

PRECLASIFICACIÓN DE LLANTO INFANTIL Y PRUEBAS PRELIMINARES DE VALIDEZ

INFANT CRY PRECLASSIFICATION AND PRELIMINARY VALIDNESS TESTS

Daniel I. Escobedo Beceiro¹, Frank Sanabria Macias², Enrique J. Marañón Reyes³

Sergio Cano Ortiz⁴, Larisa Zamora Matamoros⁵, Luis Regüíferos Prego⁶, Lonardo Capdevila Bravo⁷

1 Grupo de Procesamiento de Voz. Centro de Estudios de Neurociencias, Procesamiento de Imágenes y Señales (CENPIS). Universidad de Oriente., daniele@fie.uo.edu.cu, Ave. Las Américas, s/n. CP90900. Santiago de Cuba

2 Grupo de Procesamiento de Voz. CENPIS. Universidad de Oriente, Cuba, fsanm77@fie.uo.edu.cu

3 CENPIS. Universidad de Oriente, Cuba, enriquem@fie.uo.edu.cu

4 Grupo de Procesamiento de Voz. CENPIS. Universidad de Oriente, Cuba, scano@fie.uo.edu.cu

5 Facultad de Matemática y Computación. Universidad de Oriente, Cuba, larisa@cscd.uo.edu.cu

6 Servicio de Neonatología. Hospital Materno Sur "Mariana Grajales". Santiago de Cuba

7 Servicio de Neonatología. Hospital General "Juan Bruno Zayas Alfonso". Santiago de Cuba

RESUMEN: *En el estado del arte del llanto infantil la Frecuencia Fundamental (tono) del llanto es un atributo robusto. Este parámetro se altera en su valor, sobre todo ante la presencia o posible presencia de alguna patología del Sistema Nervioso Central. En este trabajo se presenta un Preclasificador de Llanto Infantil, versión 1.0, como una herramienta de ayuda en la detección de estas alteraciones del tono. Dicha herramienta ha sido desarrollada por los autores de este trabajo en MATLAB® usando el algoritmo SIFT: Simple Inverse Filter Tracking para la extracción del tono de voz, con algunas modificaciones para adaptarlo al llanto. En el trabajo el llanto provocado ante dolor (pellizco en el calcáneo) de niños recién nacidos pertenecientes a un grupo de casos normales (control) y de casos patológicos sobre la base de Hipoxia, puede clasificarse en llanto normal y patológico respectivamente mediante el Preclasificador. El trabajo hace referencia a preclasificación por ser el llanto un fenómeno multivariado y efectuarse aquí la clasificación a partir de una sola variable, la Frecuencia Fundamental. Pruebas preliminares de validez se llevaron a cabo, obteniéndose resultados a favor de la introducción a la práctica en la esfera de la salud de esta herramienta, en ambiente de neonatología, neurodesarrollo y neurociencias para un estudio bioestadístico con una mayor muestra de casos.*

Palabras Clave: análisis de llanto, llanto neonatal, validez del llanto.

ABSTRACT: *According with the state of the art of infant cry, the fundamental frequency (pitch) of cry is a robust acoustic attribute. That pitch suffers abnormal variation of its value in presence -or possible presence- of Central Nervous System pathologies. This paper presents an Infant Cry Preclassifier (version 1.0) as a help tool in order to detect this pitch variation. The Preclassifier is developed for the authors of this paper in MATLAB® using SIFT: Simple Inverse Filter Tracking algorithm adapted to cry pitch detection. In this paper, the newborn infant pain cry (heel pinch) from control and pathological groups of Hipoxia are classified in normal and abnormal cry by the preclassifier. The term of preclassification is referred on this paper because the cry is a multivariate phenomenon and the preclassifier only use the pitch as unique variable for diagnosis. In this paper preliminary validity tests were carried out. The results obtained indicate the possibility of introduction from this tool in several medicine areas as neonatology, infant neurodevelopment and neuroscience. This introduction will allow a biostatistics study using more number of cases for analysis.*

KeyWords: cry analysis, neonatal cry, newborn cry, cry validness.

1. INTRODUCCIÓN

En la producción de la voz o del llanto, es decir, de alguna fonación, intervienen los sistemas subglotal

y supraglotal y la laringe. El sistema subglotal está compuesto por los pulmones y la musculatura respiratoria asociada; la tráquea es la que conduce el aire de los pulmones a la laringe, en este sistema se genera el flujo de aire para producir alguna emisión sonora. La laringe es capaz de convertir el flujo cuasi-estacionario de aire de los pulmones en una serie periódica o cuasi-periódica de golpes de aire, usando en ello las cuerdas vocales, este golpe de aire es el Pulso de Glotis, cuya frecuencia es la Frecuencia Fundamental o Tono (Fo), dado en hertz (Hz) [1], [2]. El sistema supraglotal lo forman la faringe, la boca, los músculos de la región palatina y del maxilar inferior, la lengua, los labios y, además de esta vía oral, la vía nasal. En la producción de la voz, del llanto o alguna fonación las cavidades supralaríngeas se comportan como un filtro variable de frecuencias capaz de transformar la energía acústica.

Los sonidos del lenguaje o fonemas generalmente se agrupan en sonoros y sordos. En el lenguaje normal, un sonido sonoro se origina en la laringe, y es el resultado de una abertura y oclusión regulares de la glotis por medio de las cuerdas vocales. Los sonidos sordos, no vocálicos o no sonoros, en los que no puede estimarse Fo, son sonidos formados por ruido o turbulencias, los que se producen con una cantidad de aire espirado mucho mayor que los sonidos vocálicos, estos sonidos sordos se alcanzan cuando hay exigencia de un nivel de aire turbulento para su producción. Esto ocurre en ciertos sonidos o fonemas de una lengua, algunos consonánticos, dichos sonidos se producen mayormente en el tracto supralaríngeo que es donde se transforma sustancialmente el flujo de aire glotal que proviene de los pulmones y del tracto laríngeo, para así dar forma a los sonidos del habla, agregándoseles, en este sistema supralaríngeo la mayoría de las características que hacen a los sonidos entendibles como fonemas de una lengua. Así, con la articulación como actividad coordinada del cerebro, demás sistemas componentes funcionales y los músculos del sistema supraglotal es que se producen los sonidos del habla, con sus correspondientes atributos acústicos.

El objeto de estudio de este trabajo es el llanto infantil y aunque en el estado del arte del análisis acústico de la voz y del llanto de los niños se han logrado herramientas para estimar el tono en el habla y en el llanto [3] - [19] desde diversas especialidades y con propósitos diferentes, aún puede considerarse no tratado lo suficiente el problema de la concepción de una herramienta no invasiva, que ayude complementariamente al médico, que a partir de la señal del llanto del recién nacido estime su tono y proponga un *status* (normal o patológico). Al mismo tiempo, esto permite que a partir del comportamiento de esta variable robusta, como es el tono, se introduzca un valor de carácter predictivo

precoz, en un fenómeno multivariado de interés, como es el llanto, para especialidades médicas muy vinculadas con el neurodesarrollo infantil. Así el objetivo general de este trabajo es implementar un Preclasificador de Llanto Infantil para detectar tempranamente la presencia de patología a partir de la frecuencia fundamental de la señal del llanto del recién nacido. En el trabajo se toma estado patológico sobre la base de Hipoxia o características patológicas relacionadas con ésta.

2. MATERIALES, MÉTODOS, RESULTADOS Y DISCUSIÓN

2.1 MATERIALES Y MÉTODOS

2.1.1 Llanto Infantil y Codificador LPC

El llanto provocado ante un estímulo de dolor (pellizco en el calcáneo en este trabajo) de un niño recién nacido tiene diferencias significativas en sus características acústicas en comparación con dichas características en el lenguaje articulado. El neonato emite prevocalizaciones o vocalizaciones con frecuencia fundamental en el rango de 400 Hz a 600 Hz [6], [20] - [23] en los llantos de niños normales, y generalmente por encima de 650 Hz en casos patológicos, sobre todo en Asfixia y daños en el Sistema Nervioso Central, entre otros. También es característico del llanto, aún en casos normales, mucho más en patológicos, la ocurrencia de desplazamientos ascendentes del tono [6], [13], [20], variaciones de duración e intensidad, entre otros atributos cuantitativos y cualitativos del llanto que se alteran en estados patológicos.

En este trabajo el fundamento para proponer las adecuaciones al diagrama del algoritmo *SIFT* para usarlo en el llanto infantil se sustenta en la teoría acústica de voz y lenguaje (Fant, 1960; Stevens, 1964; Flanagan, 1972) [24] - [27], y en la analogía entre el **Modelo General de Producción de Voz** y el **Modelo Físioacústico del Llanto Infantil** de H. Golub [28] - [30]. Dos factores básicos están presentes en la producción de voz y lenguaje: el punto o zona de origen del sonido y el filtro [1], o sea, la salida de voz y lenguaje puede representarse por el producto de la Fuente por el Filtro. Es decir, una fuente con excitación sonora o aleatoria (ruido) y un filtro lineal polo-cero variable en el tiempo en el que puede simularse el comportamiento del tracto vocal. Así, a través de la Predicción Lineal (*LPC: Linear Predictive Code*) [24], [27], [31], [32], puede obtenerse un modelo que conserve la correspondencia entre los modelos de Producción de Voz y Lenguaje y Físioacústico del Llanto Infantil. Este modelo es como el Codificador *LPC* de la Figura 1.

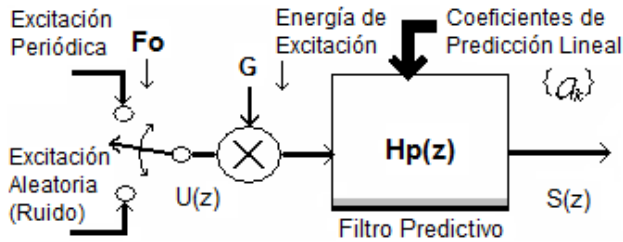


Figura. 1: Modelo de un Codificador LPC

La función de transferencia del filtro digital de dicho modelo se expresa como lo muestra la ecuación (1).

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

Donde, $\{a_k\}$ es igual a a_k , y G es la ganancia de la energía de excitación. Este modelo de codificador LPC es 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), 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** [24], [33], [34]; dicho filtro, 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 la radiación labial.

El cálculo de los Coeficientes LPC en el Modelo de Codificador presentado usando el Método de Autocorrelación [24], [27], [31], [35], es el que permite obtener el Tono de la señal de llanto infantil en este trabajo utilizando el filtrado inverso y la detección del primer pico del Período Fundamental (T_0) en la Función de Autocorrelación de la Onda Residual [36] - [38].

2.1.2 Algoritmo SIFT empleado

En este trabajo se adapta un algoritmo SIFT clásico (Markel, 1972; Veprek y Scordilis, 2002) [37], [38] utilizado en la extracción del tono del habla para semejante propósito en el llanto. La Figura 2 muestra el diagrama de bloques del algoritmo SIFT empleado, con algunas adecuaciones, para estimar la frecuencia fundamental en el llanto provocado ante dolor, en niños recién nacidos (entre 0 y 28 días). En este diagrama la señal de llanto $x[n]$ llega al filtro FIR: Finite Impulse Response, tipo I (simétrico, sin distorsión de fase), pasa bajos de frecuencia de corte igual a 3500 Hz. El valor de la frecuencia de corte responde a contener en el espectro el rango de frecuencias de F_0 del llanto para casos normales y patológicos, así como sus desplazamientos de

frecuencia [13] y también los deslizamientos (Gliding) [6], [20], que son vistos principalmente en casos patológicos y son los incrementos del tono hasta valores de 600 Hz en 100 milisegundos (ms). Este filtro pasa bajos preserva la riqueza espectral para la extracción de F_0 en las fonaciones.

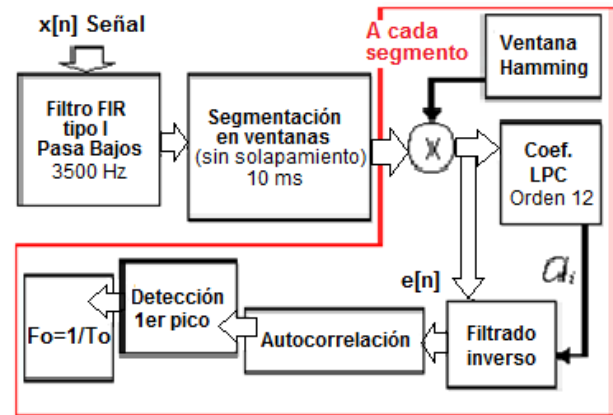


Figura. 2: Diagrama de Bloques del Algoritmo SIFT con adecuaciones

En el diagrama de bloques de la Figura 2 no hay diezmado, es decir, no hay submuestreo ya que no hay problemas de costo computacional, en la actualidad las computadoras garantizan rapidez y potencia de cálculo. Sigue en el diagrama el bloque de segmentación donde la ventana usada es de 10 ms de duración (ventana fijada para el Preclasificador); entre las ventanas no hay solapamiento.

En dicho diagrama de bloques, la ventana Hamming usada en cada segmento de análisis donde es estimado el tono, satisface las expectativas. En cada segmento, además de la multiplicación por la ventana Hamming (enventanado), se calculan los Coeficientes LPC (orden 12). Luego continúa en el diagrama el bloque del Filtrado Inverso obteniéndose el error o residuo. Continúa el bloque de la Autocorrelación, la cual como procesamiento en el tiempo, es favorecida por la respuesta de fase lineal del filtro FIR del diagrama, aunque debe considerarse alguna distorsión de fase introducida por el filtro inverso. La detección del primer pico normalizado del período fundamental de la Función de Autocorrelación de la Onda Residual, empleando interpolación, permite estimar F_0 en el segmento sonoro y así sucesivamente en cada segmento de una fonación de llanto [14], [19], [37] - [41].

2.2 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Aunque el algoritmo SIFT original para el habla, con 32 ms de ventana, arroja buenos resultados en la estimación de F_0 [37], [38]. En el caso del llanto infantil, éste es muy cambiante, con variaciones de frecuencia superior al rango del habla, por esto se hizo pruebas con varias ventanas, como la de 62.5 ms, con buenos resultados. Dicha ventana, en la

exploración manual, permite apreciar mayor cantidad de períodos de la señal de llanto y ver mejor los umbrales de amplitud para considerar hasta donde la sonoridad de una trama. Así, disminuyendo la duración, se hicieron pruebas también con la ventana de 10 ms obteniéndose mejores resultados en la estimación de Fo en el llanto (la validación de la estimación de Fo se realizó comparando los resultados con el espectrograma de las señales analizadas, a través de la opción: Gráficos, Seguimiento de Fo, en el software implementado) [14], no obstante visualizarse en esta ventana menor número de períodos, si bien es una ventana eficaz requiere mayor exigencia para seleccionar tramas sonoras. El proceso de estimación de Fo presentado en la Figura 2 se aplica solo a los segmentos de tramas sonoras. La determinación del inicio y final de las tramas sonoras se realiza manualmente por el usuario (a diferencia del algoritmo SIFT clásico que lo hace automáticamente), con el objetivo de reducir posibles errores de estimación. Esto último es un procedimiento que requiere de alguna experiencia, lo que hace al mismo formar parte de una herramienta especializada.

2.2.1 Preclasificador 1.0

El **Preclasificador de Llanto Infantil**, versión 1.0, es un programa desarrollado por los autores de este trabajo en MATLAB®, con las facilidades gráficas

asociadas a este ambiente [42] - [44]. El Preclasificador es de fácil instalación y utilización en computadoras con memoria RAM preferiblemente superior a 256 Mbytes, multimedia y periféricos. El programa Preclasificador 1.0 es una herramienta especializada que permite la adquisición, almacenamiento, análisis y la reproducción sonora de diversos tipos de señales de llanto infantil. Mediante este programa puede obtenerse la frecuencia fundamental del llanto en niños recién nacidos, y según su valor emitir al usuario un criterio de llanto normal o anormal. Por sus características este programa puede emplearse en aplicaciones del análisis del llanto infantil y aplicaciones relacionadas con éste. El Preclasificador 1.0 está compuesto por los módulos: Datos, Grabación, Análisis de Fo y Resultados de la Clasificación y Reportes [14], [41].

2.2.1.1 Módulo de Datos

Al ejecutar el programa Preclasificador aparece la ventana principal y en la misma varias opciones, entre ellas, las de ir al Módulo de Datos, Temas de Ayuda, Acerca del preclasificador, etc. El **Módulo de Datos**, se refiere a datos del niño y la madre, es decir, factores prenatales y del parto, entre otros. Para el usuario poder utilizar el Preclasificador tiene que llenar todos los campos del modelo MOD-01, el cual se muestra en la Figura 3.

Figura. 3: Preclasificador 1.0, MOD-01

Después de llenarse el MOD-01, adjunto a este modelo, se tiene acceso al **Módulo de Grabación**,

para grabar (digitalizar) la señal analógica presente en la entrada de la multimedia; también se dispone

de acceso a los temas de ayuda y a la **Señal Digital**, esta última para cuando se cargue en la memoria de la computadora una señal de llanto previamente almacenada.

2.2.1.2 Módulo de Grabación

Este es el módulo de adquisición de las señales analógicas de llanto usando la multimedia. Al **Grabar**, el programa comienza a digitalizar y almacenar en memoria la señal analógica de llanto, usando micrófono o entrada de línea. Al terminar la grabación el programa conduce a la pantalla de Análisis de Fo. Este módulo posee opciones, para ir a inicio, ayuda, y de configuración de parámetros de la grabación como la duración, entre 1 y 12 segundos, y la frecuencia de muestreo de la señal de llanto la que puede ser de 8000 ó 16000 hertz. Los ficheros de audio manipulados por este módulo tienen formato wav.

2.2.1.3 Módulo de Análisis de Fo

Éste presenta el Oscilograma de la señal grabada en el módulo de grabación, o del fichero de una señal en memoria digitalizada previamente. En este módulo hay varios menús como **Fichero**, éste en **Señal**, tiene opciones de manipulación. También el menú **Cursores y Trama de Segmentos** posee las opciones de **Marca de Trama** y **Repintar Pantalla**. Con la ayuda de **Marca de Trama** se recorre la señal con el movimiento del cursor sobre el Oscilograma para así seleccionar el inicio y fin de una trama de señal, conociéndose los valores de amplitud en volt o dBm (dB referido a milivolt) y del tiempo en milisegundos. En esta opción es posible seleccionar la trama en el Oscilograma de la señal de llanto en la que se va a calcular Fo, según aparece en la Figura 4, donde una **Leyenda de Trama** indica los límites de la misma de una señal real de llanto de un niño recién nacido.



Figura. 4: Preclasificador 1.0, Análisis de Fo, Selección de Trama de una señal de llanto infantil

La opción **Repintar Pantalla** suprime del Oscilograma marcas de trama anterior para una nueva edición de éstas.

El menú **Reproducir** reproduce por la multimedia la **Trama** de señal de llanto seleccionada. El menú **Ver** brinda información de ayuda, **Información de Algoritmos**, tipos de cursor y cambio de paráme-

tros de visualización.

En la opción de **Análisis**, el programa efectúa el cálculo de Fo en cada segmento de 10 milisegundos en los que se ha dividido la trama seleccionada (puede ser la primera fase espiratoria del llanto, parte de ésta u otra porción de la señal). Al calcularse Fo aparecerá en la pantalla el Módulo de Resultados de la Clasificación y el acceso a Reportes.

2.2.1.4 Módulo de Resultados de la Clasificación y Reportes

Este módulo proporciona el resultado de la clasificación, según el cálculo de F_0 en cada segmento de la trama seleccionada. Este resultado aparece en el monitor de la computadora según el valor medio de F_0 de los segmentos de la trama, acorde al intervalo de frecuencias en el que éste se enmarque; más detalles en la Tabla I [14].

Tabla I. Resultado de la Clasificación
(PAT: Patológico)

Clasificación	Intervalo de frecuencias de F_0 (Hz)	Color de ventana
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

Este módulo muestra la clasificación, el reporte del cálculo de F_0 , y además las Estadísticas y Gráficos. Esto se resume en las opciones **Estadística y Datos**, **Archivo de Resultados** y **Ayuda**, respectivamente. En este módulo puede verse el listado con los resultados del cálculo de F_0 en cada segmento de la trama seleccionada en el módulo de Análisis de F_0 , la lista tiene: número de segmento, tiempo de inicio y final del segmento y el valor de F_0 . La Figura 5 ilustra clasificación, reportes y estadígrafo correspondiente, utilizando la trama de señal real de llanto de niño recién nacido referida en la figura anterior.

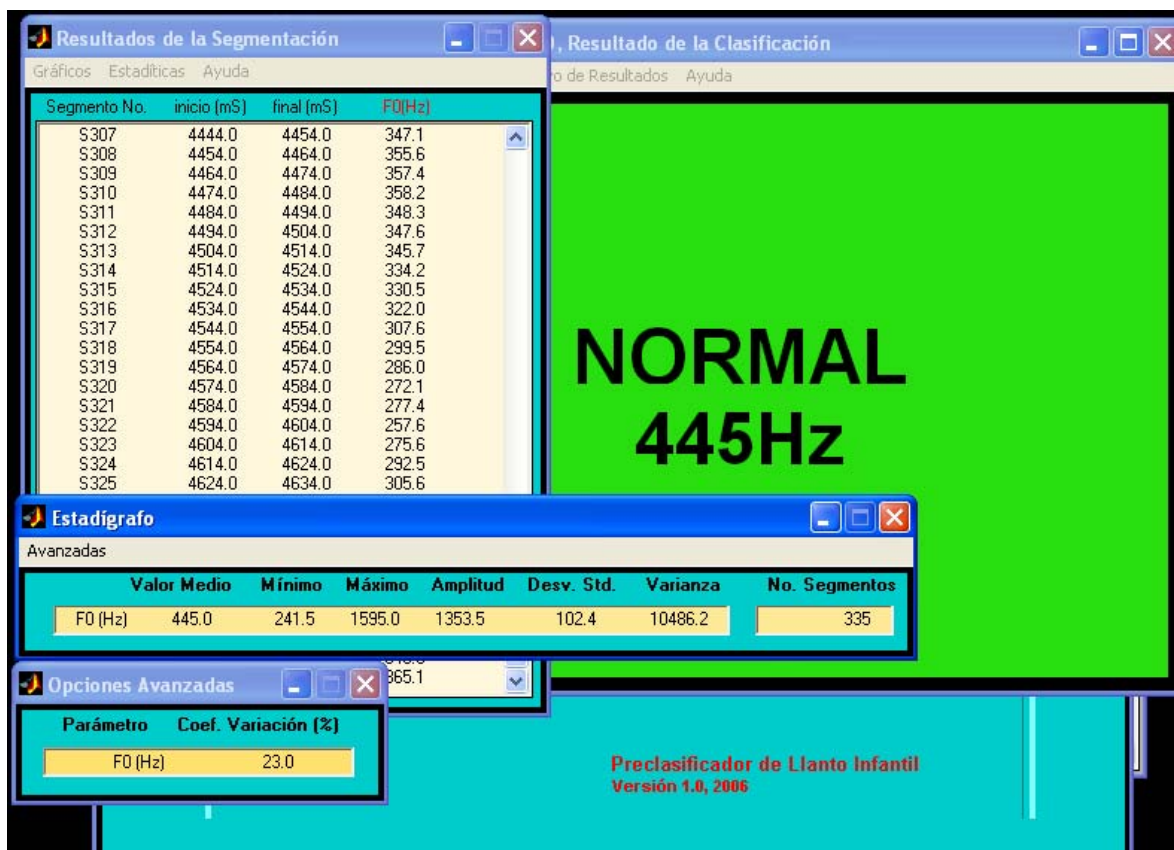


Figura. 5: Usando una trama de señal de llanto infantil, Clasificación, Reportes, Resultados de la Segmentación y Estadígrafo

Dentro de los **Resultados de la Segmentación**, el menú **Estadística** conduce al **Estadígrafo** del tratamiento de los segmentos de F_0 (valores medio, mínimo, máximo, amplitud, desviación estándar, varianza), se tiene el número total de segmentos de una trama y, en opciones **Avanzadas**, el cálculo del

coeficiente de variación de F_0 . La opción de **Gráficos** es una salida de información en la cual existe la posibilidad de presentarse un Espectrograma de banda estrecha (ancho de banda de 45 Hz) de la trama seleccionada; en esta opción hay facilidades gráficas que permiten, entre otros, el seguimiento

de Fo.

El **Archivo de Resultados** de este módulo es la presentación como un archivo [html](#) del MOD-01 y el MOD-02. El MOD-02 es un modelo generado por el Preclasificador con el reporte de los Resultados de la Segmentación, las Estadísticas y el resultado final de la Clasificación.

2.2.2 Frecuencia Fundamental del llanto infantil en una muestra de casos usando el Preclasificador 1.0

Los casos estudiados son niños recién nacidos tomados atendiendo a un procedimiento selectivo, considerándose la investigación de la Historia Clínica del niño y la madre, el examen físico y la exploración neurológica del recién nacido y las características y patologías sobre la base de Hipoxia. Así, se tomaron los casos normales de nacimiento transpelviano y por cesárea. Los casos patológicos son de Hipoxia, Crecimiento Intra Uterino Retardado (CIUR), Hipoxia con Factores Agravantes e Hiperbilirrubinemia; todos casos de Hipoxia o con características patológicas vinculadas con ésta [13], [14].

Se efectuó la grabación del llanto provocado ante un estímulo de dolor de 25 neonatos (14 normales o casos de control y 11 patológicos) provenientes de una muestra mayor de casos, nacidos en el Servicio de Neonatología del Hospital Materno Este de Santiago de Cuba. A todos estos casos se les estimó la frecuencia fundamental.

La Tabla II presenta el resultado de la estimación de la frecuencia fundamental y de la clasificación dada por el Preclasificador 1.0 del primer llanto espiratorio provocado o parte de éste, en cada uno de estos 25 casos. Sólo los casos normales números 6 y 17 son de partos por cesárea, el resto de los casos normales son transpelvianos.

Tabla II. Estimación del tono en los 25 casos de estudio utilizando el Preclasificador 1.0

Caso No.	Diagnóstico Médico	Preclasificador 1.0	
		Fo (valor medio en Hz)	CLASIFICACIÓN
1	Hipoxia	651	PATOLÓGICO (+)
4	CIUR	680	PATOLÓGICO (+)
5	Hipoxia	739	PATOLÓGICO (+)
6	Normal	464	NORMAL
10	Hipoxia	696	PATOLÓGICO (+)
11	Hipoxia	565	NORMAL
13	Hipoxia	658	PATOLÓGICO (+)
14	Hiperbilirrubinemia	669	PATOLÓGICO (+)
15	Normal	498	NORMAL
16	CIUR	689	PATOLÓGICO (+)

17	Normal	427	NORMAL
19	Hipoxia con Factores Agravantes	717	PATOLÓGICO (+)
20	Normal	461	NORMAL
21	Normal	586	NORMAL
22	Hipoxia	799	PATOLÓGICO (+)
24	Normal	413	NORMAL
25	Normal	588	NORMAL
26	Normal	531	NORMAL
27	Normal	552	NORMAL
28	Normal	529	NORMAL
29	Normal	437	NORMAL
30	Normal	713	PATOLÓGICO (+)
31	Normal	569	NORMAL
32	Normal	452	NORMAL
38	Hipoxia con Factores Agravantes	655	PATOLÓGICO (+)

Los casos números 11 y 30 (filas sombreadas) de la Tabla II son los únicos en la experiencia realizada que tienen resultados contradictorios.

2.2.3 Pruebas Diagnósticas

Con los resultados de la experiencia efectuada, según la tabla II, se llevaron a cabo pruebas preliminares de validez. Se realizaron pruebas de Sensibilidad y de Especificidad [45] - [47]. Es conocido que estas pruebas diagnósticas, constituyen proporciones, en la prueba de Sensibilidad, de verdaderos patológicos identificados en la prueba, y en la Especificidad, es la proporción de verdaderos normales correctamente identificados por la prueba. La Sensibilidad y la Especificidad constituyen una aproximación a la cuantificación de la habilidad diagnóstica de la prueba efectuada con el Preclasificador de Llanto Infantil.

La Matriz de Confusión de la experiencia desarrollada con el Preclasificador aparece en la Tabla III, siendo 14 los casos normales medidos y 11 los casos patológicos medidos. Las columnas representan el diagnóstico médico.

Tabla III. Matriz de Confusión
(+: Patológicos; -: Normales)

	+	-	Total
+	10	1	11
-	1	13	14
Total	11	14	25

Atendiendo a los valores que aparecen en la Matriz de Confusión, el cálculo de la Sensibilidad, la Especificidad y los Cocientes de Probabilidad Positivo y Negativo (CP+ y CP-), respectivamente, fueron obtenidos y se presentan en la Tabla IV.

Tabla IV. Preclasificador 1.0: Resultados de Pruebas Diagnósticas
(una medición a 25 casos)

Denominación	valor
Sensibilidad	0.909 (91%)
Especificidad	0.928 (93%)
Razón de Verosimilitud Positiva	12.625
Razón de Verosimilitud Negativa	0.098

Los Cocientes de Probabilidad Positivo y Negativo, como es conocido, son también denominados Razón de Verosimilitud Positiva y Negativa, respectivamente [45] - [47], esta razón fue obtenida de los valores de Sensibilidad y Especificidad de la experiencia realizada. La Razón de Verosimilitud Positiva, en la medida que aumenta su valor, indica una mayor capacidad de la prueba para diagnosticar la presencia de enfermedad o patología. La Razón de Verosimilitud Negativa, en la medida que disminuye su valor, arroja mayor capacidad diagnóstica de la prueba para confirmar la ausencia de enfermedad.

3. CONCLUSIONES

El Preclasificador de Llanto Infantil, versión 1.0, es una herramienta que es parte de una Metodología de Análisis del Llanto Orientado al Diagnóstico de Patología en el Neurodesarrollo Infantil de recién nacidos aquejados de Hipoxia o con características patológicas debidas a ésta. El Preclasificador parte del cálculo de la frecuencia fundamental como un parámetro robusto para una preclasificación normal-patológico. La estimación del parámetro Fo fue evaluada por comparación con los espectrogramas de las señales analizadas con buenos resultados. Los resultados de la clasificación de la herramienta fueron analizados a través de la sensibilidad y especificidad obtenida en un conjunto de 25 casos, igualmente con resultados satisfactorios.

Esta herramienta, como parte de la metodología mencionada, es un método no invasivo y novedoso en el entorno neonatal, de valor humano, científico y de impacto social, que reviste la importancia de una posible detección precoz de status patológico en neonatos en el Neurodesarrollo. La referida herramienta puede brindar una ayuda complementaria al médico en el diagnóstico y seguimiento de estos casos y puede ocupar un lugar en programas de salud como el de Estimulación Temprana. Para la inserción en dichos programas de salud del Preclasificador de Llanto infantil, se prevé una evaluación con un número mayor de casos.

El Preclasificador 1.0 es una herramienta especializada y efectiva en la temática. Una tendencia a mejorar sus prestaciones son consideradas para una próxima versión.

4. AGRADECIMIENTOS

A entidades de Santiago de Cuba que han trabajado con los autores en proyectos que han contribuido, directa o indirectamente, al desarrollo de esta herramienta; entre estas entidades, los hospitales Materno Este, Materno Sur, Infantil Sur y Juan B. Zayas Alfonso. A los doctores Mitchell Valdés Sosa y José Luis García Cueva.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **Quilis, A.:** Fonética Acústica de la Lengua Española, Editorial Gredos, S. A, Madrid, 1981.
2. **Hirano, M.:** Clinical Examination of Voice, Springer-Verlag/Wien, N. York, 1981.
3. **Vuorenkoski V. Kaunisto M. Tjernlund P. and L. Vesa:** "Cry detector. A clinical apparatus for surveillance of pitch and activity in the crying of a newborn infant", Acta Paediatrica, Vol. 59 (s206), pp. 103-104, 1970.
4. **Vuorenkoski V. Lind J. Wasz-Höckert O. and T. J. Partanen:** "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, pp. 68-75, 1971.
5. **Horii, Y.:** "Automatic analysis of voice fundamental frequency and intensity using a Visi-Pitch", Journal of Speech and Hearing Research, pp. 467-471, September, 1983.
6. **Wasz-Höckert O. Michelsson K. and J. Lind:** "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, pp. 83-104, N. York, 1985.
7. **Rothgänger H. Lüdge W. and E. L. Grauel:** "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, No.65, pp. 145-152, 1990.
8. **Aguilera S. Santos A. y E. Muñoz:** "El visualizador del habla (VISHA)", INFODIDAC, No.13, pp. 35-43, Madrid, 1991.
9. **Enriquez E. y M. A. Berrojo.:** PCVOX: Manual de Usuario, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, 1992.
10. **Ismaelli A. Rapisardi G. Donzelli G. Moroni M. and P. Brusciagioni:** "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, No.2, pp. 854-855, 1994.

11. Cano Ortiz, S. D. Escobedo Beceiro, D. I. y M. Socarrás Reyes: "The spectral analysis of infant cry: an initial approximation", Proceedings of EU-ROSPEECH'95, ESCA, 4th European Conference on Speech Communication and Technology, No.3, pp. 1895-1898, 1995.

12. Kay Elemetrics Corp. Kay's Acoustic and Speech Products: CSL, Multi-Speech, Visi-Pitch III, Sona-Speech. Kay Elemetrics Corp., N.J, USA, 2001, <http://www.kayelemetrics.com>

13. Escobedo B, D. I. Cano O, S. D. Coello F, E. Regüelferos P, L. and L. Capdevila B: "Rising shift of pitch frequency in the infant cry of some pathologic cases", 2nd Int. Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications, CD-ROM © University of Firenze, Italy, 2001.

14. Escobedo Beceiro, D. I.: "Análisis acústico del llanto del niño recién nacido orientado al diagnóstico de patología en su neurodesarrollo debido a Hipoxia", Tesis de Doctorado (Registro: 1015-2010), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, 2006.

15. Manfredi C. Tocchi V. and L. Bocchi: "A robust tool for newborn infant cry analysis", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, pp. 509-512, New York, 2006.

16. Bocchi L. Spaccaterra L. Acciai F. Orlandi S. Favilli F. Atrei E. Manfredi C. and G. P. Donzelli: "Non Invasive distress monitoring in children hospital intensive care unit", 4th IET International Conference on Advances in Medical, Signal and Information Processing, MEDSIP 2008, pp. 1-4, 2008.

17. Manfredi C. Bocchi L. Orlandi S. Calisti M. Spaccaterra L. and G. P. Donzelli: "Non-invasive distress evaluation in preterm newborn infants", Proc. 30th IEEE EMBS Annual Int. Conf., Vancouver, Brit. Col. Canada, pp. 2908-2911, 2008.

18. Manfredi C. Bocchi L. Orlandi S. Spaccaterra L. and G. P. Donzelli: "High-resolution cry analysis in preterm newborn infants", Med. Eng. Phys. Elsevier, Nov. 24, unbound MEDLINE, 2008.

19. Escobedo Beceiro, D. I. Sanabria Macias, F. Cano Ortiz, S. y E. Maraón Reyes: "Adaptación del diagrama de bloques de un algoritmo para la extracción de la frecuencia fundamental en el llanto infantil", Revista Electrónica Ciencia en su PC, No.2, pp. 50-60, 2009.

20. Wasz-Höckert O. Lind J. Vuorenkoski V. Partanen T. and E. Valanne: "The infant cry a spectrographic and auditory analysis", Clinics in Devel. Medicine, No.29, 1968.

21. Sirviö P. and K. Michelsson: "Sound-spectrographic cry analysis of normal and abnormal

newborn infants", Folia phoniat. No.28, pp. 161-173, 1976.

22. Michelsson K. and O. Michelsson: "Phonation in the newborn, infant cry", International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, No.49, Suppl. 1, pp. 297-301, 1999.

23. Michelsson K. Eklund K. Leppänen P. and H. Lyytinen: "Cry characteristics of 172 healthy 1-to 7-day-old infants", Folia Phoniatr. Logop. No.54, pp. 190-200, 2002.

24. Furui, S.: Digital Speech Processing, Synthesis and Recognition, M. Dekker, Inc. N. York, 1989.

25. Flanagan J. L.: "Computers that talk and listen: man-machine communication by voice", Proceedings of the IEEE, No.64, pp. 405-415, 1976.

26. Rabiner, L. R. and R. W. Schafer: "Digital techniques for computer voice response: implementations and applications", Proceedings of the IEEE, Vol.4, No.64, pp. 416-433, 1976.

27. Fernández, L. C. Martínez A, J. A. y M. J. Alvarez "Sistemas digitales de almacenamiento y síntesis de señal vocal en telefonía", Mundo Electrónico, No.171, pp. 91-96, 1987.

28. Golub, H. L. and M. J. Corwin: "A physio-acoustic model of the infant cry", In Lester, B. M., Boukydis, C. F. Z., (eds), Infant Crying: Theoretical and Research Perspectives, N Y., P. Press, pp. 59-82, 1985.

29. Golub, H. and M. J. Corwin: "Infant cry: a clue to diagnosis", Pediatrics, Vol.69, No.2, pp. 197-201, 1982.

30. Pinyerd, B.: "Infant cries: physiology and assessment", Neonatal Network, Vol.13, No.4, pp. 15-20, 1994.

31. Makhoul J.: "Linear prediction: a tutorial review", Proc. of the IEEE, Vol.63, pp. 561-580, 1975.

32. Ribbun B. Perkis A. Paliwal K. K. and T. Ramstad: "Performance study of stochastic speech coders", Speech Communication, Vol.10, No.3, pp. 277-301, 1991.

33. Cano O, S. D. Escobedo B, D. I. y M. Socarrás R.: "Las técnicas de corta duración en el procesamiento digital de la voz", V Congreso Latinoamericano de Control Automático, Vol.2, pp. 1-7, 1992.

34. Cano O, S. D. y D. I. Escobedo B.: "Caracterización de los fonemas españoles basada en el mapa de la función energía en las bandas de alta y baja frecuencia", TELECOM 2000, International Conference-Santiago de Cuba, CD-ROM, Universidad de Alcalá, España, 2000.

35. McGonegal, C. A. Rabiner, L. R. and A. E. Rosenberg: "A subjective evaluation of pitch detection methods using LPC synthesized speech", IEEE

Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, ASSP-25, No.3, pp. 221-229, 1977.

36. Oppenheim A. and V. Shaffer: Discrete-Time Signal Processing.

37. Markel J.: "The SIFT algorithm for fundamental frequency estimation", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, Au-20 No.5, pp. 367-377, 1972.

38. Veprek P. and M. S. Scordilis: "Analysis, enhancement and evaluation of five pitch determination techniques", Speech Communication, Vol.37, pp. 249-270, 2002.

39. Escobedo Beceiro, D. I. Sanabria Macias, F. Cano Ortiz, S. y E. Marañón Reyes.: Manual de Usuario Anavoz 1.0 (Registro de Software: 1846-2008), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, 2008.

40. Escobedo Beceiro, D. I. Sanabria Macias, F. Cano Ortiz, S. y E. Marañón Reyes: "Analizador de voz, llanto infantil y habla usando Matlab", FIE'08, Conferencia Internacional, 5ta Edición, CD-ROM© Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, 2008.

41. Escobedo Beceiro, D. I. Sanabria Macias, F. Marañón Reyes, E. y S. Cano Ortiz.: Manual de Usuario Preclasificador de Llanto Infantil 1.0 (Registro de Software: 2143-2009), Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, 2009.

42. The Mathworks, Inc. Help Matlab, version 5.3.0.10183 (R11), 1999.

43. The Mathworks, Inc. Help Matlab, version 6.5.0.180913 (R13), 2002.

44. Marchand P. and O. Holland.: Graphics and GUIs with MATLAB, third ed., Chapman & Hall/CRC, 2003.

45. Altman D. G. and J. M. Bland: "Statistics Notes: Diagnostic tests 1: sensitivity and specific-

ity", BMJ 308, pp. 1552, 1994. [Medline].

46. Molinero L. M.: "Valoración de pruebas diagnósticas", Asociación de la Sociedad Española de Hipertensión, 2002. <http://www.seh-lelha.org/statl.htm>

47. Newman, T. B. and M. A. Kohn.: Evidence-Based Diagnosis, Cambridge University Press, N.Y., 2009.

6. SÍNTESIS CURRICULARES DE LOS AUTORES

Daniel Isac Escobedo Beceiro.

Universidad de Oriente. Facultad de Ingeniería Eléctrica. Centro de Estudios de Neurociencias, Procesamiento de Imágenes y Señales (CENPIS). Ingeniero en Telecomunicaciones, Investigador Auxiliar, Profesor Titular. Obtuvo el grado científico de doctor en Ciencias Técnicas con la defensa de la tesis "Análisis acústico del llanto del niño recién nacido orientado al diagnóstico de patología en su neurodesarrollo debido a Hipoxia". Es fundador desde 1987 del Grupo de Procesamiento de Voz. Ha desarrollado trabajos de Investigación y Desarrollo en Telecomunicaciones, Procesamiento Digital de Señales, Procesamiento de Voz, Fonética, Análisis del llanto infantil orientado al diagnóstico, Reconocimiento de Patrones, Aplicaciones de Procesamiento de Voz para la medicina y la enseñanza especial. Estuvo en 1988 como profesor invitado en la Universidad Politécnica de Madrid, y en 1991, en el Centro de Investigaciones Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional de México. Fue Investigador Invitado en 1996, a la Universidad de Humboldt en Berlín. En el 2001 hizo una estancia como Investigador en el tema del análisis del llanto infantil y patologías de la voz en la Universidad Libre de Bruselas. Ha participado en una treintena de eventos científicos siendo tribunal en el área de Procesamiento de Voz. Tiene varios registros y más de 25 publicaciones en las temáticas referidas. Fue miembro (1989-1995) del Consejo de la Revista Estudios de Comunicación Social, y del Consejo Científico Multidisciplinario (1992-1998), ambos del Centro de Lingüística Aplicada del CITMA. Es miembro de la Sociedad Cubana de Matemática y Computación.