Abortos	El número de Abortos tiene correlación lineal con diez variables del Modelo 02, estando entre ellas la Segunda Latencia, variables del Tono, todas las variables del Primer Formante (excepto el Primer Formante Mínimo), Intensidad Máxima y Media de la Segunda Unidad de Llanto.
Tipo de Parto	Tiene grado de relación con las variables de Intensidad de la Primera Unidad de Llanto y con la Sonoridad.
Peso	Se relaciona con la Segunda Latencia, el Tono Mínimo y el Primer Formante Mínimo.
Segunda Latencia	Es variable del Modelo 02 con grado de relación con la Edad Gestacional, Abortos, Peso, el APGAR y la Edad al Tomar el Llanto.
Primer Formante Mínimo	Una relación muy importante es la del Primer Formante Mínimo con la Edad Gestacional, la Edad de la Madre y el Peso.
Otras observaciones	
<p>Resulta de importancia la relación entre la Edad Gestacional, la Segunda Latencia y el Primer Formante Mínimo.</p> <p>La Intensidad Media de la Primera Unidad de Llanto se relaciona con el Tipo de Parto, la Gestación, la Paridad y el Líquido Amniótico; de igual forma la Intensidad Media de la Segunda Unidad de Llanto muestra vínculo con la Paridad y el número de Abortos. La Sonoridad tiene nexos con el Tipo de Parto y el Sexo.</p> <p>Se aprecia que variables del Tono, Primer Formante, Intensidad de la Primera y Segunda Unidad de Llanto conforman un núcleo o conjunto de cerca de 20 variables las cuales poseen correlación con más de una de las 12 variables del Modelo 01. Con excepción de la Sonoridad y la presencia de Subarmónicos, el resto de los parámetros cualitativos apenas muestran correlación en esta variante de análisis.</p>	

ANEXO 3-16a

Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

Tabla de variables de los Modelos 01 y 02 consideradas en el análisis (Según el ANEXO 3-11)

Variables de los Modelos 01 y 02			
Modelo 01	Modelo 02		
1- TIPOPART	13- PLAT	25- PFORMAX	37- I25_SULL
2- EG	14- PULL	26- RECPFOR	38- I50_SULL
3- G	15- SLAT	27- DS_PFOR	39- I75_SULL
4- P	16- SULL	28- VAR_PFOR	40- IMED_SULL
5- A	17- TONOMED	29- IMAX_PULL	41- SON
6- EM	18- TONOMIN	30- IMIN_PULL	42- MEL
7- TRM	19- TONOMAX	31- I25_PULL	43- GG
8- LA	20- RECTONO	32- I50_PULL	44- NAS
9- SEX	21- DS_TONO	33- I75_PULL	45- TEN
10- PESO	22- VAR_TONO	34- IMED_PULL	46- SARM
11- APGAR	23- PFORMED	35- IMAX_SULL	47- RSARM
12- EDADTLL	24- PFORMIN	36- IMIN_SULL	48- FUR

ANEXO 3-16b

Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

Tabla de Análisis de Componentes Principales (Variante 1). Número completo de casos: 35; número de componentes considerados: 33

(Sobre la base del ANEXO 3-11)

Componente Número	Valor Propio	Por ciento de Varianza	Por ciento Acumulativo
1	10,009	20,427	20,427
2	5,47596	11,175	31,602
3	3,91352	7,987	39,589
4	3,22544	6,583	46,171
5	2,85063	5,818	51,989
6	2,40887	4,916	56,905
7	2,30235	4,699	61,604
8	2,19195	4,473	66,077
9	2,047	4,178	70,255
10	2,0093	4,101	74,355
11	1,55994	3,184	77,539
12	1,42343	2,905	80,444
13	1,20995	2,469	82,913
14	1,13378	2,314	85,227
15	0,938659	1,916	87,142
16	0,892882	1,822	88,965
17	0,748594	1,528	90,492
18	0,707949	1,445	91,937
19	0,621834	1,269	93,206
20	0,555888	1,134	94,341
21	0,491777	1,004	95,344
22	0,438226	0,894	96,239
23	0,339375	0,693	96,931
24	0,320076	0,653	97,585

Continuación Anexo 3-16b

25	0,243582	0,497	98,082
26	0,203872	0,416	98,498
27	0,171894	0,351	98,849
28	0,152538	0,311	99,160
29	0,125004	0,255	99,415
30	0,116257	0,237	99,652
31	0,0629298	0,128	99,781
32	0,0486518	0,099	99,880
33	0,0360212	0,074	99,953

ANEXO 3-16c

Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

Algunos datos relacionados con la tabla de Análisis de Componentes Principales (Sobre la base del ANEXO 3-11)

Datos	
Por ciento acumulativo de varianza seleccionado	99,9
Número de componentes seleccionados	33
Valor propio del componente 33 (λ_{33})	0,0360212
Valor límite inferior calculado para selección de coeficientes en la tabla de peso de componentes	0.18
Valor medio de los valores propios de los 49 componentes extraídos ($\bar{\lambda}$)	0,9999991

ANEXO 3-16d

Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

Criterios utilizados para la selección del número de Componentes Principales (Sobre la base del ANEXO 3-11)

Criterios	
Criterio de Porcentaje de Varianza	99,9 %
Criterio de Contraste de Caída	i = 33...
Criterio de Kaiser (1960)	0,0360212 < 0,9999991
Criterio de Jolliffe (1972, 1973)	0,0360212 < 0,6999993
Criterio de Catell (1966)	i = 33, retención de k componentes en gráfico SCREE...
Criterio del Error Medio Cuadrático Residual (RMSE < 5 %) o Criterio de Swets, 1966	0,04 % <<< 5 %

ANEXO 3-16e

Resultados: Análisis de Componentes Principales (Variante 1)

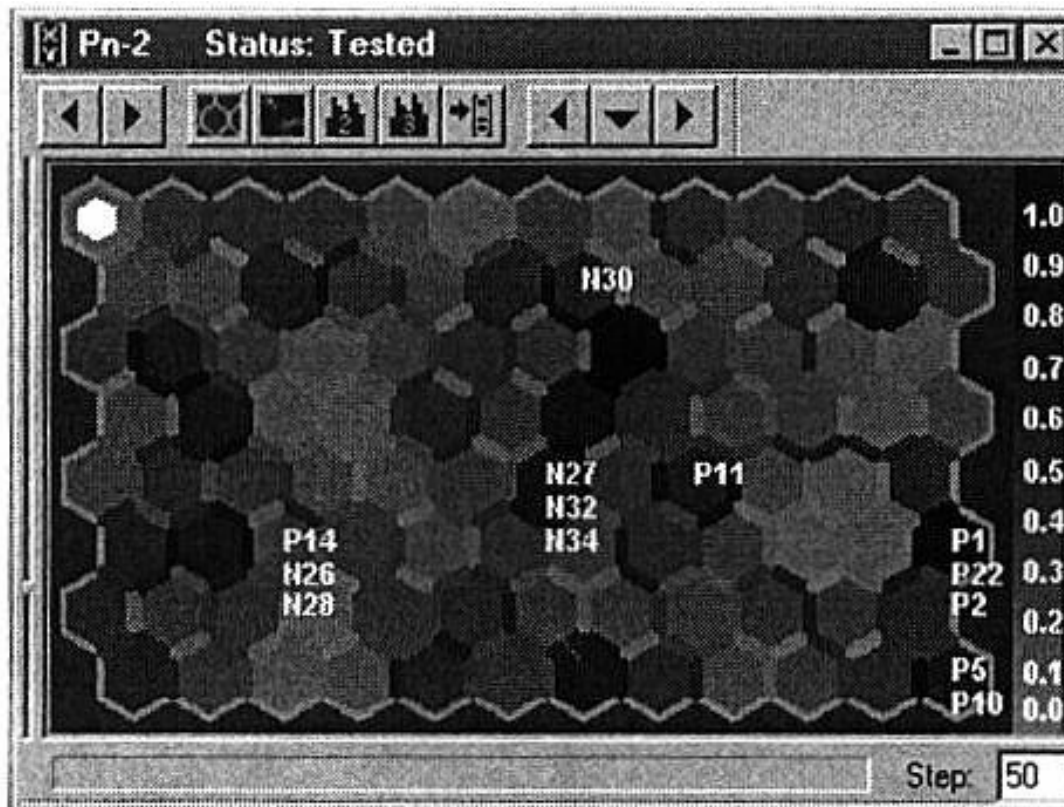
Tabla de Peso de Componentes con coeficientes mayores o iguales a 0,18 y 33 componentes (Sobre la base del ANEXO 3-11)

	Componentes																
Var.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
1		0,18						0,19	0,32			0,26	0,20				
2		0,22	0,32														
3		0,21				0,35		0,29		0,21							
4						0,26		0,34									
5						0,24				0,27							0,26
6					0,19		0,26		0,25						0,39		
7		0,23						0,22	0,32								0,28
8		0,20			0,37						0,26						
9						0,22				0,24	0,25	0,20			0,20		
10		0,23	0,31														
11		0,28	0,19									0,18					
12		0,18	0,26				0,26									0,21	
13					0,19		0,26					0,29	0,19	0,45	0,25	0,22	
14			0,21		0,24	0,20		0,19								0,31	
15		0,20								0,25							
16						0,21	0,23	0,24				0,30	0,27	0,23			
17	0,21			0,30													
18					0,38												0,27
19	0,20		0,18														
20	0,20		0,18														
21	0,27		0,12	0,19													
22	0,27																
23	0,25																
24			0,26		0,18	0,19						0,37	0,27				
25	0,26																
26	0,27									0,18							
27	0,27																
28	0,26			0,18													0,22
29		0,26															0,32
30					0,27					0,18					0,35		0,24
31		0,22					0,20	0,24					0,18		0,34		
32		0,23						0,23						0,31	0,21	0,18	
33		0,28								0,21			0,18				
34		0,34	0,21														
35			0,21	0,29													
36						0,19		0,20			0,39						0,25
37					0,22			0,24	0,21					0,24			
38						0,26	0,28				0,22					0,25	
39				0,19												0,19	0,35
40	0,25										0,27						
41							0,28		0,34	0,20				0,23			
42								0,21		0,25			0,45			0,19	0,22
43				0,20	0,19		0,25		0,29			0,30		0,23			
44			0,21									0,37	0,23		0,21	0,21	0,18
45				0,28	0,18		0,25					0,23					
46			0,21				0,20	0,23					0,27	0,28			
47				0,29		0,20				0,22	0,18		0,20				
48				0,26	0,20					0,28	0,26		0,22				
49				0,18		0,33			0,25		0,36						0,30

ANEXOS DEL CAPÍTULO 4

ANEXO 4-1

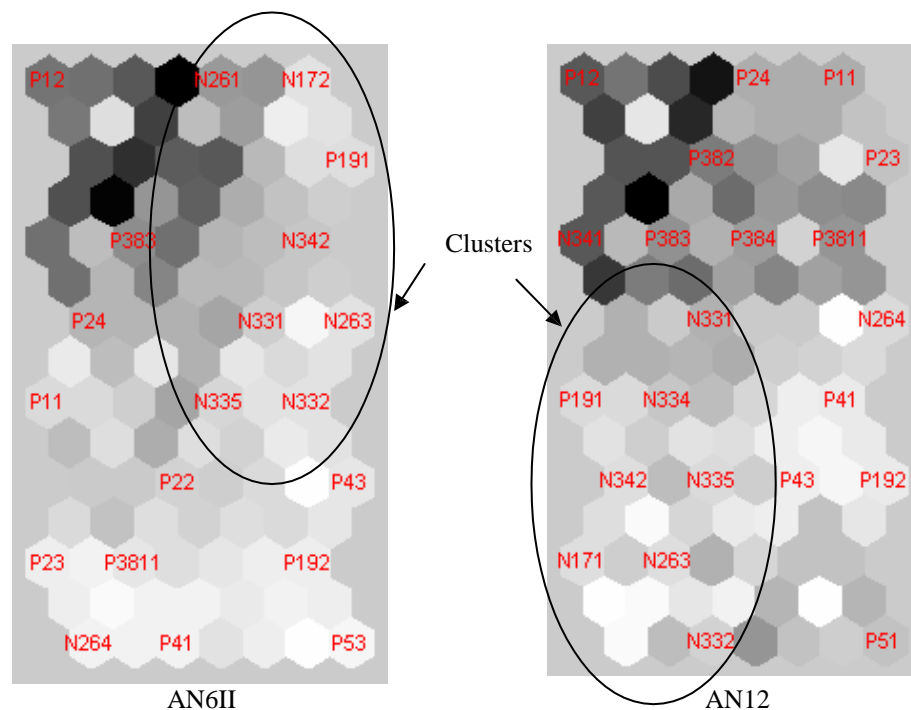
Mapas Auto Organizados de Kohonen: imágenes de mapa bidimensional



Neural Net (NeNet 1.0)

Mapa bidimensional de 12 x 8, Topología hexagonal, de vectores de entrada de F_0 y F_1 de Casos Normales y Patológicos. Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.



SOM Toolbox de Redes Neuronales del MATLAB → (The MathWorks, Inc.), versión 5.3 ó superior.

Mapa bidimensional de 8 x 15, Topología hexagonal, para dos estructuras de vectores de entrada de dimensión 6 y 12 de F_0 y F_0 y F_1 respectivamente, de tramas de unidades de llanto infantil de Casos Normales y Patológicos. Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente.

ANEXO 4-2

Examen Físico y Exploración Neurológica del Recién Nacido

Examen Físico del Recién Nacido [320]

- Toma de temperatura corporal.
- Medición de peso, talla y perímetro cefálico, torácico y abdominal.
- Descarte de la Atresia (malformación debido a embriogénesis) Esofágica.
- Comprobación de la Permeabilidad del Recto.
- Chequeo de la puntuación de APGAR.
- Observación de si el niño es sano o pretérmino, o si posee alguna alteración (si es sano, el niño es trasladado junto a su madre a un alojamiento conjunto; si es de alto riesgo, el niño es llevado hacia el servicio de cuidados de la Sala de Neonatología).
- Practicar el Examen General (se evalúa el llanto, la actividad física y todas las características normales y anormales de la piel, mucosas, etc.).
- Observación de la coloración de la piel en general, como signo clínico importante, así como del cordón umbilical y uñas, de lo cual pueden surgir variados diagnósticos.
- En caso de diagnóstico de algún tipo de Shock, Incompatibilidad Sanguínea, u otro, aplicar los procedimientos y la terapia acorde.
- Hacer un detallado examen del aparato respiratorio, sobre todo cuando la piel esté teñida de meconio, para descartar broncoaspiración de éste.
- Examen de la forma de la cabeza y fontanela y detección de algún trauma obstétrico.
- Observación de la cara. Se refiere a simetría, detección de alguna lesión de nervios (en caso de parto traumático) y nivel de implantación de orejas; también observación de los ojos, boca y labios para detección de alguna anomalía.
- Examen de cuello, columna vertebral y extremidades.
- Examen de torax (abdomen), cordón umbilical y genitales externos.
- Evaluación Neurológica (debe incluir el nivel de conciencia, el tono muscular activo y pasivo y los reflejos primarios).
- Considerar si existe o pudiera existir alguna malformación congénita.

Exploración Neurológica dentro de los 10 días de nacido [321]

Evaluar, previa administración de alimentos, estando el niño en un local en ambiente térmico adecuado, acostado en un área horizontal y desnudo, los siguientes aspectos:

- Reflejo de Succión, Deglución.
- En sentido Céfalocaudal
 - Caída de la cabeza.
 - Prehensión palmar y plantar.
 - Suspensión ventral.
 - Reflejo Tónico del Cuello.
 - Reflejo de Moro o Reflejo del Abrazo.
 - Reflejo de la Marcha.
 - Reflejo de Enderezamiento.

ANEXO 4-3

Preclasificador de Llanto Infantil 1.0: Archivo de Resultados

Archivo de Resultados

Modelo de Entrada y Salida del Preclasificador de Llanto Infantil, versión1.0

Preclasificador 1.0, MOD-01

PROYECTO				CASO No.				FECHA DE NACIMIENTO			
								DIA			
								(DD/MM/AA)			
UNIDAD DE SALUD				HISTORIA CLÍNICA				HORA			
								(HH-MM)			
NOMBRE DE LA MADRE					DIRECCION DE LA MADRE						
MUNICIPIO PROVINCIA					EDAD GESTACIONAL (semanas)		EDAD DE LA MADRE (años)				
G		P		A	OBSERVACIONES DE LA MADRE						
NOMBRE DEL NIÑO								TRM			
LA								DIA (S)			
OBSERVACIÓN NIÑO								HORA (S)			
								MINUTO (S)			
SEXO								PESO (gramos)		APGAR	
TIPO DE LLANTO											
NÚMERO DE TOMA DE LLANTO											
EDAD AL TOMAR EL LLANTO											
AÑO (S)					MES (ES)						
DIA (S)					HORA (S)						
CARACTERÍSTICAS DEL NIÑO Y DIAGNÓSTICO											
OBSERVACIONES											
NOMBRE DEL MÉDICO											

Preclasificador 1.0, MOD-02

Fecha-Hora: 16/02/06 16:30
Duración (s): 12.0

Nombre del Fichero: C170812.wav
Frecuencia de Muestreo (Hz): 8000.0

Estadística

Listado de Segmentos y Valores de F_0

Segmentos	inicio (ms)	final (ms)	F_0 (Hz)
S1	2709.8	2719.8	481.0
S2	2719.8	2729.8	477.9
S3	2729.8	2739.8	474.0
S4	2739.8	2749.8	474.5
S5	2749.8	2759.8	476.4
S6	2759.8	2769.8	474.5
S7	2769.8	2779.8	472.7
S8	2779.8	2789.8	474.8
S9	2789.8	2799.8	473.1
S10	2799.8	2809.8	473.3
S11	2809.8	2819.8	473.8
S12	2819.8	2829.8	473.8
S13	2829.8	2839.8	472.2
S14	2839.8	2849.8	471.9
S15	2849.8	2859.8	469.3
S16	2859.8	2869.8	464.3
S17	2869.8	2879.8	465.7
S18	2879.8	2889.8	443.8

Estadígrafo							
Parámetro	Valor Medio	Mínimo	Máximo	Amplitud	Desviación Estándar	Varianza	No. Segmentos
F_0 (Hz)	471.5	443.8	481.0	37.2	7.9	62.7	18
Parámetro		Coeficiente de Variación (%)					
F_0 (Hz)		1.7					

Preclasificador 1.0, Resultado Final

NORMAL

F_0 : 471.4915 Hz

Observación:

El listado de segmentos sonoros que aparece se corresponde con una trama de 18 segmentos (de 10 milisegundos cada uno), localizada en Oscilograma correspondiente desde 2709.8 hasta 2889.8 milisegundos. Esta trama es del llanto provocado ante dolor del Caso 17 (Caso Normal) del Proyecto Análisis Acústico del Llanto Infantil, Etapa 1.

ANEXO 4-4a

Metodología: Algunos Medios Técnicos

Denominación	Algunas Características Técnicas y Requerimientos
Computadora Personal	P4: 2 GHz; Disco Rígido: 80 Gb (mínimo); RAM: 256 Mbyte
Impresora	<u>Desk Jet</u> o Laser
Multimedia	Con conexión a Micrófono y <u>Speakers</u> (Bocinas).
Micrófono	Patrón de captación direccional; Banda de Audio: 50-15000 Hz. Compatible a Multimedia o Tarjeta de Aplicación de Audio.
Grabador Digital	Compatible a Multimedia, Tarjeta de Aplicación de Audio o Puerto <u>USB</u> .
<u>CD</u> o <u>DVD</u>	Soportes de almacenamiento.
Cartuchos de Impresión	Insumo de Impresora

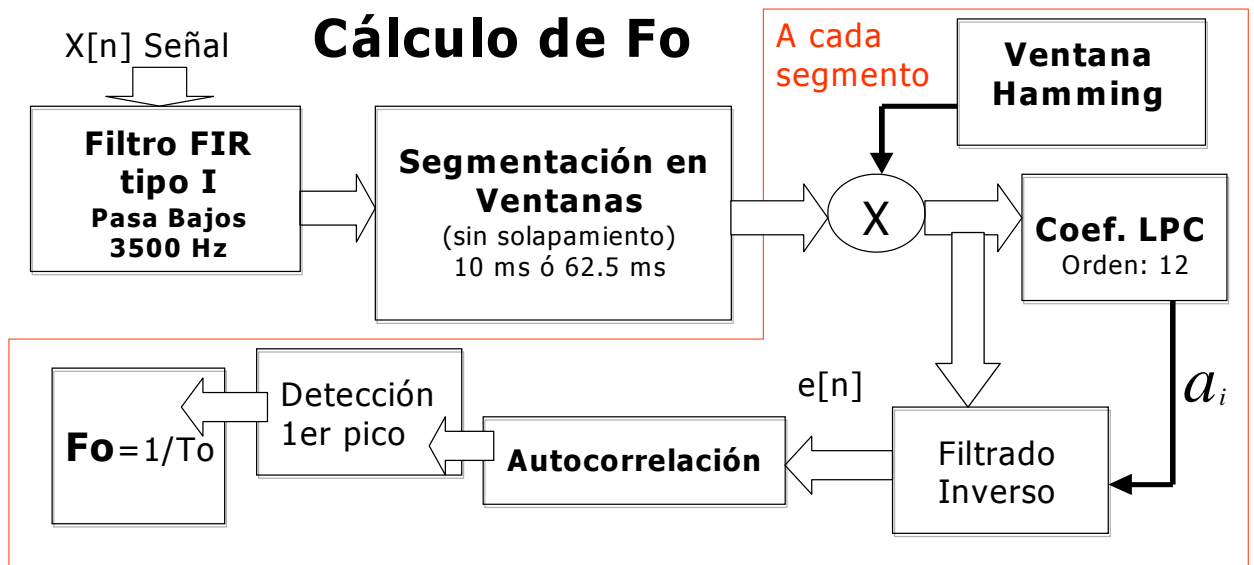
Observación: En ausencia de Grabador Digital o tecnología similar usar Grabadora de Audio Cassette.

Leyenda:

P4	Procesador <u>Pentium</u> 4 (Unidad Central de Procesamiento)
GHz	Gigahertz (10^9 hertz)
Gb	Gigabyte (10^9 byte)
<u>CD</u>	<u>Compact Disk</u>
<u>DVD</u>	<u>Digital Versatil Disk</u>
<u>USB</u>	<u>Universal Serial Bus</u>

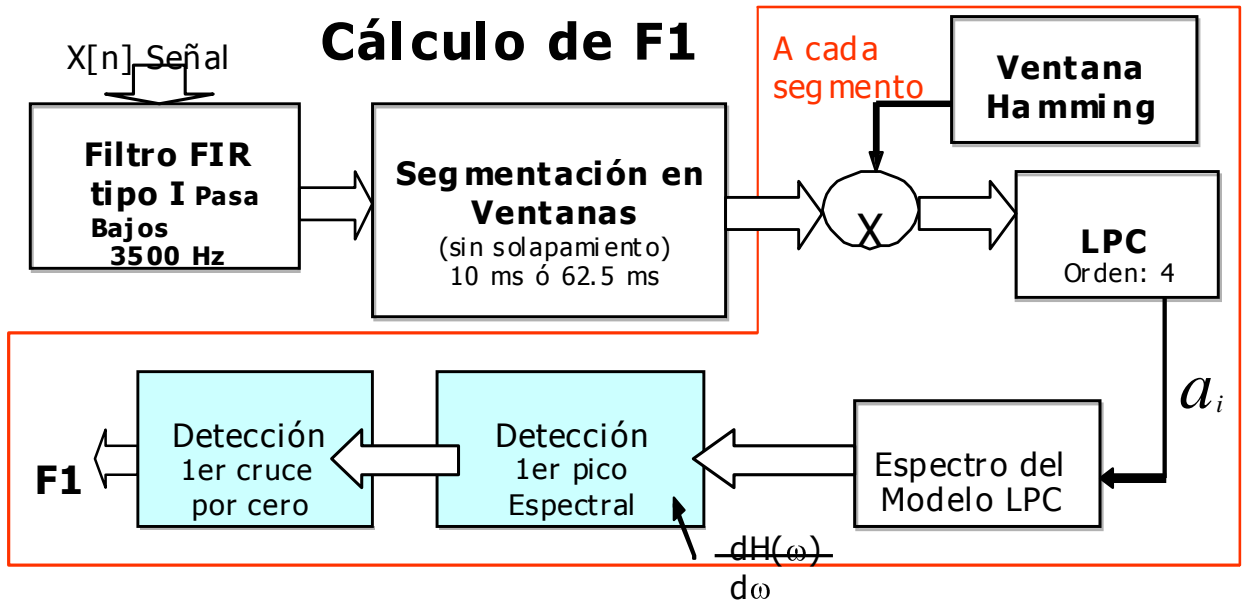
ANEXO 4-4b

Metodología: Diagrama de Bloques para el Cálculo de F_0 (SIFT)



ANEXO 4-4c

Metodología: Diagrama de Bloques para el Cálculo de F_1 (Usando LPC)



ANEXO 4-4d

Metodología: Base de Datos

Algunas consideraciones del Análisis de Sistema

La Base de Datos que se propone se soporta en el Sistema de Gestión Posgres **SOL**^(I) con **CGI**^(II) desarrollados sobre **PERL**^(III) y Sistema Operativo **LINUX**^(IV). No se predestinan versiones de los lenguajes, soportes y sistemas en aras de garantizar actualidad, estandarización y compatibilidad. Una idea general de algunos de sus módulos es la siguiente. **Presentación:** páginas con información general de la temática del Analisis del Llanto Infantil, enlaces a sitios relacionados, otros enlaces, incluyendo la Autenticación. **Autenticación:** control de usuarios, niveles de acceso. **Edición y Actualización:** permite la edición, operación y actualización de la información de la Base (existe control y niveles de acceso). **Administración:** refiere a la administración de la Base; contiene conjunto de herramientas que permiten la administración de todo el sistema, sólo tienen acceso a ella administradores y moderadores de la Base [322].

^(I) *Un servidor basado en **SOL (Structured Query Language)** brinda seguridad en el almacenamiento y procesamiento de importantes volúmenes de información, es un sistema rápido y de buen índice rendimiento/precio (Manual de Referencias Posgres SQL).*

^(II) ***CGI (Common Gateway Interface)** software que se ejecuta en el Servidor Web invocado por un cliente, devolviendo una respuesta en formato **html**, método usado con frecuencia para acceder a base de datos remotas por **INTERNET** o redes que soporten el protocolo **TCP/IP** [324].*

^(III) ***Practical Extraction Language**, lenguaje usado en la programación en **CGI**.*

^(IV) *Sistema Operativo **Red Hat Linux**.*

Elementos Generales del Diagrama de Flujo de Datos

Grupo de Procesamiento de Voz. Universidad de Oriente

