

**IMAGENOLOGIA ACUSTICA PULMONAR**

**PRESENTADO POR:  
SANDRA CORTES RUBIANO**

**ASESOR:  
SONIA CHARLESTON VILLALOBOS**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA IZTAPALAPA  
MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMEDICA  
SEPTIEMBRE 2001**

IMAGENOLOGIA ACUSTICA PULMONAR

SANDRA CORTES RUBIANO

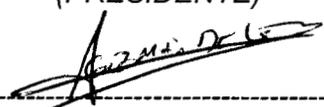
SEPTIEMBRE 2001

IMAGENOLOGIA ACUSTICA PULMONAR

SINODALES:



-----  
DR. JOSE ROGELIO PEREZ PADILLA  
(PRESIDENTE)



-----  
DR. ALEJANDRO GUZMAN DE LEON  
(SECRETARIO)



-----  
DRA. SONIA CHARLESTON VILLALOBOS  
(VOCAL)

*Dedicatoria:*

*A mis padres, por la vida que me dieron.*

*A Manuel, por su amor, comprensión y apoyo a lo largo de este tiempo.*

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Dra. Sonia Charleston Villalobos, por su invaluable colaboración y enseñanzas, agradezco su infinita paciencia en aquellos momentos de desesperación y por su amistad.

Al Dr. Tomas Aljama Corrales, por que sus consejos fueron importantes en el desarrollo de la tesis.

A M. en I. Norma Pilar Castellanos Abrego por que su ayuda fue de vital importancia para la culminación de esta tesis.

A Joaquín Cruz por su valiosa amistad, esta fue muy importante en aquellos momentos de desesperanza, gracias por las palabras de ánimo.

Al Laboratorio de Procesamiento de Imágenes por su amabilidad durante mi estancia.

A todos aquellos que de una u otra manera me alentaron a seguir adelante cuando la duda y incertidumbre me invadieron. Por su hospitalidad en este país.

Mil Gracias a todos.

# CONTENIDO

## **CAPITULO I**

Introducción.....	1
1.1. Planteamiento del problema.....	5
1.2. Propuesta.....	6
Bibliografía.....	9

## **CAPITULO II**

Antecedentes.....	10
Bibliografía.....	20

## **CAPITULO III**

Interpolación.....	21
3.1. Interpolación Lineal.....	22
3.2. Interpolación polinómica.....	22
3.3. Interpolación Iterativa.....	25
3.4. Interpolación Hermite.....	27
3.5. Interpolación Spline.....	31
3.6. Superficies Hermite.....	34
Bibliografía.....	37

## **CAPITULO IV**

Evaluación del desempeño de las técnicas de interpolación.....	38
4.1. Antecedentes.....	39
Bibliografía.....	49

## **CAPITULO V**

Metodología propuesta.....	50
5.1. Resultados Sintéticos.....	51
5.1.1. Generación de imágenes sintéticas.....	52
5.1.1.1. Matrices.....	52
5.1.1.2. Imágenes sintéticas 1.....	52
5.1.1.3. Imágenes sintéticas 2.....	53
5.2. Resultados.....	53
5.2.1. Matrices de prueba.....	53
5.2.2. Imágenes sintéticas 1.....	55
5.2.3. Imágenes sintéticas 2.....	57
5.3. Evaluación sobre imágenes sintéticas.....	59

5.4.	Resultados en señales reales.....	63
5.4.1.	Mapas Espacio-Tiempo.....	65
5.4.1.1.	Mapas Parte Posterior.....	66
5.4.1.2.	Mapas Parte Anterior.....	70
5.4.1.3.	Mapas a lo largo de un ciclo respiratorio.....	77
5.4.2.	Mapas Espacio- Frecuencia.....	83
5.4.3.	Mapas de actividad cardiaca.....	96
5.4.4.	Evaluación del desempeño de las técnicas de interpolación utilizando datos reales.....	100
5.5.4.1.	Evaluación para la parte posterior.....	100
5.5.4.2.	Evaluación para la parte anterior.....	104
	Bibliografía.....	108

## ***CAPITULO VI***

	Discusión y Conclusiones.....	109
	Bibliografía.....	115

## ***ANEXO***

	Método de interpolación estadística.....	A-1
--	--	-----

# **CAPITULO I**

## **INTRODUCCION**

La auscultación es un procedimiento valioso en la medicina para el estudio del comportamiento pulmonar. Los sonidos originados por la actividad respiratoria son considerados una fuente importante de información para el diagnóstico desde hace mucho tiempo [1,5]. Sin embargo, la gran cantidad de información escuchada sobre la superficie torácica no es fácil de obtener por medio de algún instrumento o procedimiento diferente del estetoscopio [3]. El número de lugares sobre la cavidad torácica que se requiere explorar durante un examen de auscultación se determina por la situación clínica [6]. Por esto, es relevante generar nuevas herramientas de diagnóstico que permitan contar con información confiable del estado pulmonar, reduciendo la parte subjetiva presente en la técnica de auscultación.

Los primeros esfuerzos con relación a la visualización de la actividad respiratoria fueron realizados por Bass [2] cuando despliega los sonidos pulmonares normales y anormales, utilizando micrófonos, vía un osciloscopio. Después de este primer intento aparece la fononeumografía, que es el despliegue de diversas señales de manera simultánea, por ejemplo sonido pulmonar y flujo de aire o volumen de aire. Esto permite realizar un análisis entre estas señales, y hacer una comparación con la información obtenida a través de la técnica de auscultación [3]. El desarrollo del fononeumógrafo incrementó el estudio sobre la actividad respiratoria y Banaszak en [3] reporta la información encontrada sobre la actividad respiratoria con el uso de esta herramienta, además de demostrar la relación entre la amplitud del sonido pulmonar y el flujo de aire.

A partir de estos resultados se empiezan a realizar modificaciones al fononeumógrafo que permitieron llevar a cabo estudios en tiempo, frecuencia, amplitud o fase de las señales registradas de los sonidos respiratorios [3]. La visualización de la envolvente del sonido respiratorio es el método más comúnmente usado, ya que permite analizar la amplitud del sonido apreciando en detalle la morfología de la señal. Como se puede observar en la figura 1, la forma de onda analógica de la señal respiratoria es digitalizada

a una frecuencia de muestreo, rectificadas para convertir todos sus valores digitalizados a enteros positivos y se calcula el valor promedio de la amplitud del sonido dentro de un periodo de tiempo. Como resultado en la figura 1 se puede observar que la señal de la envolvente digital corresponde a la amplitud de onda de la señal original analógica sobre el periodo de interés.

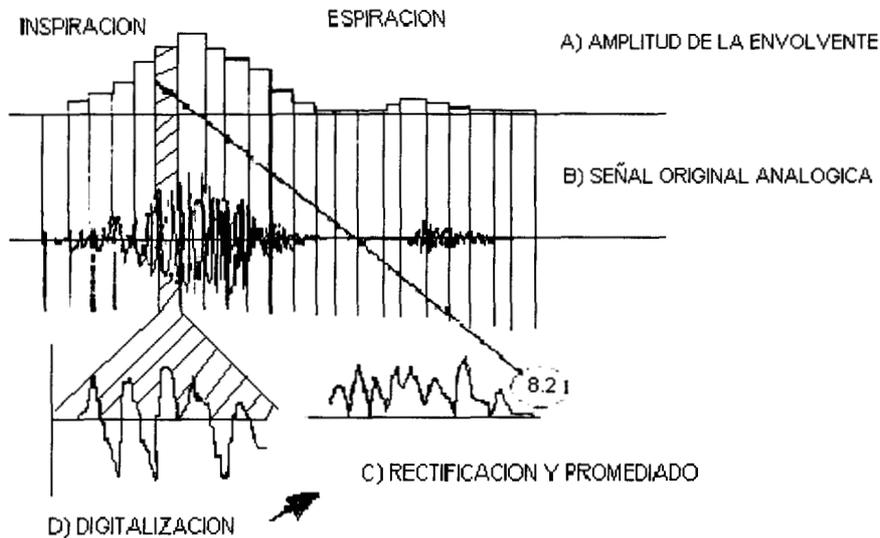


Figura1. Digitalización de una señal respiratoria y su envolvente correspondiente, tomada de Kraman[3].

Otra modificación realizada al fononeumógrafo fue la inclusión de la técnica expansión en tiempo [3]. La técnica permite la visualización de detalles, cambios bruscos en la forma de la señal para ayudar a evaluar el estado pulmonar. En la figura 2 se puede observar la expansión en tiempo de algunos registros en sujetos sanos y enfermos. Los cambios que se observan en la expansión de la forma de onda permiten apreciar mejor detalles y cambios producidos.

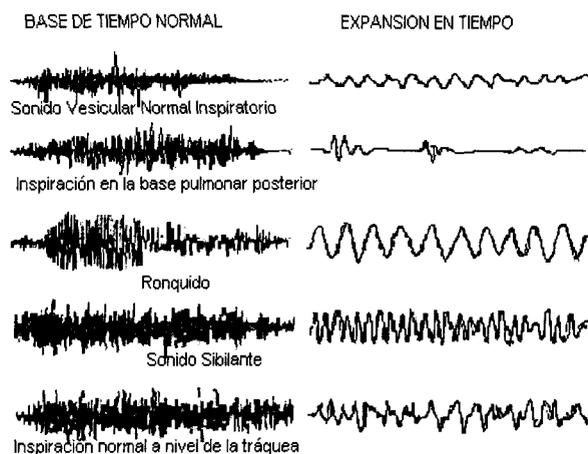


Figura 2. Sonidos pulmonares de sujetos normales y anormales, tomada de Kraman [3].

El análisis en frecuencia de los sonidos respiratorios ha sido de interés durante las últimas décadas, dado que los componentes de frecuencia de los sonidos respiratorios proporcionan características cuantitativas. El grado en que las altas frecuencias se presentan permiten diferenciar los sonidos tráqueal, vesicular, bronquial o bronco-vesicular. El diferenciar altas frecuencias permite al oído por ejemplo, distinguir entre crackles finos y gruesos. El análisis de Fourier ha sido una de las herramientas frecuentemente usadas para el análisis de los sonidos respiratorios ya que permite la representación de la señal en sus componentes de frecuencia. La figura 3 muestra el espectro de frecuencia del sonido vesicular, sibilancias, y crujiado fino y grueso que se presentan en diferentes patologías. Se puede observar en la figura los diferentes espectros los cuales proporciona información acerca del contenido de frecuencia de las señales en cuestión.

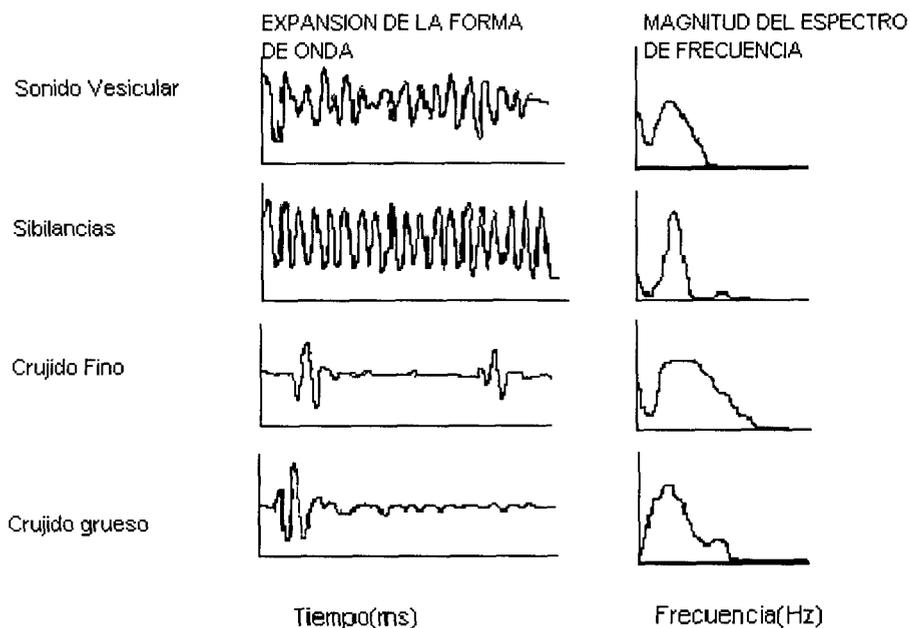


Figura 3. Expansión de la forma de onda de cuatro sonidos y su correspondiente espectro de frecuencia [3].

También se han realizado análisis de correlación cruzada y coherencia en registros de sonidos respiratorios proporcionando un índice de similitud entre señales. [3]. Esta técnica fue usada por Gavriely [3] para comparar el sonido tráqueal y vesicular durante inspiración y espiración en diferentes maniobras respiratorias. El estudio mostró la existencia de similitudes en ciertas frecuencias.

La exposición anterior muestra algunos ejemplos de la necesidad que se tiene de visualizar los sonidos pulmonares o algunas de sus características para entender el comportamiento pulmonar. La imagenología es un campo relativamente nuevo en el estudio cuantitativo de los sonidos respiratorios a pesar de que en otras áreas médicas como son la electrocardiografía, electroencefalografía y algunos estudios sobre gastroenterología, se han venido utilizando diferentes tipos de mapas. Los intentos que hasta ahora se han realizado en el campo respiratorio se han enfocado a la obtención de mapas de contorno de la intensidad del sonido pulmonar [4] sin emplear registros simultáneos. Estos mapas se generaron utilizando la amplitud de los sonidos pulmonares

durante la fase inspiratoria en donde se mostró la variabilidad de la amplitud sonora de dos señales simultáneas registradas en posiciones simétricas.

Existe la necesidad de emplear más micrófonos para el registro de señales, incidiendo en un incremento de información simultánea que posiblemente ayudará a un mejor entendimiento de la actividad respiratoria normal como anormal. El mapa topográfico ha ayudado a solucionar problemas en los diferentes campos de la medicina y otras áreas, ya que es un método que condensa información espacio-temporal. Estos mapas suministran información en diferentes áreas medicas como la cerebral, cardiaca o gástrica permitiendo así el análisis de fenómenos que se puedan presentar en cada uno de los casos de una manera sencilla y rápida comparada con el análisis que se pudiera realizar de cada uno de los canales de información.

## **1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La información en forma de imágenes es de importancia en numerosos campos, de entre ellos se destaca de forma muy especial el campo de la medicina, en donde han surgido en las últimas décadas diferentes tipos de modalidades de imagen. Las imágenes médicas ofrecen a los profesionales de la salud información importante, y a menudo imprescindible para el diagnóstico de patologías.

El volumen de datos y la dificultad de distinguir y especialmente, cuantificar características importantes han generado técnicas para la representación y visualización de imágenes. Estas técnicas se clasifican [7] en dos categorías: las basadas sobre la representación directa de los datos como mapa y las basadas sobre la representación de un grupo alternativo de características o coeficientes provenientes de los datos originales. Es posible que el mapeo incremente el conocimiento científico para mejorar el entendimiento de la actividad normal y anormal respiratoria. Además es posible mejorar o crear nuevas herramientas en donde se pueda aplicar el conocimiento adquirido para diagnóstico y monitoreo de pacientes [7].

La obtención de mapas en los campos de la electrocardiografía, y la electroencefalografía son los que más se han venido desarrollando en los últimos años, sin embargo, es importante mencionar recientes trabajos en el campo de gastroenterología [8].

La generación de imágenes cardiacas permite obtener información espacio-temporal de la actividad eléctrica del corazón [7], identificando anomalías que no son fáciles de determinar a través del electrocardiograma (ECG) estándar. Para esto se emplea un gran número de electrodos colocados sobre la superficie del cuerpo aunque también se pueden colocar los electrodos de manera invasiva, directamente sobre el músculo cardiaco. Una de las ventajas de esta técnica es la obtención de características del fenómeno cardiaco que incluyen el origen y propagación de la excitación cardiaca.

El mapeo cerebral es una técnica de representación de los trazos electro-encefalográficos que permite una interpretación más sencilla. No se trata de reducir la cantidad de información; por el contrario, los valores estimados en los puntos intermedios a los electrodos de registro representan un volumen de datos mucho mayor [10]. Existen varios tipos de mapas cerebrales que dependen de la información deseada, estos mapas pueden ser de amplitud, densidad de corriente, energía espectral o parámetros estadísticos [10].

Finalmente, otro ejemplo en el campo de mapeo lo representa la información eléctrica gástrica (EGG) [8]. En el estómago existen dos tipos de actividad que fueron observadas y reportadas con el uso de electrodos internos, una, la llamada actividad de control eléctrica (ACE) y la otra, la actividad de respuesta eléctrica (ARE). El objetivo de este mapeo fue la exploración del comportamiento del estómago. Se estudio la frecuencia y grado de contracción así como la distensión del estómago. Los resultados mostraron la presencia de posibles desórdenes gástricos, úlceras gástricas y en general, condiciones gástricas.

## **1.2 PROPUESTA**

Diversos estudios han demostrado la necesidad de usar varios micrófonos para adquirir señales de la actividad respiratoria en forma simultánea. Esto implica la necesidad de crear nuevas herramientas que ayuden a incrementar el conocimiento del comportamiento pulmonar. En este sentido la obtención de mapas es de gran interés en apoyo a diferentes campos médicos, sin embargo, en el estudio de actividad pulmonar esta herramienta no ha sido desarrollada. La intensidad de los sonidos respiratorios es uno de los parámetros que son evaluados en la clínica y generalmente se relacionan con el grado de ventilación regional [11]. En este sentido, la simetría o asimetrías de los sonidos

respiratorios en áreas idénticas pulmonares puede interpretarse en términos de normalidad o anormalidad pulmonar. Sin embargo, los mayores intentos han generado mapas de contorno, usando señales obtenidas con 2 micrófonos en lugares simétricos y con adquisición simultánea.

Por estos antecedentes, y dada la necesidad que se tiene de registrar múltiples señales sobre la cavidad torácica, se propone en esta tesis la generación de mapas bidimensionales con el objetivo de ayudar a un mayor entendimiento de la actividad respiratoria normal y anormal. Finalmente, existe la posibilidad que estos mapas sirvan como herramienta en el diagnóstico y monitoreo de pacientes.

Los mapas bidimensionales proveen una representación espacio - tiempo y espacio - frecuencia de la actividad pulmonar permitiendo tener una imagen funcional que comparada con los mapas de contorno proporciona información más completa dado un mayor número de micrófonos. Se propone usar varios micrófonos en un arreglo de 25 que formen una matriz cubriendo la superficie torácica. Los registros se obtienen simultáneamente de la parte anterior como posterior utilizando una distancia entre micrófonos de 5 cm [9]. Dado que no existen estándares sobre imagenología pulmonar se diseñó un arreglo y se asignó una nomenclatura para cada micrófono correspondiente a la posición anatómica en que son colocados. Todos los registros obtenidos se adquieren con maniobras respiratorias referidas a un flujo.

Los objetivos específicos de la tesis son:

- \*Construir mapas topográficos de la actividad respiratoria en base a registros de los sonidos obtenidos simultáneamente sobre la pared torácica, tanto anterior como posterior.
- \* Evaluar diferentes técnicas de interpolación para identificar la técnica más adecuada para la generación de mapas topográficos de los sonidos respiratorios.

La estructura de la presente tesis es la siguiente: En el capítulo II se realiza una reseña de algunos estudios realizados hasta la fecha en el campo de los sonidos respiratorios en donde se observa la necesidad de generar nuevas herramientas que proporcionen una representación del estado funcional del pulmón. En el capítulo III se explicará detalladamente el mapeo bidimensional a partir de técnicas de interpolación de superficie.

Entre los métodos que se implementaron en la generación de mapas se tienen los paramétricos.

Dado que el mapeo bidimensional sobre el comportamiento pulmonar es un campo sin explorar, es de gran importancia valorar los métodos de interpolación, por lo que en el capítulo IV se expondrán las técnicas que permitan evaluar el desempeño espacio-temporal de las diferentes formas de interpolación. En el capítulo V se muestran los resultados obtenidos tanto de los mapas generados con las diferentes técnicas como los resultados del desempeño de cada una, y finalmente en el capítulo VI se presentan las conclusiones, derivadas de los resultados obtenidos, así como también las perspectivas.

## **BIBLIOGRAFIA**

- [1] Gariely. N, Cugell. D, " Special Methods of Breath Sound Analysis",Breath Sounds Methodology", Chapter 1, pp1-10, 1995.
- [2] L.H.Raymond, "Discontinuous Adventitious Lung Sound", Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp.210-219, 1985.
- [3] S.S. Kraman., "New Tools in Lung Sound Research", Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp.220-228, 1985.
- [4] R. Donasi, S. Kraman, "Lung Sound Intensity Variability in Normal Men. A countour Phonopneumographic Study", Chest, pp.628-631, 1983.
- [5] G.Robert, M.B.Loudon, "History of Lung Sounds" Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp.157-165, 1985.
- [6] S.S Kraman, "Vesicular Lung Sound", Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp.183-191, 1985.
- [7] D.H. Brooks and S.R, Macleod, "Electrical Imaging of the Heart", IEEE Signal Processing Magazine, pp.24-40,1997.
- [8] M Zhou, H Zhang, "Real Time Multichannel Computerized Electrogastrograph", IEEE Transsaction on Biomedical Engineering, Vol 44 No 12, pp.1228-1236, 1997.
- [9]. Kompis, M, Wodicka, George R ,,"Coherence of inspiratory and expiratory Breath sounds as a Function of Inter-Microphone Distance", Procceding of EMBC, 1995.
- [10] P. Castellanos, R. Godinez, J. Jimenez, V. Medina, "Electrofisiología Humana. Un enfoque para Ingenieros", Capitulo 5, pp.291-311, 1997.
- [11]. H. Pasterkam, S. Patel, G.R. Wodicka, " Asymmetry of Respiratory Sounds and Thoracic Transmission", Medical and Biological Engineering and Computing, 35, pp.103-106, 1997.

## **CAPITULO II**

### **ANTECEDENTES**

El estudio cuantitativo de la actividad respiratoria ha sido de interés en el campo médico durante las últimas décadas. La información obtenida con la técnica de auscultación ha permitido un conocimiento parcial de generación de nuevas herramientas como el fononeumógrafo que han ayudado al estudio del comportamiento pulmonar.

Los sonidos pulmonares se clasifican en normales y anormales [11] (adventicios) que se distinguen por sus características acústicas y el lugar en el cual son escuchados. Los sonidos respiratorios normales a su vez se clasifican en traquéales o bronquiales, que son aquellos escuchados sobre tráquea y laringe, los cuales presentan una duración igual durante la porción inspiratoria como espiratoria respecto al flujo. Los sonidos normales también incluyen a los sonidos vesiculares que son escuchados sobre la superficie torácica en sujetos sanos y en donde la fase espiratoria presenta una menor intensidad y duración mas corta con respecto a la porción inspiratoria.

Los sonidos respiratorios adventicios se dividen en sonidos continuos y discontinuos [12], los continuos a su vez se dividen en sibilancias y ronquidos. Una diferencia entre los sonidos continuos es que las sibilancias presentan una o más señales periódicas de forma sinusoidal en el rango de frecuencia de los 100 a 2000 Hz, mientras que en los ronquidos se presentan en forma de ondas no-sinusoidal periódicas con presencia de múltiples frecuencias. Las sibilancias son distinguibles y en ocasiones pueden ser confundidas con otros sonidos adventicios como fricción pleural o ruido muscular [13].

Los sonidos discontinuos se clasifican en crepitantes finos y gruesos y son producidos por los bronquiolos más delgados. Los sonidos crepitantes consisten de crujidos numerosos y perfectamente definidos, en especial los crepitantes finos son escuchados de manera importante durante la inspiración y en menor grado en la espiración, mientras que los crepitantes gruesos son crujidos gruesos y poco numerosos [13].

A continuación se realiza una breve descripción de las investigaciones que se han desarrollado en busca de generar nuevo conocimiento sobre la actividad respiratoria utilizando los sonidos pulmonares, y que han ayudado a conjuntar información de interés en el campo. Dados los estudios que se han desarrollado, éstos se pueden clasificar de acuerdo a sus objetivos: distribución del sonido, intentos de mapeo como la obtención de mapas de contorno, estudios comparativos en tiempo y frecuencia para extracción de características morfológicas, transmisión de sonido, sitio de producción del sonido respiratorio.

H. Pasterkamp y S. Patel en 1997 [8], indican que tradicionalmente se asume que los sonidos respiratorios escuchados con estetoscopio sobre lugares simétricos pulmonares en sujetos sanos, tienen características similares. Estudios de transmisión usando un sonido introducido en la boca y medido en la superficie torácica, han mostrado asimetrías en sujetos sanos. Kraman en 1983 y posteriormente, por Kraman y Bohadana en el 84 y Wodicka en 1994 demuestran esto. En [8] se compara la asimetría de la intensidad del sonido tanto con sonidos respiratorios como transmitidos en sujetos sanos. La hipótesis establecida por Pasterkamp indica que el sonido respiratorio puede seguir el patrón del sonido transmitido en forma más cercana durante espiración que en inspiración. El experimento consistió en colocar micrófonos en el segundo espacio intercostal y sobre la base pulmonar posterior. Se estimó la potencia espectral de cada señal usando la FFT. Los resultados confirmaron asimetrías de transmisión torácica en la parte superior anterior, lo cual coincide con los estudios realizados con anterioridad como se puede observar en la figura 4. En la figura se observa la discrepancia entre la información de potencia entre el lóbulo superior izquierdo y derecho sobre todo a frecuencias por debajo de los 100 Hz.

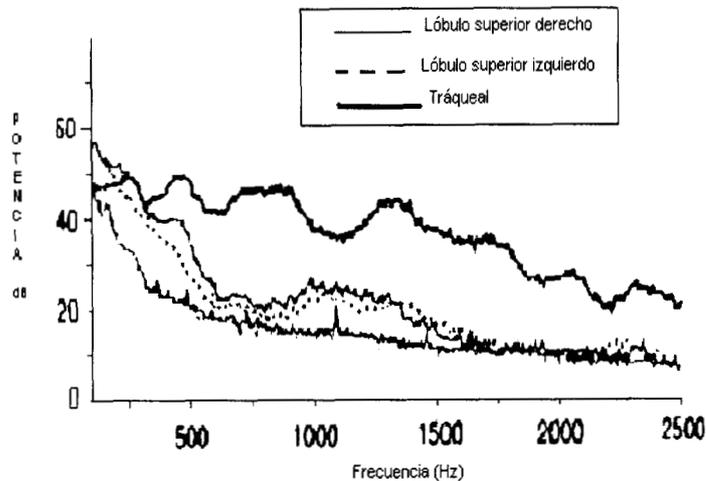


Figura 4. Potencia espectral del sonido inspiratorio en la parte superior anterior (línea continua) sobre tráquea (línea gruesa) y posterior inferior (línea punteada), tomada de Pasterkam [8]

En 1983, Steven Kraman [2] realiza un estudio comparativo de amplitudes del sonido vesicular pulmonar en sujetos normales; registros de 24 inspiraciones fueron tomados simultáneamente usando 2 micrófonos y 8 distancias entre micrófonos. La distancia entre micrófonos varió en un rango de 1 a 8 cm. Los resultados del estudio mostraron que la intensidad del sonido en una de la base izquierda fue significativamente mayor sobre las mismas posiciones en la base opuestas. Las conclusiones del estudio fueron de importancia dada la repetitividad en la medida de amplitud, que fue similar a los trabajos desarrollados con anterioridad. La intensidad del sonido sobre el ápice izquierdo siempre es mayor o igual al ápice derecho, además, se sugiere que las fuentes del sonido sobre los ápices se presentan de manera más central con respecto a las bases.

Paul E. Bettencourt y Elizabeth del Bono en 1994 [5] demostraron la especificidad de los sonidos pulmonares en enfermedades pulmonares comunes y por consecuencia demostraron la utilidad de la auscultación. Este estudio incluyó cuatro enfermedades que se presentan comúnmente: fibrosis pulmonar, obstrucción crónica, neumonía y congestión cardiaca. El procedimiento se llevó a cabo usando la técnica clásica de auscultación escuchando en 50 lugares en cada paciente, 8 en posición anterior, 24 lateral y 18

posterior. Sobre cada zona auscultada un técnico experto clasificó el tipo de sonido adventicio usando para esto un grupo estándar de términos para sonidos de tipo crujidos, sibilancias o ronquido. Además, se empleó a su vez un micrófono para almacenar la información obtenida en cada lugar auscultado para posteriormente utilizar la técnica de expansión en tiempo. Los resultados mostraron que se presentan diferencias en tiempo, características y localización entre los diferentes grupos de sonidos adventicios, por lo que se concluyó que la auscultación es de gran importancia para estudiar diferentes condiciones pulmonares.

Estudios que se han realizado para la generación de mapas han sido relativamente pocos empleando sólo algunos micrófonos (un máximo de 3) de manera simétrica y no- simétrica. Dentro de estos estudios se tiene el desarrollado en 1983 por Donasi y S. Kraman [1] quienes realizan el análisis de la variabilidad en la intensidad del sonido pulmonar en sujetos normales. Normalmente se indica la suposición clásica de que la intensidad del sonido pulmonar es relativamente uniforme en sujetos normales. Normalmente se compara la intensidad del sonido sobre áreas pulmonares equivalentes. El estudio generó mapas bidimensionales a partir de un cierto número de puntos de auscultación no- simultáneos, los cuales permitieron un análisis del sonido pulmonar sobre una porción de la superficie torácica. Para la obtención de las señales se usaron dos micrófonos colocados simétricamente sobre la superficie torácica y se realizó una adquisición simultánea. Para determinar la intensidad relativa del sonido se implementó un programa que calculó la amplitud del sonido en segmentos de 25ms y se normalizó con respecto al flujo dado, con los que se generaron mapas de contorno. En la figura 5 se puede observar algunos de los mapas que se obtuvieron durante un ciclo completo de respiración.

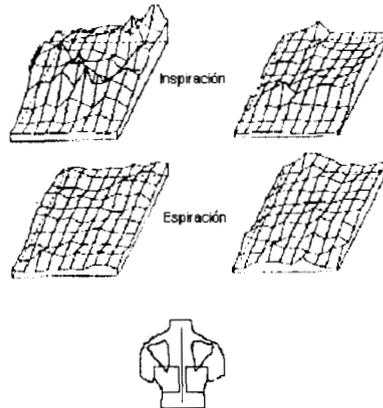


Figura 5. Mapas de contorno de inspiración y espiración obtenidos de [1]

Se puede observar que los patrones de sonidos durante espiración no son la versión de baja intensidad de los patrones obtenidos durante inspiración, esto implica diferencias básicas en los mecanismos de producción y transmisión del sonido. El análisis de los diferentes mapas de contorno a partir de datos no simultáneos indican la ausencia de simetrías bilaterales en la amplitud de los sonidos respiratorios. Sin embargo, es necesario un mayor número de estudios.

Hans Pasterkamp y Colaboradores [9] investigaron el efecto de la metacolina sobre el contenido en frecuencia de los sonidos vesiculares debido a un estrechamiento de las vías aéreas. Ellos incluyeron en el título de su trabajo las palabras "mapeo superficial torácico" sin embargo, no se realizó la formación de imágenes ya que sólo se utilizaron 8 micrófonos. Estos cambios habían sido evaluados desde 1988 cuando Adinoff y Avital describen la viabilidad de la auscultación para determinar la respuesta bronquial por inhalación de metacolina. Anderson en 1990 describió un incremento significativo en la frecuencia media del espectro del sonido pulmonar, durante cambios en el diámetro del camino de aire inducido por histamina, Spence y colaboradores en 1992 observaron un incremento similar en la frecuencia media del sonido tráqueal durante cambios de metacolina en 6 sujetos con asma. Pasterkamp en [9] hipotetizó que el estrechamiento de las vías aéreas implicaría una disminución en la intensidad de los sonidos respiratorios y un cambio en sus características espectrales en ausencia de sibilancias. Los objetivos de

el estudio fueron: a) definir las características de los sonidos pulmonares a un cierto flujo de aire durante la aplicación de metacolina y b) examinar los efectos espacio- espectrales de los sonidos pulmonares.

Los sonidos respiratorios fueron registrados con transductores colocados en la parte anterior y posterior del tórax. En la parte posterior los micrófonos se colocaron en ápices y bases. En la parte anterior se colocaron en ápices y lóbulo medio derecho así como en tráquea. El promedio espectral del ciclo respiratorio fue caracterizado en sujetos sanos y asmáticos, esto mostró un decremento de la potencia en las bajas frecuencias durante inspiración y un incremento en altas frecuencias durante espiración. También se encontró asimetrías en el sonido vesicular. En la parte anterior existe una predominancia derecha de la intensidad del sonido. Se cree que las estructuras del mediastino reducen la transmisión del sonido desde la tráquea hacia el lado izquierdo. Los autores también reportan que en algunos sujetos sanos se observó una predominancia izquierda de la intensidad del sonido en la parte posterior. Se concluye que los sonidos pulmonares vesiculares son sensibles a cambios en el diámetro del camino de aire. Adicionalmente los autores sugieren que el efecto de dilatación bronquial en bajas frecuencias debería ser estudiado en sujetos sanos y en pacientes con asma que presentan pruebas funcionales pulmonares normales.

Dentro de los estudios realizados para observar la transmisión del sonido se tienen los de David Rice en 1983 [10]. La velocidad del sonido en el parénquima pulmonar fue estudiada mediante la medición del tiempo que tardan las señales audibles en viajar a través de los lóbulos del pulmón de un caballo. Los pulmones fueron llenados con gas a una presión menor a 20cm H<sub>2</sub>O, la velocidad del sonido fue estimada mediante un análisis de regresión lineal. Para las mediciones se utilizó un micrófono y un estetoscopio de campana, éstos fueron colocados aleatoriamente sobre el pulmón. Los resultados sugieren que el sonido viaja a través de la masa del parénquima y no a lo largo de las vías aéreas. Además, el parénquima actúa como un medio elástico continuo y la velocidad del sonido depende principalmente de la proporción del gas y del tejido en el parénquima. Finalmente, se concluye que este tipo de estudios puede ayudar en el desarrollo de un modelo acústico de los pulmones. Además, puede usarse en el

diagnóstico clínico para predecir patrones del sonido sobre la superficie torácica en patologías específicas.

Existen confusiones considerables con respecto al espectro de frecuencia del sonido pulmonar normal, especialmente con respecto al rango de los componentes de bajas frecuencias. La frecuencia de la intensidad máxima varía de 100 a 200Hz, lo cual ha sido reportado con anterioridad. Los autores indican que un componente del sonido músculo-esquelético debería de contribuir al sonido pulmonar durante la fase inspiratoria, pero esto no se ha podido valorar. En 1983 Steven Kraman [4] realiza un trabajo con el objetivo de definir el origen del sonido vesicular. En este estudio se intentó separar el sonido pulmonar del producido por la contracción muscular aplicando un análisis de frecuencia de los sonidos ocurridos durante inspiración, pre-inspiración y pos-inspiración. Las señales se adquirieron con 2 micrófonos, uno colocado a 6cm de la espina dorsal y por debajo de la escapular, el otro en el segundo espacio intercostal derecho en la línea media clavicular. Los registros que presentaron menos artefactos se les realizó un análisis de frecuencia usando la transformada rápida de Fourier (FFT). Este tipo de procesamiento generó espectrogramas tridimensionales (amplitud, frecuencia y tiempo) ver figura 6. Los resultados mostraron que por debajo de frecuencias de 200Hz, el componente músculo esquelético se incrementa, y el componente del sonido pulmonar decrece, y que los sonidos inspiratorios y post inspiratorios son indistinguibles. Se sugiere que el ruido músculo esquelético contamina seriamente los sonidos pulmonares y que posiblemente muchos componentes de baja frecuencia son de origen músculo - esquelético.

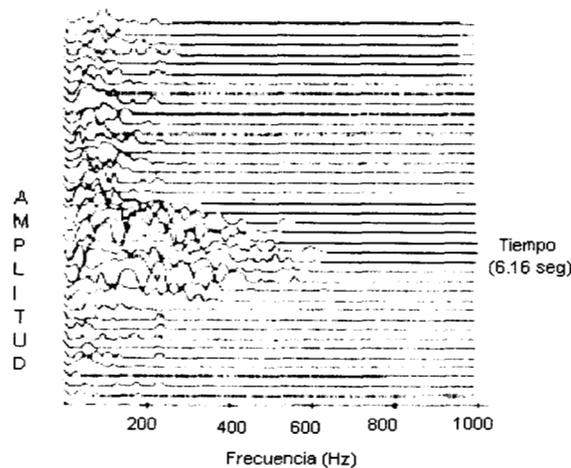


Figura 6. Espectrograma tridimensional de los sonidos, tomada de Kraman [4].

Algunos estudios sugieren que si la intensidad del sonido pulmonar en la superficie torácica es comparada con la intensidad del ruido blanco transmitido desde la boca a idénticos lugares de auscultación sobre el tórax, entonces las propiedades de transmisión acústica del tórax pueden ser evaluadas y separadas de las propiedades del generador del sonido pulmonar. Con base a esta idea en 1983 Steven Kraman y Owen Austrheim [3] realizaron un estudio de comparación de la intensidad del sonido pulmonar producido por la actividad respiratoria normal y la amplitud del sonido transmitido desde la boca cuando se introduce ruido de color en sujetos normales. Los registros fueron obtenidos desde los ápices hasta las bases de ambos pulmones tanto anterior como posterior (2cm de separación entre posiciones). Entre los sujetos incluidos en este estudio la amplitud promedio de los sonidos se presentó con igual magnitud de ambos pulmones no así en los sonidos transmitidos en donde existió predominancia del lado derecho. Los autores concluyeron que los sonidos transmitidos se ven afectados por otros factores. Sin embargo, se indica que las implicaciones de su estudio no son claras en cuanto a la transmisión del sonido vesiculares. La teoría, y algunas investigaciones experimentales, apoyan como lugar de origen del sonido pulmonar entre los bronquios principales y las pequeñas vías aéreas, se concluye que la generación de sonido es dependiente de las vías aéreas y la transmisión del sonido del parénquima.

El efecto de la densidad del gas sobre los sonidos respiratorios fue estudiado por Hans Pasterkamp e Ignacio Sánchez en 1996 [6]. El propósito del estudio fue probar la hipótesis de que la densidad del gas afecta los sonidos pulmonares en las altas frecuencias. Con este estudio se apoya el concepto de flujo turbulento como un mecanismo predominante en la generación del sonido pulmonar normal. El método empleado consistió en la adquisición simultánea de señales del sonido respiratorio con ayuda de acelerómetros colocados en tráquea y sobre el lóbulo pulmonar posterior derecho. El experimento consistió en que hombres adultos sanos respiraran aire seguido de una mezcla de 80% helio y 20% de oxígeno. Los resultados del experimento mostraron que la potencia del sonido tráqueal se reduce consistentemente. Lo anterior sugiere que la turbulencia del flujo es el principal determinante del sonido pulmonar en las altas frecuencias. En la figura 7 se puede observar que la potencia se reduce al respirar la mezcla de  $H_2O_2$  en su mayor parte en las altas frecuencias durante inspiración

mientras que en la fase espiratoria el sonido pulmonar presenta menor potencia y no se extiende mas allá de los 300Hz.

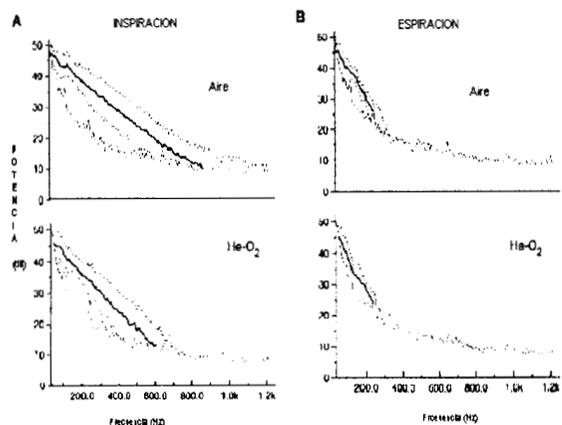


Figura 7. Promedio de la potencia espectral durante inspiración y espiración en 6 sujetos sanos [6]. La línea gruesa indica el promedio mientras que las líneas delgadas indican el rango.

El sonido respiratorio normal y el sonido pulmonar adventicio son comúnmente usados en la práctica clínica para diagnóstico de enfermedades. Se conoce que el sonido pulmonar también contiene información espacial que puede ser accesada por medidas simultáneas en lugares diferentes [7]. Sin embargo, esta información espacial no se explota comúnmente para propósitos de diagnóstico cuando se realizan registros con varios micrófonos, es necesario conocer la distancia máxima a la que se deben de colocar los micrófonos para no perder información espacial relevante. La coherencia de los sonidos respiratorios en las fases de inspiración y espiración como una función de distancia entre micrófonos fue estudiada por George Martín y George Wodicka en 1995 [7]. Los sonidos respiratorios fueron registrados en 8 áreas diferentes en sujetos sanos, en cada área se colocaron 4 micrófonos en fila, la distancia entre micrófonos fue de 1.7 a 10.2cm. Se tomaron dos registros de 10 segundos de duración por cada configuración de micrófonos, la coherencia fue calculada sobre varios bloques de 256 muestras. Los resultados del estudio mostraron que la coherencia es grande en bajas frecuencias y distancias pequeñas entre micrófonos. Durante la etapa de espiración la coherencia decrece rápidamente en comparación con la inspiración en función de la frecuencia y sin embargo, lentamente con la distancia entre micrófonos en comparación con la inspiración. Se sugiere que la distancia entre micrófonos debe ser de 6.8 a 8.5 cm.

De los diferentes estudios que se han desarrollado sobre el comportamiento de la actividad pulmonar existe una tendencia a usar varios micrófonos. Estas investigaciones han ayudado a evaluar características particulares de la actividad pulmonar en sujetos sanos y enfermos. El análisis de amplitudes, asimetrías, representaciones espectrales, transmisión del sonido, y algunos intentos de mapeo han sido de los procedimientos que se han desarrollado y han contribuido a un mejor entendimiento de la actividad pulmonar. Sin embargo, diferentes autores reconocen que el aumentar el número de micrófonos ayudará a mejorar el conocimiento sobre la actividad pulmonar. Por lo tanto, el uso de un mayor número de micrófonos que cubran una mayor área de la cavidad torácica dando una mejor resolución espacial es relevante.

## **BIBLIOGRAFIA**

- [1] R.Donasi and S.Kraman, "Lung Sound Intensity Variability In Normal Men. A Contour Phonopneumographic Study", Ches ,4, pp. 628-631, 1983.
- [2] S.S.. Kraman, "Lung Sounds: Relative Sites of Origin and Comparative Amplitudes in Normal Subjects", Lung, 161, pp.57-65,1983.
- [3] S.S. Kraman and O. Austrheim," Comparison of lung Sound and Transmitted Sound Amplitude in Normal Men", Am Rev respir Dis, 128, pp.451-454, 1983 April 1983.
- [4] S.S. Kraman, "Does the Vesicular Lung Sound Come Only from the Lungs", Am Rev respir Dis, 128, pp.622-628, 1983
- [5] P.E. Bettencourt and E.A Bono, " Clinical Utility of Chest Auscultation in Common Pulmonary Diseases", America Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Vol 150, pp.1291-1297, 1994.
- [6] H. Pasterkamp and I. Sanchez," Effect of Gas Density on Respiratory Sounds", America Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Vol 153, pp. 1083-1092, 1996.
- [7] M Kompis and G. Wodicka, "Coherence of Inspiratory and Expiratory Breath Sounds as a Function of Inter-Microphone Distance", 1995.
- [8]. H. Pasterkam, S. Patel, G.R. Wodicka, " Asymmetry of Respiratory Sounds and Thoracic Transmission", Medical and Biological Engineering and Computing, 35, pp.103-106, 1997.
- [9] H. Pasterkamp, R. Consunjil , Y. Oh and J. Holbrow, "Chest Surface Mapping of Lung Sounds During Methacholine Challenge", Pediatric Pulmonology, 23, pp.21-30, 1997.
- [10] D.Rice, "Sound Speed in Pulmonary Parenchyma". The American Physiological Society, pp. 304-308, 1983.
- [11] D.W Cugell, "Lung Sound: Classification and Controvers", Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp.180-183, 1985.
- [12] L. Raymond, H. Morphy, " Discontinuos Adventitios Lung Sound", Seminars in Respiratory Medicine, Vol 6, No 3, pp. 201-209, 1985.
- [13] Garrely, " Auscultation of Bread Sound", Cap 1, pp. 1-13.

## **CAPITULO III**

### **INTERPOLACIÓN**

El proceso de interpolación es una de las operaciones fundamentales en el procesamiento digital de señales y en visión por computadora [4]. La interpolación es el proceso de recuperar valores intermedios de una curva, una superficie, una función etc. a partir de información parcial.

Existen diferentes formas para clasificar los procedimientos de interpolación por ejemplo:

#### **Interpolación local / global**

La interpolación global determina una única función la cual es aplicada a través de toda la región de interés. En contraste, la interpolación local aplica un algoritmo repetitivo a una pequeña porción de un grupo de puntos.

#### **Interpolación determinística / estadística**

En la interpolación determinística la superficie pasa a través de todos los puntos cuyos valores son conocidos, mientras que las técnicas de interpolación estadísticas hacen referencia a un proceso de aproximación. Los datos y las aproximaciones son comparados y dependiendo de las diferencias se realizan algunos ajustes. Esto también implica que el valor sobre las muestras originales no son siempre una réplica exacta.

Las técnicas de interpolación determinísticas que fueron contempladas en esta tesis incluyen la interpolación lineal, la interpolación polinómica Neville Cúbica, la interpolación Hermite y la Spline Cúbica. Estas técnicas se seleccionaron por que son de las mas usadas en la literatura. Para determinar cuales métodos de interpolación han sido usados en mayor frecuencia, algunos trabajos como [6] han realizado una revisión en diferentes articulos como son The Conference Proceeding Visualization in Biomedical Computing además de algunos journal como son IEEE Transaction on Medical Imaging, IEEE Computer Graphics, e Image Processing: Graphical Model and Processing que han sido publicados durante los últimos 5 años: En esta investigación se concluyo que el método más frecuentemente usado es el lineal, que la familia Spline (B-Spline, la spline cúbica etc..) son las segundas más frecuentemente usadas. Una variedad de otros métodos como vecinos próximos, Sinc, Polinomio de Lagrange,

Bezier etc.. también son usados pero con menor frecuencia. Como vemos existe una gran variedad de métodos de interpolación los cuales deben ser evaluados ya que su desempeño puede variar dependiendo de la aplicación. La interpolación Neville que también fue incluida es una generalización del polinomio de Lagrange el cual implementado en una aplicación para un estudio de mapeo gastroenterológico [2].

### 3.1 INTERPOLACIÓN LINEAL

Si queremos estimar los valores en el intervalo  $x_0, x_1$ , el método de interpolación lineal (ver figura 8) ajusta un polinomio de primer orden a dos puntos de datos de acuerdo a:

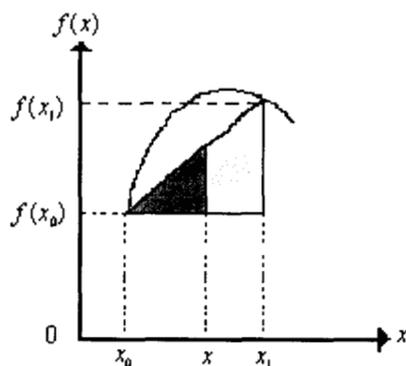


Figura 8. Interpolación Lineal

$$P(x) = \frac{f(x_0) - f(x_1)}{x_0 - x_1} (x - x_0) + f(x_1) \quad (1)$$

en donde  $P(x)$  es la función lineal por tramos que interpole los puntos  $f(x_0)$  y  $f(x_1)$  conocidos, por lo tanto se aproxima la función desconocida  $f(x)$  mediante una línea recta como se puede observar en la figura 8.

### 3.2 INTERPOLACIÓN POLINOMICA

Una de las más conocidas clases de funciones para interpolación son los polinomios algebraicos de la forma:

$$P_n(x) = a_0 + a_1x + \dots + a_nx^n$$

donde  $n \in \mathbb{Z}^+$  y  $a_0 \dots a_n$  son constantes. Su importancia se basa en que aproximan uniformemente funciones continuas, esto es, dada una función definida y continua en un intervalo cerrado, existe un polinomio que está tan "cerca" de la función dada como

se desee [3]. Este aspecto se puede establecer más precisamente en el siguiente teorema. Ver figura (9)

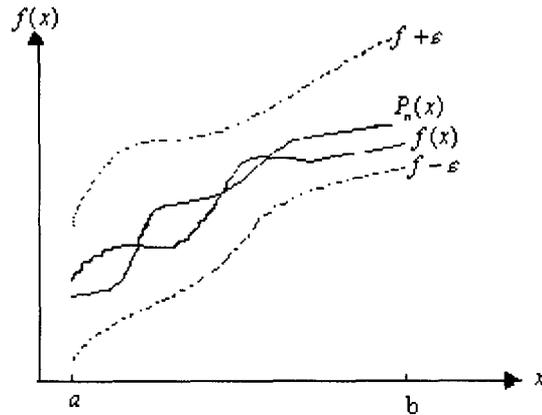


Figura 9. Representación de polinomios algebraicos

**Teorema de aproximación de Weierstrass** [3]. Si  $f$  está definida y es continua en  $[a, b]$ , dado  $\epsilon > 0$ , existe un polinomio, definido en  $[a, b]$  con la propiedad de que:

$$|f(x) - P(x)| < \epsilon \quad \text{para todo } x \in [a, b]$$

Para generalizar el concepto de interpolación lineal, se construye un polinomio de grado a lo más  $n$  que pase por los  $n+1$  puntos conocidos  $(x_0, f(x_0)), (x_1, f(x_1)) \dots (x_n, f(x_n))$ , ver figura 10. El polinomio lineal de primer orden que pasa por  $(x_0, f(x_0))$  y  $(x_1, f(x_1))$  se construye usando los cocientes

$$L_0(x) = \frac{(x - x_1)}{(x_0 - x_1)} \quad \text{y} \quad L_1(x) = \frac{(x - x_0)}{(x_1 - x_0)}$$

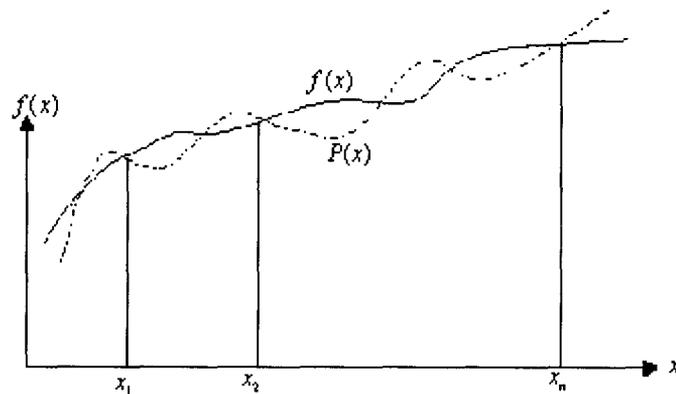


Figura 10. Representación de un polinomio lineal de orden  $n$

Cuando  $x = x_0$ ,  $L_0(x_0) = 1$  mientras que  $L_i(x_0) = 0$ . Cuando  $x = x_1$ ,  $L_0(x_1) = 0$  mientras que  $L_1(x_1) = 1$ . Para el caso general se requiere construir para cada  $k = 0, 1, \dots, n$  un cociente  $L_{n,k}(x)$  con la propiedad de que  $L_{n,k}(x_i) = 0$  cuando  $i \neq k$  y  $L_{n,k}(x_k) = 1$ . Para satisfacer que  $L_{n,k}(x_i) = 0$  para cada  $i \neq k$  se requiere que el numerador  $L_{n,k}(x)$  contenga el término

$$(x - x_0)(x - x_1) \cdots (x - x_{k-1})(x - x_{k+1}) \cdots (x_k - x_n) \quad (2)$$

Para satisfacer, el denominador de  $L_{n,k}(x)$  debe ser igual a (2) cuando  $x = x_k$ . Por lo tanto, la expresión final para  $L_{n,k}(x)$  esta dada por:

$$L_{n,k}(x) = \frac{(x - x_0) \cdots (x - x_{k-1})(x - x_{k+1}) \cdots (x - x_n)}{(x_k - x_0) \cdots (x_k - x_{k-1})(x_k - x_{k+1}) \cdots (x_k - x_n)} = \prod_{\substack{i=0 \\ i \neq k}}^n \frac{(x - x_i)}{(x_k - x_i)}$$

En la figura 11 se muestra la gráfica correspondiente a  $L_{n,k}(x)$

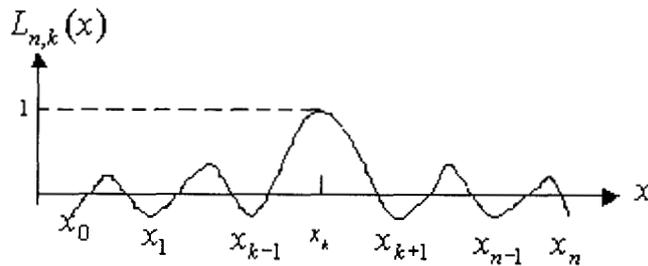


Figura 11 Representación de  $L_{n,k}(x)$

Ahora que se conoce la forma de  $L_{n,k}(x)$  es fácil describir al polinomio interpolante. Este polinomio se llama polinomio interpolante Lagrange el cual se incluyó en esta sección ya que más adelante se explicará la interpolación iterativa (método de Neville) el cual hace uso de este polinomio. El polinomio de Lagrange se define en el siguiente teorema:

**Teorema 1** [3]. Si  $x_0, x_1, \dots, x_n$  son  $(n + 1)$  números diferentes y  $f$  es una función cuyos valores están dados en estos puntos, entonces existe un único polinomio  $P$  de grado a lo más  $n$  con la propiedad de que

$$f(x_k) = P(x_k) \quad \text{para cada } k = 0, 1, \dots, n.$$

Este polinomio está dado por

$$P(x) = f(x_0)L_{n,0}(x) + \cdots + f(x_n)L_{n,n}(x) = \sum_{k=0}^n f(x_k)L_{n,k}(x) \quad (3)$$

donde

$$L_{n,k}(x) = \frac{(x-x_0)(x-x_1)\cdots(x-x_{k-1})(x-x_{k+1})\cdots(x-x_n)}{(x_k-x_0)(x_k-x_1)\cdots(x_k-x_{k-1})(x_k-x_{k+1})\cdots(x_k-x_n)} = \prod_{i=0, i \neq k}^n \frac{(x-x_i)}{(x_k-x_i)} \quad (4)$$

para cada  $k = 0, 1, \dots, n$ .

### 3.3 INTERPOLACIÓN ITERATIVA

El problema que se presenta con el polinomio de Lagrange es el trabajo que se requiere para calcular la aproximación mediante un polinomio de segundo grado el cual no reduce el trabajo necesario para calcular la aproximación de tercer grado; tampoco es más fácil de obtener la aproximación de cuarto grado ya conocida la de tercer grado. Por lo que al hacer uso de la derivación del polinomio de grado menor se puede usar en los cálculos para generar el polinomio del siguiente orden. Considerese la definición siguiente:

Sea  $f$  una función definida en  $x_0, x_1, x_2, \dots, x_n$  y supongamos que  $m_1, m_2, \dots, m_k$  son  $k$  enteros distintos con  $0 \leq m_i \leq n$  para cada  $i$ . El polinomio de Lagrange de grado menor que  $k$  que coincide con  $f$  en  $x_{m_1}, x_{m_2}, \dots, x_{m_k}$  se denota por  $P_{m_1, m_2, \dots, m_k}$ .

En base a esta definición se establece el siguiente teorema, que describe un método para generar recursivamente aproximación polinómica de Lagrange.

**Teorema 2** [3]. Sea  $f$  definida en  $x_0, x_1, \dots, x_k$  y sean  $x_j, x_i$  dos números distintos en este conjunto. Si

$$P(x) = \frac{(x-x_j)P_{0,1,\dots,j-1,j+1,\dots,k}(x) - (x-x_i)P_{0,1,\dots,i-1,i+1,\dots,k}(x)}{(x_i-x_j)} \quad (5)$$

entonces  $P$  es el polinomio de Lagrange de grado menor o igual a  $k$ , que interpola a  $f$  en  $x_0, x_1, \dots, x_k$ .

Para demostrar este teorema simplificaremos la notación, sea

$Q(x) \equiv P_{0,1,\dots,i-1,i+1,\dots,k}(x)$  y  $\hat{Q}(x) \equiv P_{0,1,\dots,j-1,j+1,\dots,k}(x)$ .  $Q$  y  $\hat{Q}$  son polinomio grado  $k-1$  o menor; por lo tanto,  $P$  debe ser de grado  $\leq k$ . Si  $0 \leq r \leq k$  y  $r \neq i, j$ ,

entonces  $Q(x_r) = \hat{Q}(x_r) = f(x_r)$ , así que

$$P(x_r) = \frac{(x_r - x_j)\hat{Q}(x_r) - (x_r - x_i)Q(x_r)}{x_i - x_j} = \frac{(x_i - x_j)}{(x_i - x_j)} f(x_r) = f(x_r)$$

Además,

$$P(x_i) = \frac{(x_i - x_j)\hat{Q}(x_i) - (x_i - x_i)Q(x_i)}{x_i - x_j} = \frac{(x_i - x_j)}{(x_i - x_j)} f(x_i) = f(x_i)$$

y similarmente  $P(x_i) = f(x_i)$ . Pero por definición,  $P_{0,1,\dots,k}$  es el único polinomio de grado  $k$  o menor que coincide con  $f$  en  $x_0, x_1, \dots, x_k$ . Por lo tanto  $P \equiv_{0,1,\dots,k} f$ .

El procedimiento descrito en el teorema 2 genera el conocido **método neville** el cual puede establecerse de la siguiente manera.  $Q_{i,j}, i \geq j$ , denota el polinomio interpolante de grado  $j$  en los  $(j+1)$  números  $x_{i-j}, x_{i-j+1}, \dots, x_{i-1}, x_i$ . Para calcular

$$Q_{i,j} = P_{i-j, i-j+1, \dots, i-1, i}$$

por el método de Neville se usa

$$Q_{i,j-1} = P_{i-j+1, \dots, i-1, i} \quad \text{y} \quad Q_{i-1,j-1} = P_{i-j, i-j+1, \dots, i-1}$$

de la ecuación (5) se obtiene

$$Q_{i,j}(x) = \frac{(x - x_{i-j})Q_{i,j-1}(x) - (x - x_i)Q_{i-1,j-1}(x)}{x_i - x_{i-j}}$$

para cada  $j = 1, 2, 3, \dots$ , e  $i = j, j+1, \dots$ . Adicionalmente, se toma  $Q_{i,0} = f(x_i)$  para cada  $i$ . Esta notación del método de Neville proporciona el arreglo que se muestra en la tabla 1.

$X_0$	$Q_{0,0}$				
$X_1$	$Q_{1,0}$	$Q_{1,1}$			
$X_2$	$Q_{2,0}$	$Q_{2,1}$	$Q_{2,2}$		
$X_3$	$Q_{3,0}$	$Q_{3,1}$	$Q_{3,2}$	$Q_{3,3}$	
$X_4$	$Q_{4,0}$	$Q_{4,1}$	$Q_{4,2}$	$Q_{4,3}$	$Q_{4,4}$

Tabla 1. Arreglo del método de Neville

El procedimiento hacia abajo en la tabla 1 corresponde a usar puntos consecutivos  $x_i$  con  $i$  más grande, y el procedimiento hacia la derecha corresponde a incrementar el grado del polinomio interpolador.

### 3.4 INTERPOLACIÓN HERMITE

Definición: Sean  $x_0, x_1, \dots, x_n$ ,  $n+1$  números distintos en  $[a, b]$  y  $m_i \in \mathbb{Z}^+$  asociado a  $x_i$  para  $i = 0, 1, \dots, n$ .

Sean

$$m = \max_{0 \leq i \leq n} m_i \quad \text{y} \quad f \in C^m[a, b]$$

el polinomio osculante que aproxima a  $f$  es el polinomio  $P$  de menor grado tal que:

$$\frac{d^k}{dx^k} P(x_i) = \frac{d^k}{dx^k} f(x_i) \quad \text{para } i = 0, 1, \dots, n$$

$$k = 0, 1, \dots, m_i$$

Cuando  $m_i = 1$  para  $i = 0, 1, \dots, n$  se producen los polinomios Hermite.

**Teorema:** Si  $f \in C^1[a, b]$  y  $x_i, x_{i+1} \in [a, b]$  son distintos, el único polinomio de menor grado que coincide con  $f$  y  $f'$  en  $x_i$  y  $x_{i+1}$  es un polinomio de grado a lo más  $2n+1$  dado por:

$$H_{2n+1}(x) = \sum_{j=0}^n f(x_j) H_{n,j}(x) + \sum_{j=0}^n f'(x_j) \hat{H}_{n,j}(x),$$

con  $n = 1$  entonces

$$H_3(x) = \sum_{j=i}^{i+1} f(x_j)H_{1,j}(x) + \sum_{j=i}^{i+1} f'(x_j)\hat{H}_{1,j}(x) \quad (6)$$

donde

$$H_{1,j}(x) = [1 - 2(x - x_j)L'_{1,j}(x_j)]L_{1,j}^2(x) \quad (7)$$

$$\hat{H}_{1,j}(x) = (x - x_j)L_{1,j}^2(x) \quad (8)$$

y  $L_{1,j}(x)$  representa el  $j$ -ésimo coeficiente del polinomio de Lagrange de orden 1.

Se puede demostrar que  $H_3(x_i) = f(x_i)$  y  $H_3'(x_i) = f'(x_i)$  si y sólo si  $H_{1,j}$  y  $\hat{H}_{1,j}$  cumplen las condiciones [3]:

$$\begin{aligned} a) H_{1,j}(x_i) &= \begin{cases} 0, & \text{si } j \neq i \\ 1, & \text{si } j = i \end{cases} & b) \frac{d}{dx} H_{1,j}(x_i) &= 0 \quad \forall i \\ c) \hat{H}_{1,j}(x_i) &= 0 \quad \forall i & d) \frac{d}{dx} \hat{H}_{1,j}(x_i) &= \begin{cases} 0, & \text{si } j \neq i \\ 1, & \text{si } j = i \end{cases} \end{aligned}$$

Veamos una implementación del polinomio de Hermite que no requiere del cálculo del polinomio de Lagrange.

Desarrollando las expresiones (6), (7) y (8) se tiene

$$H_3(x) = f(x_i)H_{1,i}(x) + f(x_{i+1})H_{1,i+1}(x) + f'(x_i)\hat{H}_{1,i}(x) + f'(x_{i+1})\hat{H}_{1,i+1}(x) \quad (9)$$

en donde

$$H_{1,i}(x) = [1 - 2(x - x_i)L'_{1,i}(x_i)]L_{1,i}^2(x) \quad (10)$$

$$H_{1,i+1}(x) = [1 - 2(x - x_{i+1})L'_{1,i+1}(x_{i+1})]L_{1,i+1}^2(x) \quad (11)$$

$$\hat{H}_{1,i}(x) = (x - x_i)L_{1,i}^2(x) \quad (12)$$

$$\hat{H}_{1,i+1}(x) = (x - x_{i+1})L_{1,i+1}^2(x) \quad (13)$$

y

$$L_{1,k}(x) = \prod_{\substack{l=i \\ l \neq k}}^{i+1} \frac{(x - x_l)}{(x_k - x_l)}, \quad k = i, i+1 \quad (14.i)$$

Por lo tanto

$$L_{1,i}(x) = \frac{x - x_{i+1}}{x_i - x_{i+1}}$$

$$L_{1,i+1}(x) = \frac{x - x_i}{x_{i+1} - x_i}$$

$$L'_{1,i}(x) = \frac{1}{x_i - x_{i+1}}$$

$$L'_{1,i+1}(x) = \frac{1}{x_{i+1} - x_i} .$$

Definiendo  $\Delta x_i = x_{i+1} - x_i$  y sustituyendo la ecuación (14) en las ecuaciones (10)-(13) se tiene:

$$H_{1,i}(x) = \frac{(x - x_{i+1})^2 [2(x - x_i) + \Delta x_i]}{\Delta x_i^3}$$

$$H_{1,i+1}(x) = \frac{(x - x_i)^2 [2(x_{i+1} - x) + \Delta x_i]}{\Delta x_i^3}$$

$$\hat{H}_{1,i}(x) = \frac{(x - x_i)(x_{i+1} - x)^2}{\Delta x_i^2}$$

$$\hat{H}_{1,i+1}(x) = \frac{(x - x_{i+1})(x - x_i)^2}{\Delta x_i^2}$$

Realizando el cambio de variable  $t = \frac{x - x_i}{\Delta x_i}$  se tiene:

$$\text{Si } x = x_i \quad \text{entonces } t = 0$$

$$\text{Si } x = x_{i+1} \quad \text{entonces } t = 1,$$

por lo tanto el rango  $[x_i, x_{i+1}]$  se transforma en el intervalo  $[0,1]$ .

Considerando además que :

$$H'_3(x) = \frac{d}{dx} H_3(t(x)) = H'_3(t)t' = H'_3(t) \frac{1}{\Delta x_i} \quad \text{y } f(x_i) = f_0, \quad f(x_{i+1}) = f_1,$$

$$f'(x_i) = f'_0 \Delta x_i, \quad f'(x_{i+1}) = f'_1 \Delta x_i$$

el polinomio de Hermite dado por (9):

$$H_3(x) = f(x_i) \frac{(x - x_{i+1})^2 [2(x - x_i) + \Delta x_i]}{\Delta x_i^3} + \frac{f(x_{i+1})(x - x_i)^2 [2(x_{i+1} - x) + \Delta x_i]}{\Delta x_i^3} +$$

$$f'(x_i) \frac{(x - x_i)(x_{i+1} - x)^2}{\Delta x_i^2} + \frac{f'(x_{i+1})(x - x_{i+1})(x - x_i)^2}{\Delta x_i^2}$$

se puede reescribir como:

$$H_3(t) = f_0(1-2t)(t-1)^2 + f_1 t^2(3-2t) + f'_0(t-1)^2 t + f'_1 t^2(t-1)$$

$$H_3(t) = f_0(2t^3 - 3t^2 + 1) + f_1(-2t^3 + 3t^2) + f'_0(t^3 - 2t^2 + t) + f'_1(t^3 - t^2) \quad (14.ii)$$

por lo tanto  $H_3$  queda definido por:

$$H_3(t) = T \cdot M_H \cdot G_H \quad \text{en donde}$$

$$T = [t^3 \quad t^2 \quad t \quad 1]$$

$$M_H = \begin{bmatrix} 2 & -2 & 1 & 1 \\ -3 & 3 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{y} \quad G_H = \begin{bmatrix} f_0 \\ f_1 \\ f'_0 \\ f'_1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

En resumen, la forma Hermite de un segmento de curva polinomial cúbico es determinada por restricciones sobre los puntos finales  $f_0$  y  $f_1$  y vectores tangenciales en los puntos finales  $f'_0$  y  $f'_1$ .

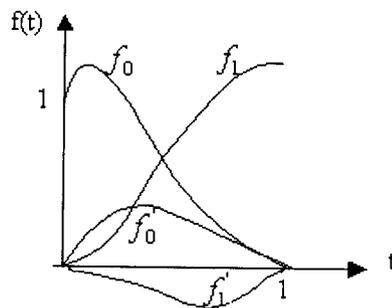


Figura 12. Funciones Hermite "blending".

Expandiendo el producto  $T \cdot M_H$  proporciona las funciones Hermite “blending” como polinomios que ponderan cada elemento del vector  $G_H$  ecuación (14.ii), la figura 12 muestra estas funciones.

La figura 13 muestra algunas curvas Hermite con vectores tangenciales constantes pero en diferente dirección.

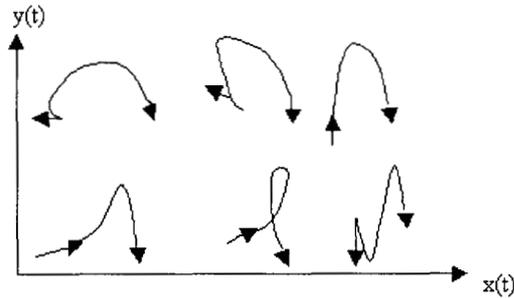


Figura 13. Familia de curvas hermite

La gráfica de la figura 14 es una serie de curvas hermite donde sólo  $f_0'$ , el vector tangencial en  $f_0$  varía para cada curva, incrementando en magnitud la elevación de la curva.

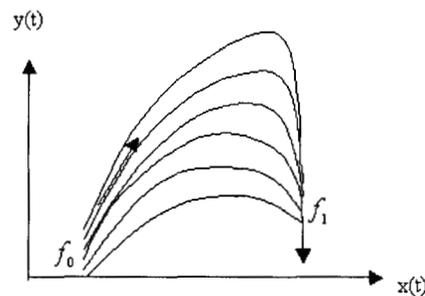


Figura 14. Familia de curvas hermita

### 3.5 INTERPOLACIÓN SPLINE

La interpolación polinómica se basa en un ajuste simultáneo (global), y exacto del polinomio con la función en los puntos específicos. Cuando este número aumenta, el ajuste se consigue a base de aumentar el grado del polinomio, esto introduce oscilaciones importante en el polinomio interpolante y sus derivadas lo cual implica un aumento del error de la interpolación [5].

Una alternativa lo representa las funciones “spline”, que permiten construir el polinomio interpolado por “segmentos”, es decir, considerando sólo un número reducido de puntos y por lo tanto un polinomio de grado inferior. Esto requiere imponer condiciones adicionales de continuidad en las derivadas sucesivas de los polinomios, para garantizar la suavidad de la conexión de los segmentos.

**Definición:** Sean  $a = x_0 < x_1 < \dots < x_n = b, n + 1$  abscisas y  $f_0, f_1, \dots, f_n, n + 1$  valores. Una función spline de orden  $p$ , interpolador de los datos  $\{(x_i, f_i), i = 0, \dots, n\}$  es una función real  $S$  definida en  $[a, b]$  que satisface:

- i)  $S$  es clase  $C^{p-1}[a, b]$ .
- ii) En cada subintervalo  $[x_i, x_{i+1}], i = 0, \dots, n - 1, S$  es un polinomio  $S_i$  de grado  $p$ .
- iii)  $S(x_i) = f_i$  para todo  $i = 0, \dots, n$ .

El polinomio  $S_i$  puede ser distinto en cada subintervalo. En esta sección nos enfocaremos en la existencia de estas funciones interpolantes para  $p = 3$ .

**Teorema [5]:** Dado el conjunto de datos  $\{(x_i, f_i); i = 0, 1, \dots, n\}$  existen dos únicos spline cúbicos interpoladores de los datos y que satisfacen respectivamente las condiciones siguientes:

- i)  $S'''(x_0) = S'''(x_n) = 0$
- ii)  $S'(x_0) = f'_0; S'(x_n) = f'_n$  siendo  $f'_0$  e  $f'_n$  datos

Sean  $f''_0, \dots, f''_n, n + 1$  valores a determinar y  $q(x)$  una función lineal en cada subintervalo  $[x_i, x_{i+1}]$ , y tal que  $q(x_i) = f''_i$  para cada  $i = 0, 1, \dots, n$ . Integrando  $q(x)$  dos veces se obtiene una función que en cada subintervalo  $[x_i, x_{i+1}]$  es un polinomio cúbico.

Escogiendo de forma adecuada los  $n + 1$  valores  $f''_0, \dots, f''_n$  la función  $S(x)$  que se obtiene integrando  $q(x)$  dos veces es el spline que se desea. Definiendo

$$S''_i(x) = f''_i \frac{x_{i+1} - x}{h_i} + f''_{i+1} \frac{x - x_i}{h_i}, 0 \leq i \leq n - 1$$

donde  $h_i = \Delta x_i = x_{i+1} - x_i, i = 0, \dots, n - 1$ . Se puede comprobar que  $S''(x)$  es continua en  $[a, b]$  y satisface  $S''(x_i) = f''_i, 0 \leq i \leq n$ . Integrando dos veces se obtiene

$$S_i(x) = \frac{f''_i}{6h_i}(x_{i+1} - x)^3 + \frac{f''_{i+1}}{6h_i}(x - x_i)^3 + a_i(x - x_i) + b_i(x_{i+1} - x) \quad (16)$$

donde  $a_i$  y  $b_i$  son constantes de integración. Para que  $S(x)$  sea continua y satisfaga las condiciones de interpolación se han de verificar

$$S_i(x_i) = f_i, \quad S_i(x_{i+1}) = f_{i+1}, \quad 0 \leq i \leq n-1$$

Sustituyendo estas condiciones en (16) se tiene

$$a_i = \frac{f_{i+1}}{h_i} - \frac{f''_{i+1} h_i}{6} \quad \text{y} \quad b_i = \frac{f_i}{h_i} - \frac{f''_i h_i}{6}$$

y por lo tanto,

$$S_i(x) = \frac{f_i}{6h_i}(x_{i+1} - x)^3 + \frac{f_{i+1}}{6h_i}(x - x_i)^3 + \left( \frac{f_{i+1}}{h_i} - \frac{f''_{i+1} h_i}{6} \right) (x - x_i) + \left( \frac{f_i}{h_i} - \frac{f''_i h_i}{6} \right) (x_{i+1} - x) \quad (17)$$

para todo  $0 \leq i \leq n-1$ . Diferenciando (17) resulta

$$S'_i(x) = -\frac{f''_i}{2h_i}(x_{i+1} - x)^2 + \frac{f''_{i+1}}{2h_i}(x - x_i)^2 + \frac{\Delta y_i}{h_i} - \frac{h_i}{6}(f''_{i+1} - f''_i) \quad (18)$$

para todo  $0 \leq i \leq n-1$  con  $\Delta f_i = f_{i+1} - f_i$ . Puesto que  $S'_i(x)$  debe ser continua los coeficientes  $f''_0, \dots, f''_n$  deberán verificar las condiciones

$$S'_i(x_i) = S'_{i-1}, \quad 1 \leq i \leq n-1.$$

Sustituyendo las condiciones anteriores en (18) dan lugar al sistema de (n-1) ecuaciones lineales

$$h_{i-1} f''_{i-1} + 2(h_i + h_{i-1}) f''_i + h_i f''_{i+1} = c_i \quad 1 \leq i \leq n-1 \quad (19)$$

siendo

$$c_i = 6 \left( \frac{\Delta f_i}{h_i} - \frac{\Delta f_{i-1}}{h_{i-1}} \right)$$

Suponiendo i) Entonces  $f''_0 = f''_n = 0$  y los restantes coeficientes  $f''_1, \dots, f''_{n-1}$  serán la solución del sistema tri-diagonal:

$$\begin{bmatrix} d_1 & h_1 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ h_1 & d_2 & h_2 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & h_2 & d_3 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & h_{n-3} & d_{n-2} & h_{n-2} \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & h_{n-2} & d_{n-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f''_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ f''_{n-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ c_{n-1} \end{bmatrix}$$

donde  $d_i = 2(h_i + h_{i-1})$ ,  $1 \leq i \leq n - 1$ . La matriz  $A$  del sistema anterior posee una única solución. Si se satisface ii) debe de cumplirse

$$\frac{h_0}{6} f''_1 + \frac{h_0}{3} f''_0 = \frac{\Delta f_0}{h_0} - f'_0$$

y

$$\frac{h_{n-1}}{3} f''_n + \frac{h_{n-1}}{6} f''_{n-1} = f'_n - \frac{\Delta f_{n-1}}{h_{n-1}}$$

en conjunto con (18) formando un sistema de ecuaciones lineales  $(n + 1) \times (n + 1)$  cuya matriz también es tridiagonal y diagonalmente dominante.

La siguiente sección describe un ejemplo de superficies. Se seleccionó la superficie hermite considerando la extensión 1D expuesta anteriormente.

### 3.6 SUPERFICIE HERMITE

Generalizando el tratamiento de las curvas paramétricas cúbicas de la sección anterior incluyendo ahora  $s$  y  $t$  se tiene que la superficie hermite esta definida por :

$$x(s,t) = S * M_H * G_H(t) = S * M_H \begin{bmatrix} P_1(t) \\ P_4(t) \\ R_1(t) \\ R_4(t) \end{bmatrix} \quad (20)$$

en donde  $P_1(t)$  y  $P_4(t)$  definen los componentes  $x$  de los puntos iniciales y finales para la curva en el parámetro. De manera similar  $R_1(t)$  y  $R_4(t)$  son los vectores tangenciales para esos puntos. Es decir el vector  $G_H$  no es constante. La superficie del parche es esencialmente una interpolación cúbica entre  $P_1(t) = Q(0,t)$  y  $P_4(t) = Q(1,t)$  o alternativamente entre  $Q(s,0)$  y  $Q(s,1)$ . La figura (8) muestra  $P_1(t)$ ,  $P_4(t)$ , y el cúbico en  $s$  que es definido cuando  $t = 0.0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8$  y  $1.0$ .

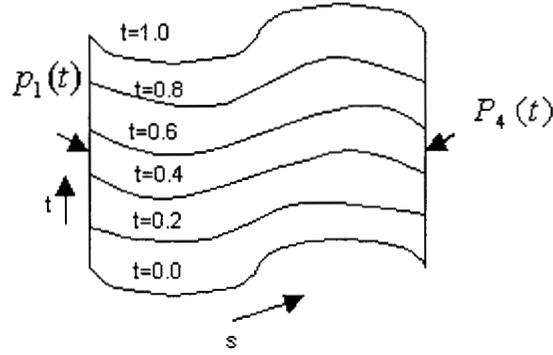


Figura 11. Superficie Hermite

Asumiendo que cada  $P_1(t)$ ,  $P_4(t)$ ,  $R_1(t)$ ,  $R_4(t)$  se puede representar en forma Hermite como

$$P_1(t) = T * M_H \begin{bmatrix} g_{11} \\ g_{12} \\ g_{13} \\ g_{14} \end{bmatrix}, \quad P_4(t) = T * M_H \begin{bmatrix} g_{21} \\ g_{22} \\ g_{23} \\ g_{24} \end{bmatrix}, \quad (21)$$

$$R_1(t) = T * M_H \begin{bmatrix} g_{31} \\ g_{32} \\ g_{33} \\ g_{34} \end{bmatrix}, \quad R_4(t) = T * M_H \begin{bmatrix} g_{41} \\ g_{42} \\ g_{43} \\ g_{44} \end{bmatrix}$$

en donde las  $g_{ij}$  están en términos de los valores usados en la descripción 1D de la sección anterior  $[P_1(t) \ P_4(t) \ R_1(t) \ R_4(t)] = T * M_H * G_{H_x}^T$  (22) donde

$$G_{H_x} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} & g_{13} & g_{14} \\ g_{21} & g_{22} & g_{23} & g_{24} \\ g_{31} & g_{32} & g_{33} & g_{34} \\ g_{41} & g_{42} & g_{43} & g_{44} \end{bmatrix}. \quad (23)$$

Transponiendo ambos lados de (22) se tiene:

$$\begin{bmatrix} P_1(t) \\ P_4(t) \\ R_1(t) \\ R_4(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} & g_{13} & g_{14} \\ g_{21} & g_{22} & g_{23} & g_{24} \\ g_{31} & g_{32} & g_{33} & g_{34} \\ g_{41} & g_{42} & g_{43} & g_{44} \end{bmatrix} M_H^T * T^T = G_H * M_H^T * T^T, \quad (24)$$

y sustituyendo (24) en (20)

$$x(s,t) = S * M_H * G_{Hx} * M_H^T * T^T$$

en forma similar:

$$y(s,t) = S * M_H * G_{Hy} * M_H^T * T^T$$

$$z(s,t) = S * M_H * G_{Hz} * M_H^T * T^T$$

en donde  $G_{Hx}$  se escribe como

$$GH_x = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \frac{df}{dt}(0,0) & \frac{df}{dt}(0,1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \frac{df}{dt}(1,0) & \frac{df}{dt}(1,1) \\ \frac{df}{ds}(0,0) & \frac{df}{ds}(0,1) & \frac{d^2f}{dsdt}(0,0) & \frac{d^2f}{dsdt}(0,1) \\ \frac{df}{ds}(1,0) & \frac{df}{ds}(1,1) & \frac{d^2f}{dsdt}(1,0) & \frac{d^2f}{dsdt}(1,1) \end{bmatrix}$$

La parte superior izquierda  $2 \times 2$  de la matriz  $G_{Hx}$  corresponde a las coordenadas  $x$  de las cuatro esquinas del parche, la parte superior derecha e inferior izquierda de  $2 \times 2$  las coordenadas  $x$  del vector tangencial en cada una de las direcciones  $s$ ,  $t$ , la porción inferior derecha  $2 \times 2$  tiene las derivadas parciales con respecto a  $s$  y  $t$ .

## **BIBLIOGRAFÍA**

- [1] G.J.Grevera and J.K. Udupa, "An Objective comparison of 3d imagen injterpolation methods", IEEE Trans medi Imag, vol 17, No.4,pp 642-652, 1998.
- [2]. M.Zhoun, H.Zhang, R.Shaw and F.S.Barnos," Real time Multichannel Computer electrogastrograph", IEEE. Trans on Biomedical Engineering, Vol 44,No.12, 1997
- [3] R. Burden, J.D. Faires, " Análisis Numérico", Capitulo 3, editorial Iberoamericana, pp.93-140, 1985
- [4] D.J. Foley, A.V. Dam, S.K. Ferner and J.F. Hughes, " Computer Graphics Principles and Practice", Chap 11,Edit. Addison Wesley, pp 471-532, 1992.
- [5] Arraga Fernando, "Análisis Matemático con Aplicaciones en computación", McGraw Hill, pp. 533-557, Madrid 1987

## **CAPITULO IV**

### ***EVALUACION DEL DESEMPEÑO DE LAS TECNICAS DE INTERPOLACION***

A pesar de que la interpolación de imágenes no es un área del conocimiento reciente aún es un tema de investigación, y de publicación, el identificar que técnica de interpolación es más adecuada para una aplicación específica. Por ejemplo, en el "IEEE Transaction on Medical Imaging" frecuentemente aparecen artículos referentes a este tema [6,9,11]. Con relación a la formación de una imagen funcional pulmonar en base a sonidos respiratorios no existen intentos previos al respecto por lo que es adecuado, y procedente, evaluar diferentes técnicas de interpolación.

Para algunas tareas específicas, la evaluación de la formación de imágenes puede ser desarrollada por el observador humano[8]. Sin embargo, esto es costoso y complejo ya que requiere un gran número de observadores además, cada uno tiene que analizar varias imágenes bajo condiciones cuidadosamente controladas. Fuera de estos métodos de evaluación se tienen los métodos cuantitativos, los cuales se apoyan en medidas estadísticas. Finalmente, se podría realizar la comparación de las técnicas usando una imagen de referencia.

Un primer indicador del desempeño de un interpolador es dado por el tipo de función a interpolar por el método de interpolación seleccionado. Por ejemplo, en el caso de una técnica de interpolación lineal se puede reconstruir un polinomio de primer orden. El método de interpolación de vecinos próximos reconstruye una función sólo cuando la función es una constante.

Otra forma de evaluar las técnicas de interpolación es el uso de medidas estadísticas, como el error cuadrático medio, [1,4,9]. Esta forma de evaluación es la que posiblemente se encuentra en mayor medida en la literatura en conjunto con la evaluación de imágenes por diferentes sujetos [11].

Por otro lado, la respuesta en frecuencia de un interpolador ideal es una función rectangular con valor de uno en el intervalo  $[-\pi, \pi]$ , y cero en otro caso [11]. El uso de un interpolador ideal permite pasar sin distorsión cada componente de frecuencia de una función de banda limitada.

## 4.1 ANTECEDENTES

Durante los últimos años se han realizado varios estudios para evaluar las diferentes técnicas de interpolación. Sin embargo, aún siguen apareciendo artículos en donde se evalúa diferentes técnicas debido a que su comportamiento y desempeño depende de la aplicación [3,4,5]. A continuación se proporciona una breve descripción de los diferentes métodos de interpolación y medidas de evaluación de desempeño. Esta descripción permitirá definir la metodología a seguir para valorar los diferentes métodos de interpolación propuestos en la presente tesis.

Diversos estudios que incluyen comparaciones entre diferentes técnicas de interpolación se han realizado en el área de electroencefalografía. En el trabajo reportado por Perrin, Bertrand y Peiner en 1987 [1] se generaron mapas de la densidad de corriente sobre el cuero cabelludo. Se obtuvieron registros usando 19 electrodos de acuerdo al sistema 10-20 y un conjunto más denso de 41 electrodos. Los métodos de interpolación fueron las spline de superficie de segundo, tercero y cuarto grado. Para la evaluación de las técnicas de interpolación y los diferentes grados del interpolador se calculó el error cuadrático medio, el máximo error, y errores de localización de valores extremos. Visualmente los tres grados analizados dan una buena representación sin embargo, el interpolador de grado 3 parece el mejor de todos, lo cual se confirmó con los resultados estadísticos.

A. Soong, J.C. y colaboradores en 1993 realizaron comparaciones sistemáticas de las técnicas de interpolación para el mapeo topográfico [4]. Un trabajo relacionado, que utiliza medidas estadísticas similares para mapas cerebrales con derivación de la fuente, es el realizado por T.Criollo, D.M Simpson e Infantosi en 1997 [7]. Ambos estudios incluyen los métodos de interpolación más usados en esta área como son vecinos

próximos, spline plana y esférica. El método de evaluación incluyó una validación cruzada en donde el potencial registrado en cada posición de los 31 electrodos incluidos en el análisis fue a su vez calculado por las técnicas de interpolación desde otras posiciones. El error en la interpolación es descrito usando varias medidas, todas basadas sobre la diferencia entre los potenciales medidos y los calculados o estimados. Entre estas medidas se tiene: inexactitud del interpolador, el sesgo y su varianza. El error en la interpolación se define como la diferencia entre el potencial estimado y el medido como  $V_r(i, j) = V_p(i, j) - V_m(i, j)$  donde  $V_p$  es el valor estimado con la técnica de interpolación y  $V_m$  corresponde al valor medido, para un electrodo  $i$ , en la  $j$ -ésima muestra. La varianza residual normalizada (nrv) es una medida de la inexactitud del interpolador, e incluye el sesgo del error y su varianza. El nrv se define como:

$$nrv = \frac{\sigma_r^2}{\sigma_m^2} \quad \text{en donde}$$

$$\sigma_r^2 = \frac{1}{N_s T} \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^T V_r(i, j)^2$$

$$\sigma_m^2 = \frac{1}{N_s T} \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^T V_m(i, j)^2 ,$$

$T$  es el número de muestras y  $N_s$  el número de electrodos.

Intuitivamente el nrv es la varianza de la forma de onda del potencial que no es tomado en cuenta por la técnica de interpolación. Por lo tanto, el valor de nrv para un interpolador perfecto es cero.

La precisión del interpolador (cv) describe la cercanía de la forma de onda estimada con la forma de onda medida; el valor de cv para un interpolador preciso debe ser uno y se define como:

$$cv = \frac{\sigma_{pm}^2}{\sqrt{\sigma_p^2 \sigma_m^2}}$$

$$\text{en donde } \sigma_{pm}^2 = \frac{1}{N_s T} \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^T (V_p(i, j) * V_m(i, j)) \quad \text{y} \quad \sigma_p^2 = \frac{1}{N_s T} \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^T V_p(i, j)^2 .$$

La correlación entre la señal residual y la señal medida (rcv) es una medida de sesgo, provee de un índice de subestimación del interpolador si el valor es negativo o

sobreestimación, si éste valor es positivo. El valor de rcv debe ser cercano a cero, y esta definido por

$$rcv = \frac{\sigma_{rm}^2}{\sigma_r^2 \sigma_m^2}$$

en donde  $\sigma_{rm}^2 = \frac{1}{N_s T} \sum_{i=1}^{N_s} \sum_{j=1}^T (V_r(i, j) * V_m(i, j))$ .

Finalmente, el cálculo del máximo error residual cuadrático es una medida de tolerancia porque proporciona el rango de error entre el valor estimado por cada una de las técnicas de interpolación y los valores medidos. Se define como

$$mse = \max \left\{ v_r^2(i, j) \right\} \sigma_m^2$$

Un interpolador de alta tolerancia debe tener un valor de mse cerca de cero. Algunos de los resultados del desempeño de las técnicas encontradas en [4] son mostrado en la tabla 2.

Técnica	nrv	cv	rcv	mse
Vecinos próximos	0.097	0.951	-0.145	0.496
Spline plana (SP)	0.059	0.970	-0.0051	0.277
Spline esférica (SS)	0.056	0.971	-0.055	0.292

Tabla 2. Resumen del desempeño de tres técnicas de interpolación [4].

La tabla 2 muestra el desempeño de las técnicas de interpolación escogidas para el mejor orden, donde se observa que las técnicas de interpolación global son mejores que las locales, además de existir pequeñas diferencias entre SP y SS. Con respecto a PS y SS se presentó un claro patrón de que al incrementar el orden del interpolador se produce una degradación en la precisión y exactitud de la medida pero una mejor medida de sesgo y tolerancia.

Existe otro tipo de medidas que han sido consideradas para la evaluación de diferentes técnicas en tareas específicas. Donal Monro en 1980 [10] realiza un mapeo superficial para una aplicación electrocardiográfica, tomando medidas en diferentes posiciones con un sistema de electrodos y generando mapas superficiales. Los métodos de interpolación spline, transformada rápida de Fourier Y Chebyshev fueron usados en esta aplicación. El sistema de medidas consistió de tres filas cada una de ocho columnas de electrodos. Las medidas se realizaron comparando medidas originales con los valores de interpolación y con la medida del error (RMS). Los resultados mostraron que hay diferencias muy pequeñas entre el método Chebyshev y el spline en términos de la medida del error RMS, sin embargo visualmente se sugiere que Chebyshev es mejor.

En la generación de mapas tridimensionales cerebrales con base en EEG se han realizado algunos estudios para evaluar el desempeño de las diferentes técnicas de interpolación. Una evaluación estadística es la realizada por L.Soufflet y colaboradores en 1991 [5] para encontrar el mejor método entre tres familias matemáticas: baricéntrica, polinomial y spline. Una primera evaluación consistió en comparar 64 valores reales (imagen patrón) con 64 interpolados; las medidas estadísticas fueron la raíz del error

cuadrático medio (RMSE) definido por  $\frac{V_r - V_e}{V_r}$  en donde  $V_r = (V_{r_1}, V_{r_2}, \dots, V_{r_n})^T$

corresponden a los valores reales y  $V_e = (V_{e_1}, V_{e_2}, \dots, V_{e_n})^T$  son los valores estimados por la técnica de interpolación. El error de localización de máximo (ELM) definido por

$\left( \overline{C_p E_r}, \overline{C_p E_e} \right)$  donde  $C_p$  es un punto en el espacio localizado equidistante entre la

nasion y el inion;  $E_r$  corresponde al electrodo de sobre-muestreo en el cual la máxima actividad eléctrica es registrada sobre un área específica del cuero cabelludo y  $E_p$  es el

electrodo de sobre-muestreo estimado por el método de interpolación sobre la misma área. Un coeficiente de sobre voltaje (COM), que es el equivalente al valor (rcv) realizado

en otros trabajos, definido como  $\frac{V_{e_{max}}}{V_{r_{max}}}$  que son los valores correspondientes a los

electrodos  $E_p$  y  $E_r$ . Algunos de los resultados estadísticos obtenidos por promediación

de 108 mapas se muestran en la tabla 3. De los resultados obtenidos los autores indican que no se puede concluir que la interpolación por medio de spline es realmente mejor que la obtenida por la baricéntrica. Los autores se decidieron por la interpolación utilizando la Dm spline 3D de orden 2 que presenta valores pequeños de RMSE y ELM y mapas visualmente atractivos. Sin embargo, indican que es necesario una valoración clínica en una población mayor que presente patologías como la epilepsia.

Técnica	RMSE	ELM	COM
Baricéntrica	0.190	10.69	0.852
Polimomial	0.217	17.23	0.784
Dm spline 3D	0.198	11.44	0.856
Spline Esférica	0.205	12.12	0.880

Tabla 3. Resultados de las medidas de RMSE, ELM y COM

George Grevera y Jayaram K. Udupa realizaron una comparación objetiva de algunos métodos de interpolación en 1998 [6]. En los estudios de reconstrucción tridimensional las técnicas de interpolación se pueden dividir en dos grupos: los denominados basados en escena y los basados en objeto. En la primera técnica los valores de intensidad interpolados se determinan directamente de los valores de intensidad de una escena dada mientras que en el método basado en objeto alguna información del objeto se extrae para guiar el proceso de interpolación. Los métodos de interpolación analizados fueron vecinos próximos (nn), interpolación lineal de niveles de grises (l), interpolación spline cúbica de niveles de grises, interpolación spline cúbica modificada de niveles de grises (mcs), Goshtasby (g), y tres métodos basados en el manejo de niveles de grises por forma denominados b20, sbz1 y sba. Los grupos de imágenes de prueba fueron Resonancia magnética cerebral, Resonancia magnética del pie, Topografía computarizada de la cabeza y Resonancia magnética angiográfica. Cada corte de cada escena en estos grupos fue estimada usando cada método de interpolación. Una vez seleccionados los datos se realizaron comparaciones usando figuras de mérito como el error cuadrático medio, el número de lugares en desacuerdo y diferencias extremas, las cuales se definieron para algún método  $m$  y escena  $S$ .

Los valores de las tres figuras  $FOM_m^i(S)$ ,  $1 \leq i \leq 3$  como:

$$FOM_m^1(S) = \frac{1}{NS_m} \sum \sum (F^k(v) - F_m^k(v))^2$$

$$FOM_m^2(S) = \sum \sum \tau(|F^k(v) - F_m^k(v)|) \quad \text{donde} \quad \tau(x) \begin{cases} 1 & x > \theta \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

$$FOM_m^3(S) = \max\{|F^k(v) - F_m^k(v)|\}$$

respectivamente, donde  $F^k(v)$  se define como el valor de gris de cada uno de los cortes estimados y  $F_m^k$  corresponde al valor del nivel de gris en cada uno de los cortes medidos. La medida del número de lugares en desacuerdo indica el número de voxeles en el cual el valor dentro del k-ésimo corte difiere de un valor fijo de  $\theta$ . La diferencia extrema provee de un índice de la desviación máxima de la intensidad dentro del k-ésimo corte de la escena interpolada.

Posteriormente se aplicó un análisis estadístico para lo cual se calculó las figuras de mérito para todas las escenas y todos los métodos realizando comparaciones entre ellos por pares. Algunos de estos resultados se pueden observar en la tabla 4. Los resultados del estudio mostraron que de los ocho métodos analizados el método de manejo de nivel de gris por forma claramente muestra un desempeño superior sobre los otros.

Métodos	Error cuadrático medio	Lugares en desacuerdo	Diferencias extremas
sba/g	9.31+	1.63+	5.45+
sba/nn	34.63+	2.13+	20.33+
sbz1/cs	10.0+	1.88+	1.86+
sbz1/nn	32.39+	1.19+	21.35+
g/mcs	3.47+	1.20+	5.19-
g/cs	4.05+	1.21+	4.88-
g/l	2.40+	0.35-	5.72+
sbz1/sbz0	1.62+	0.97-	9.65+

Tabla 4. Relevancia estadística, comparaciones en pares. El símbolo "+" indica que el primer método en la pareja presenta un mejor comportamiento que el segundo, y el símbolo "-" indica lo contrario, que el segundo tiene mejor desempeño que el primero [6].

Un año después Grevera y Udupa [3] nuevamente evaluaron algunas técnicas de interpolación para imágenes 3D pero esta vez para un problema específico. El objetivo de este estudio fue evaluar cómo los métodos de interpolación influyen en la exactitud de la cuantificación del volumen total de lesiones cerebrales en pacientes con esclerosis múltiple. En este estudio se utilizaron dos formas de sub-muestreo de una escena original los cuales se denominaron S1 y S2. En S1 se dejaron fuera cortes alternados mientras que en S2 se consideraron renglones y columnas alternadas. Las técnicas de interpolación usadas fueron interpolación lineal de nivel de gris (ln1), interpolación basados en forma (sba1) y el método goshtasby (go1). Las medidas de comparación usadas fueron fracción de volumen falsos negativos (fnvf), fracción de volumen falsos positivos (fpvf), fracción de volumen verdaderos (tpfv) y un índice de similitud (si), definidas como:

$$fnvf_1 = \frac{fn_1}{L_{or}}$$

$$fpvf_1 = \frac{fp_1}{L_{or}}$$

$$tpvf_I = \frac{tp_{IO}}{L_{or}} \quad y$$

$$si_I = 1 - \frac{fn_I \cup fp_I}{L_{or} \cup L_I}$$

en

donde:

$L_{or} = \{v \in V \mid f_{or}(v) = 1\}$ ,  $L_I = \{v \in V \mid f_I(v) = 1\}$  y  $I \in \{I_{n1}, g_{o1}, sba_1, I_{n2}, sba_2\}$ , este último conjunto corresponde al grupo de métodos de interpolación. En donde  $fn_I = L_{or} - L_I$  corresponde al grupo de voxels falsos negativos,  $fp_I = L_I - L_{or}$  define el grupo de voxels falsos positivos y  $tp_I = L_{or} \cap L_I$  el grupo de voxels verdaderos. Las medidas fueron calculadas para todos los estudios y todos los métodos propuestos. Posteriormente una prueba t-student se aplicó para encontrar el mejor método de interpolación.

	S1			S2		
Medidas	go1	ln1	sba1	ln2	Sba2	
Fnvf	0.70	<u>0.70</u>	<u>0.70</u>	0.41	<u>0.40</u>	
Fpvf	0.39	<u>0.38</u>	0.56	<u>0.28</u>	0.28	
Tpvf	0.30	0.30	<u>0.30</u>	0.59	<u>0.60</u>	
Si	0.22	<u>0.22</u>	0.20	<u>0.48</u>	0.40	

Tabla 5. Media de los valores aplicando una prueba t-student.

La tabla 5 resume el promedio de las medidas sobre 10 estudios donde se subraya el mejor resultado. Se observó que todos los métodos de interpolación producen resultados que son diferentes en forma estadísticamente significativa. En resumen, el experimento indica que sba es generalmente más preciso que ln y go para la definición de lesiones, especialmente para lesiones que no son muy pequeñas, pero se puede requerir de un mayor esfuerzo para eliminar falsos positivos.

Un número de técnicas han sido usadas para construir mapas electroencefalográficos en base a un número finito de valores conocidos limitado por el número de electrodos de registro. El desempeño del mapeo depende en gran medida de la técnica de interpolación y de la información espacial que involucra el número de electrodos y el sitio de colocación. En general, un número de electrodos de registros (entre 8 y 25) son usados en aplicaciones clínicas, lo cual limita la resolución espacial. Pei Chen Lo en 1999 [2] realizó un estudio sobre mapeo tridimensional de potenciales cerebrales donde los métodos filtrado 3D, cuatro vecinos próximos y spline esféricos fueron evaluados para determinar su desempeño para esta tarea. En este estudio 3 arreglos de 19, 33 y 45 electrodos fueron distribuidos sobre el cuero cabelludo. El desempeño de las técnicas se evaluaron a partir de la medida de desviación (criterio de error) y tiempo computacional.

<b>Tiempo</b>	<b>Filtrado 3D</b>	<b>4NN</b>	<b>Spline esferica (m=3)</b>
19	0.72	0.36	0.72
33	0.71	0.47	0.6
45	0.72	3	4.2

Tabla 6. Tiempos computacionales de las diferentes técnicas de interpolación.

<b>Arreglo de electrodos</b>	<b>Filtrado 3D</b>	<b>4NN</b>	<b>Spline esferica m=3</b>
19	0.20	0.20	0.15
33	0.17	0.16	0.10
45	0.15	0.13	0.07

Tabla 7. Medida de desviación estándar.

Los resultados en la tabla 6 muestran que el tiempo computacional (aproximadamente de 0.7 s) requerido en el método 3D fue independiente del número de electrodos, lo cual es una ventaja respecto a los otros métodos de interpolación que muestran un aumento con respecto al aumento de electrodos. En la tabla 7 la desviación más pequeña se encuentra con el método spline indicando un mejor desempeño y que mejora de manera considerable al aumentar los electrodos.

A final del capítulo la tabla 8 resume las medidas que han sido aplicadas tanto para imágenes bidimensionales como tridimensionales. Sin embargo, es importante el hecho que aunque se han realizado estos trabajos es difícil definir con exactitud la mejor técnica ya que dependiendo de su aplicación los resultados pueden variar y el método que resulta adecuado para una tarea específica no asegura el mismo comportamiento cuando ésta es diferente.

## METODOS DE EVALUACION

ARTICULO	AUTORES	AÑO	METODO	MEDIDA	DEFINICION	DESCRIPCION
5	L. Soufflet M. Toussaint	1991	Sobremuestreo		$Vr = (Vr1, Vr2, \dots, Vrn)^t$ $Ve = (Ve1, Ve2, \dots, Ven)$ Vr. Valor real Ve. Valor esperado	Se realizarón evaluaciones con 64 electrodos y 28 electrodos.
				Error normalizado <b>RMSE</b>	$\  Vr - Ve \  / \  Vr \ $	
4	Anthony C. K Jonh C. Lind Greg R. Shaw	1993		Error de localización Extrema. <b>ELM</b>	$(\overline{CpEr}, \overline{CpEe})$	Cp. Punto equidistante entre dos puntos de referencia. Er. Máxima actividad eléctrica Registrada en una área específica Ee. Máxima actividad eléctrica estimada en la misma área
				Coefficiente de sobre-Voltaje. <b>COM</b>	$V_{max} / V_{rmax}$	Muestra la sobrestimación o subestimación de la amplitud Extrema del mapa. < 1. Subestimacion > 1. Sobrestimacion
7	Tierra_Criollo Infantosi. A.	1997		Epoca residual <b>Vr(i,j)</b>	$Vp(i,j) - Vm(i,j)$	Vp. Valor estimado Vm. Valor medido (i,j). Punto especifico sobre el craneo
				Varianza de la época residual <b><math>\sigma^2</math></b>	$(1/N_s T) \sum_{i=j=1}^{N_s T} Vr(i,j)^2$	

## METODOS DE EVALUACION

ARTICULO	AUTORES	AÑO	METODO	MEDIDA	DEFINICION	DESCRIPCION
				Varianza de la época <b>medida</b> $\sigma_m^2$	$(1/N_s T) \sum_{i,j=1}^{N_s T} V_m(i,j)^2$	T . Número de muestras <b>Ns . Número de electrodos</b>
				Covarianza entre la época estimada y la época <b>medida</b> $\sigma_{pm}^2$	$(1/N_s T) \sum_{i,j=1}^{N_s T} V_p(i,j) * V_m(i,j)$	Medida de similitud
				Covarianza entre la época residual y la época <b>medida</b> . $\sigma_{rm}^2$	$(1/N_s T) \sum_{i,j=1}^{N_s T} V_r(i,j) * V_m(i,j)$	
				Varianza residual normalizada. <b>nrV</b>	$\sigma_r^2 / \sigma_m^2 \sim 0$	Es una medida de la inexactitud del interpolador, por lo que incluye el error de sesgo y varianzas sin importar que sea sistemático o aleatorio.
				Covarianza estimada <b>cv</b>	$\sigma_{pm}^2 / (\sigma_p^2 \sigma_m^2)^{1/2} \sim 1$	Es una medida de precisión del interpolador
				Covarianza residual es la correlación entre la señal residual y la señal <b>medida</b> . <b>cvr</b>	$\sigma_{rm}^2 / (\sigma_r^2 \sigma_m^2)^{1/2}$	Sobrestimación de medida en el EEG, esta es considerada como una medida de sesgo, un valor (-) indica subestimación y un valor (+) sobrestimación

## METODOS DE EVALUACION

ARTICULO	AUTORES	AÑO	METODO	MEDIDA	DEFINICION	DESCRIPCION
6 Una comparación objetiva de imágenes 3D. Métodos de interpolación	G. Grevera J.K. Udupa	1998		Máximo error residual cuadrático	$\max\{\sqrt{r^2(i,j)}\} / \sigma m^2 \sim 0$	Es una medida de tolerancia que proporciona una indicación del rango del error entre el valor estimado en relación al valor medido, un interpolador de alta tolerancia=0
				Diferencia de la medida cuadrática $FOMm^1(S)$	$1/N(Sm) \sum \sum (F^k(v) - F_m^k(v))^2$	Es la misma medida del error cuadrático $F^k(v)$ y $F_m^k(v)$ , están definida para valores en nivel de gris entre valores reales y interpolados.
				Número de sitios en desacuerdo $FOMm^2(S)$	$\sum \sum \tau ( F^k(v) - F_m^k(v) )$ $\tau(x) \begin{cases} 1 & X > \theta \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$	Indica el número de voxels en el cual el valor dentro de kth corte de $(V_m, F_m)$ difiere por mas del valor fijo de $\theta$
Diferencias extremas $FOMm^3(S)$	$\max\{ F^k(v) - F_m^k(v) \}$	Indica la desviación de la intensidad dentro del kth corte de la escena interpolada desde una escena dada				

## METODOS DE EVALUACION

ARTICULO	AUTORES	AÑO	METODO	MEDIDA	DEFINICION	DESCRIPCION
2	Pei-Chen-Lo	1999	Sobremuestreo	Desviación Eficiencia Computacional		Se emplearon tres arreglos para la distribución de los electrodos con los que se formaron matrices de 19, 33 y 45 electrodos
$des\% = (1/N\Sigma[n_1, n_2, n_3] Escalp (y_1[n_1, n_2, n_3] - y_2[n_1, n_2, n_3])^2)^{1/2} / \{ \text{IN}\Sigma[n_1, n_2, n_3] \}$						
1	Francois, Perrin Olivier Bertrand	1987	Sobremuestreo	Error cuadrático medio		Se usaron dos grupos de electrodos uno de 19 y otro de 41
				Error máximo		
				Errores de localización extrema		Valores reales y estimados se evaluarán 65 diferentes dipolos con orientación radial y tangencial

## METODOS DE EVALUACION

ARTICULO	AUTORES	AÑO	METODO	MEDIDA	DEFINICION	DESCRIPCION
3 Una tarea específica de evaluación 3D. Técnicas de interpolación de imágenes.	George . J Jayaran. Udupa	1999		fracción de Volumen falsos negativos $f_{nv}f_i$  fracción de Volumen falsos positivos $f_{pv}f$  fracción de Volumen verdaderos $t_{...}f$	$ f_{ni}  /  L_{or} $  $ f_{pi}  /  L_{or} $  $ t_{...}  /  f_{...} $	$ L_{or}  = \{v \in V   f_{or}(u) = 1\}$ $ L_i  = \{v \in V   f_i(u) = 1\}$ $I \in \{I_{n1}, g_{o1}, sb_{a1}, I_{n2}, sb_{a2}\}$  $f_{ni} = L_{or} - L_i$ $f_{pi} = L_i - L_{or}$ $T_{pi} = L_{or} \cap L_i$ $S_{ii} = 1 -  f_{ni}  /  L_{or} \cup L_i $ $S_i$ es un índice de similitud

## **BIBLIOGRAFIA**

- [1] F.Perrin, O. Bertrand, y J. Pernier, "Scalp Current Density Mapping: Value and Estimation from Potential Data", IEEE. Transactions on Biomedical Engineering, Vol 34, No.4, pp.283-288, 1987
- [2] P. Chen, " Three Dimensional Filtering Approach to Brain Potential Mapping , IEEE. Transactions on Biomedical Engineering, Vol 46, No.5, pp.574-583, 1999.
- [3] G.J.Grevera, J.K.Udupa y Y.Miki, " A Task Specific Evaluation of Three Dimensional Image Interpolation Techniques, IEEE. Transactions on Medical Imaging, Vol 18, No. 2, pp. 137-143, 1999.
- [4] C.K Soong, JC Lind, GR Shaw y ZJ Koles, "Systematic Comparisons of Interpolation Techniques in Topographic Brain Mapping", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 87, pp.185-195, 1993.
- [5] L.Soufflet, M. Toussaint, R.Luthringer, J.Gresser, R. Minot y J.P. Macher, "A Statistical Evaluation of the Main Interpolation Methods Applied to 3-Dimensional EEG Mapping", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 79, pp.393-402, 1991.
- [6] G.J.Grevera, J.K.Udupa, "An Objective Comparison of 3-D Image Interpolation Methods", IEEE. Transactions on Medical Imaging, Vol 17, No. 4, pp. 642-652, 1998.
- [7] C.J. Tierra,, D.M. Simpson, and A.F.C.Infantosi, " Resolución Espacial y Técnicas de Interpolación para Mapas Cerebrales con Derivación de la Fuente Utilizando Simulaciones", Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol. 18, No.4, pp.21-31, 1997.
- [8] S.Matej, SS Furuie and G.T Herman, " Relevance of Statistically Significant Differences Between Reconstruction Algorithms", IEEE. Transactions on Image Processing, Vol 5, No 3, pp.554-556, 1996.
- [9] E.Maeland," On the Comparison of Interpolation Methods", IEEE. Transactions on Medical Imaging, Vol 7, No. 3, pp. 213-217, 1988.
- [10] D.M.Monro," Interpolation Methods for Surface Mapping", Computer Program in Biomedicine, 11, pp.145-157, 1980.
- [11] T.M. Lehmann, C.Gonner and K.Spizer, " Survey: Interpolation Methods in Medical Image Procesing", IEEE. Transactions on Medical Imaging, Vol 18, No. 11, pp. 1049-1075, 1999.

## **CAPITULO V**

### **METODOLOGIA PROPUESTA**

La interpolación es una etapa inicial de una secuencia de operaciones que son utilizadas para la visualización y análisis de escenas multidimensionales [2]. Se sabe por los antecedentes expuestos de la necesidad que se tiene de generar mapas bidimensionales de los sonidos respiratorios con ayuda de varios micrófonos. A pesar de los intentos que se han desarrollado, hasta la fecha no se han generados mapas con un número mayor de 3 micrófonos y de manera simultánea. En esta tesis se propone usar 25 micrófonos distribuidos de manera que se logre cubrir la superficie torácica, la distancia Inter-micrófonos es 5 centímetros dadas las sugerencias en [1]. Para la posición de los micrófonos se establecieron 5 líneas frontales y 5 posteriores denominadas axilar anterior derecha e izquierda, línea vertebral derecha e izquierda, y una central denominada traqueal. Sobre la parte posterior se tienen axilar posterior y escapular derecha e izquierda y la línea central denominada vertebral.

Dada la necesidad que se tiene de evaluar las diferentes técnicas de interpolación para una aplicación específica como la que se pretende en esta tesis se seleccionaron diferentes medidas cuantitativas en términos de la frecuencia con que son usadas en diferentes aplicaciones. Las medidas que se seleccionaron para la evaluación de los métodos de interpolación fueron las implementadas en [4,5], es decir, la medida de inexactitud del interpolador, la precisión, el sesgo y finalmente, se calculó el máximo error residual cuadrático. Para el cálculo de las medidas se registraron cuatro puntos adicionales, dos en la parte derecha y dos en la izquierda, tanto para la parte frontal como posterior.

Se adquirieron registros para tres sujetos, 2 mujeres en la parte anterior y posterior y un hombre en donde sólo la parte anterior fue adquirida. Es importante mencionar que por el momento sólo se le pidió al sujeto llegar a un flujo respiratorio específico en la maniobra respiratoria.

Los registros presentan interferencia cardiaca en varias posiciones por lo cual fueron filtrados para realzar las características de respiración. Una vez filtrados los registros se

generaron los mapas en tiempo y frecuencia con las diferentes técnicas de interpolación. Se seleccionaron los datos adquiridos del sujeto 1 para analizar el comportamiento de cada técnica de interpolación. En la figura 16 se puede observar el arreglo de micrófonos sobre la superficie torácica tanto en la parte anterior como posterior. Además, se muestran las posiciones de algunos de los micrófonos adicionales colocados sobre la cavidad torácica para evaluar las diferentes técnicas de interpolación.

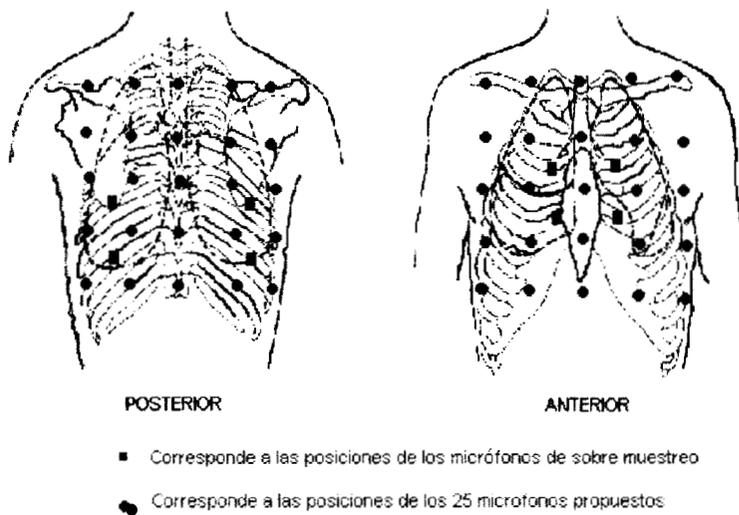


Figura 16. Representación del arreglo matricial.

## 5.1 RESULTADOS SINTETICOS

Para ganar experiencia y entender el comportamiento de las diferentes técnicas de interpolación propuestas para la generación de mapas bidimensionales de los sonidos respiratorios, se generaron algunas matrices de prueba. Las matrices permitieron además verificar que las diferentes técnicas programadas trabajaran correctamente. Además, se generó un grupo de imágenes sintetizadas en donde se intentó simular cambios espaciales y temporales lentos y rápidos. Una vez obtenidos los mapas interpolados se aplicaron diferentes medidas de desempeño.

Posteriormente, se procedió a generar los diferentes tipos de mapas bidimensionales a partir de registros respiratorios obtenidos sobre la cavidad torácica. Los mapas reportados en esta sección son los primeros mapas de la actividad respiratoria que se obtienen de

manera simultánea. La evaluación de las técnicas de interpolación para esta aplicación se llevó a cabo con el grupo de medidas empleado para evaluar las técnicas en imágenes sintéticas.

### 5.1.1 GENERACION DE IMAGENES SINTETICAS

#### 5.1.1.1 MATRICES

El primer grupo de mapas se obtuvo a partir de matrices de 5x5, que corresponde al tamaño de la matriz propuesta. Estas matrices presentan valores que van desde 30, máximo, hasta valores de 2 correspondientes al mínimo. Las matrices que se propusieron se muestran en la figura 2.

$$\begin{bmatrix} 22 & 20 & 18 & 16 & 14 \\ 20 & 18 & 16 & 14 & 16 \\ 18 & 16 & 14 & 16 & 18 \\ 16 & 14 & 16 & 18 & 20 \\ 14 & 16 & 18 & 20 & 22 \end{bmatrix}$$

(a)

$$\begin{bmatrix} 8 & 8 & 8 & 8 & 8 \\ 8 & 15 & 15 & 15 & 8 \\ 8 & 15 & 30 & 15 & 8 \\ 8 & 15 & 15 & 15 & 8 \\ 8 & 8 & 8 & 8 & 8 \end{bmatrix}$$

(b)

$$\begin{bmatrix} 25 & 20 & 18 & 16 & 14 \\ 20 & 18 & 16 & 14 & 12 \\ 18 & 16 & 14 & 12 & 12 \\ 16 & 14 & 12 & 12 & 12 \\ 14 & 12 & 12 & 12 & 12 \end{bmatrix}$$

(c)

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 10 & 1 & 1 \\ 1 & 4 & 1 & 4 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 4 & 1 & 4 & 1 \\ 1 & 1 & 10 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

(d)

Figura 17. Matrices propuestas para evaluar los diferentes algoritmos

#### 5.1.1.2 IMÁGENES SINTÉTICAS 1

Se generaron dos grupos de imágenes sintéticas, simulando cambios de actividad a lo largo de 5 mapas. El primer grupo de imágenes se observa en la figura 18. El conjunto de imágenes se caracteriza por cambios suaves de información.

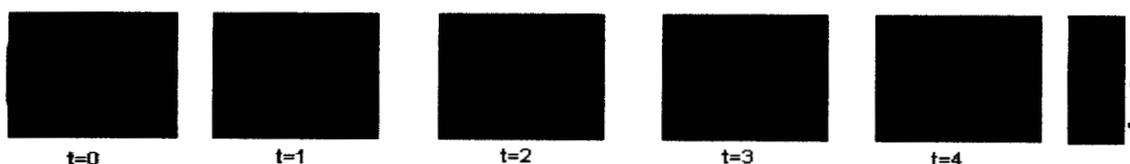


Figura 18. Imágenes sintéticas 1.

Posteriormente se formaron matrices de 5x5 por sub-muestreo de cada una de las 5 imágenes de la figura 18. De esta forma se cuenta con un arreglo matricial del tamaño del arreglo propuesto para la generación de mapas bidimensionales de los sonidos respiratorios. Una vez obtenidas estas matrices se generan los correspondientes mapas aplicando cada una de las técnicas de interpolación.

### 5.1.1.3 IMÁGENES SINTÉTICAS 2

Un segundo grupo de imágenes fue generado presentando cambios rápidos de información con la finalidad de probar como las técnicas siguen estos cambios. Las imágenes se pueden observar en la figura 19, para el tiempo cero se tienen 5 valores que simulan cambios y éstos se distribuyen aleatoriamente sobre el mapa. Lo mismo se observa en la imagen en  $t = 2$  donde algunos valores fueron colocados dentro del círculo negro y uno adicional en la esquina inferior izquierda.

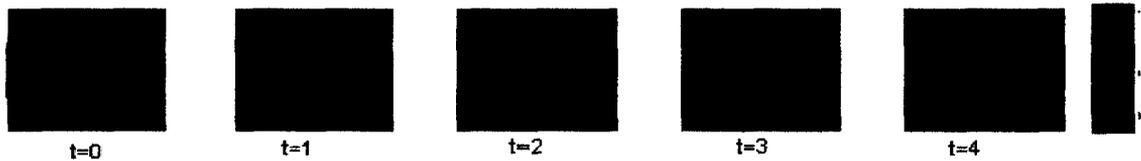


Figura 19. Imágenes sintéticas 2.

Con este segundo grupo de imágenes se aplicaron las diferentes técnicas de interpolación. Se tomaron valores de la imagen original para formar dos matrices, una de 5x5, y otra de 15x15. La matriz de 15x15 se obtuvo para analizar como las diferentes técnicas de interpolación se comportan al aumentar la resolución espacial.

## 5.2 RESULTADOS

### 5.2.1 MATRICES DE PRUEBA

Observando cada uno de los valores presentes en las matrices se puede deducir el comportamiento de los mapas a generar. La visualización se realizó usando una paleta de colores conformada de 32 valores en intensidades que van desde azul correspondiente a valores bajos, los valores medios se mapean en negro hasta alcanzar máximos

correspondientes a gamas de rojos. La paleta utilizada se integra en cada uno de los resultados mostrados.

Observando los datos de la matriz en la figura 17(a) se tienen que los valores más altos se localizan en la esquina inferior derecha y superior izquierda y van disminuyendo de manera diagonal hacia el centro de la matriz. Se deduce que al interpolar con las diferentes técnicas se presentará una mayor intensidad en estas esquinas mostrando intensidades de rojo, pasando a negro hasta alcanzar una tonalidad en azul y regresando nuevamente a la tonalidad de rojo. También se puede observar que se tienen un camino diagonal en azul correspondiente a los valores de 14 y 16 de la matriz. En el caso de la matriz en la figura 17(b) se tiene que el valor más alto se encuentra en el centro, y que los valores van disminuyendo radialmente hacia el exterior en donde se tienen los valores más bajos. Se espera que las imágenes interpoladas presenten un círculo en color rojo intenso en el centro de la imagen, y a medida que aumente la distancia del centro se pasará por el negro que corresponde en la matriz a valores de 15, terminando con tonalidades de azules correspondiente al valor de 8. Para el caso de la matriz en la figura 17(c) los mapas generados deben mostrar una mayor intensidad en la esquina superior izquierda que corresponde al máximo valor presente en la matriz y deben disminuir en intensidad en cada una de las representaciones hacia la esquina inferior derecha. Las imágenes interpoladas para la última matriz deben de mostrar tonalidades de azul claro, correspondiente al valor 1 que se tiene en la matriz. También, se deben de observar algunas zonas de mayor intensidad correspondientes al máximo valor presente en la matriz de 10, el cual es visualizado de acuerdo a la paleta de colores en un tono de azul más intenso.

En la figura 20 se presentan las imágenes interpoladas resultantes en donde se puede observar que se obtienen imágenes que se ajustan a las deducciones indicadas anteriormente.

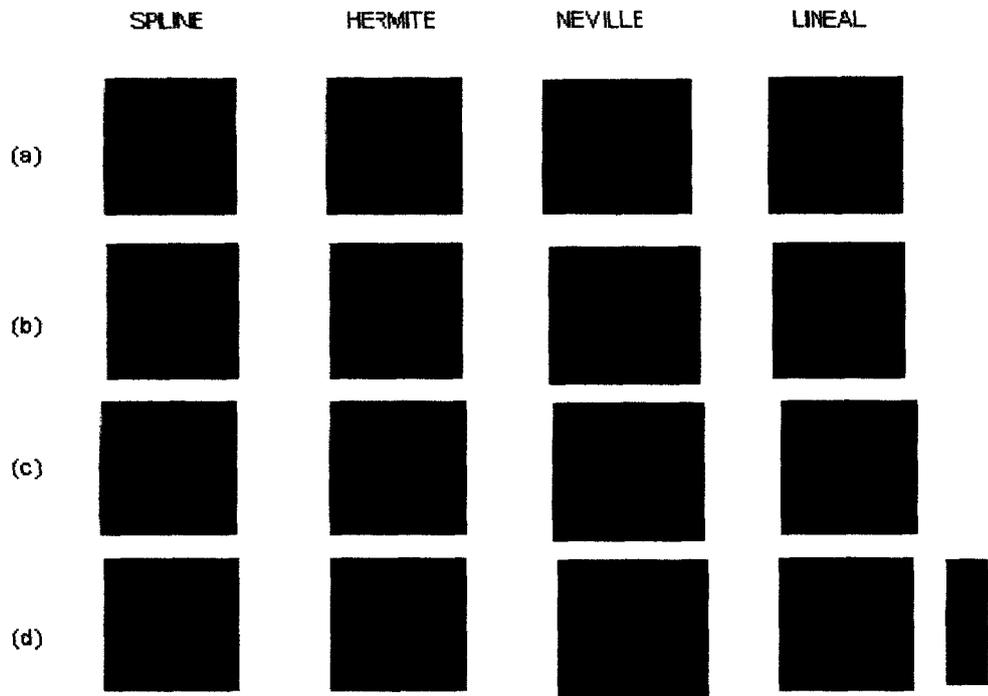


Figura 20. Imágenes obtenidas con las diferentes técnicas de interpolación a partir de matrices de prueba.

### 5.2.2 IMÁGENES SINTÉTICAS 1

Los resultados obtenidos de este primer grupo de imágenes son mostrados en la figura 21. En la figura 21(a) se muestra el resultado de las imágenes interpoladas con la técnica lineal. Se puede apreciar que la imagen en  $t = 0$  tiene un comportamiento similar con respecto a la imagen original en el mismo tiempo. Sin embargo, se observa que el área correspondiente a tonalidad de azul es menor comparada con la imagen original. Con respecto a los otros mapas se observa que el proceso de interpolación genera mapas más suaves, perdiéndose definición del círculo que se presenta en las imágenes originales. Además, observando la imagen interpolada en  $t = 1$ , el proceso de interpolación no realiza una representación adecuada de los valores mostrados en azul en la imagen original, sólo se observa una ligera aproximación mediante dos puntos.

La figura 21(b) muestra los diferentes mapas obtenidos después de aplicar interpolación spline cúbica a la matriz de  $5 \times 5$ . Las imágenes obtenidas con la técnica muestran al

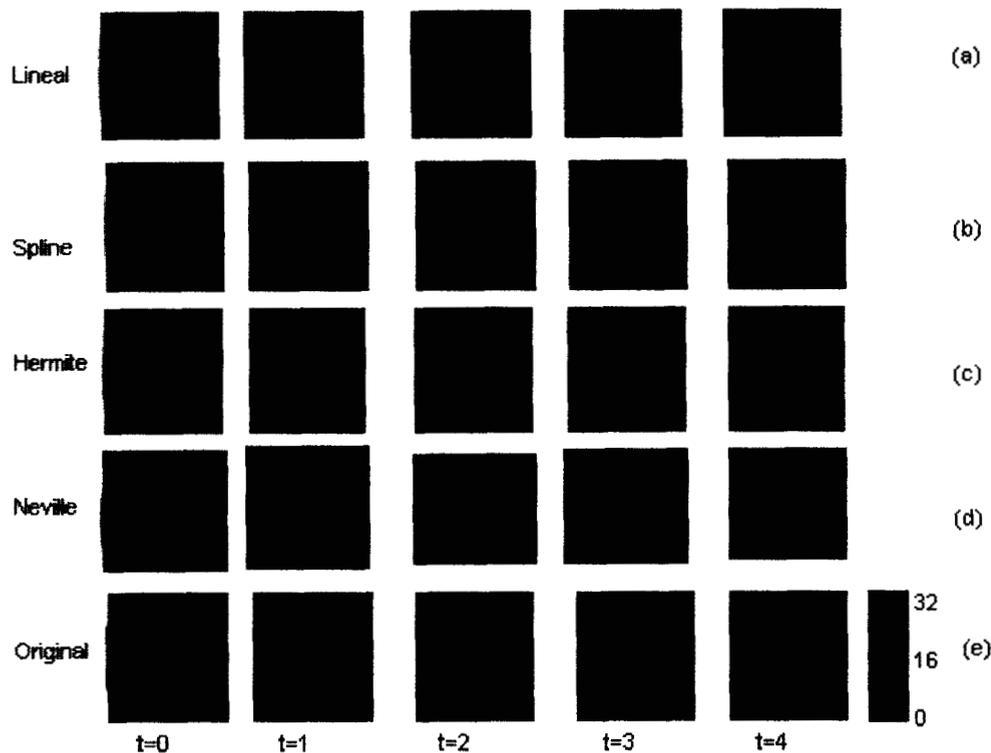


Figura 21. Resultados de la interpolación para la imagen sintética 1.

igual que el caso lineal como el método al tiempo  $t = 0$  presenta un comportamiento similar a la imagen original, podemos observar que los valores bajos (representados en azul) ocupan una mayor área comparando con la imagen original, contrario a lo encontrado en el caso de interpolación lineal. En la imagen interpolada en  $t=1$  se observa una representación de los valores mostrados en azul, que no se tiene con la técnica lineal y que las imágenes en  $t=2$  a 4 muestran una degradación de la imagen interpolada con respecto a la original. A pesar de que esta técnica muestra una mayor intensidad y mayores áreas, igualmente va perdiendo la forma circular que se observa en las imágenes originales. En la figura 21(c) tenemos los resultados de las imágenes interpoladas con la técnica hermite. En la primera imagen correspondiente en  $t=0$  se observa cierta irregularidad comparada con la imagen original, pero contrario a los casos anteriores vemos una mejor proporción con respecto al área azul en la imagen original. Al parecer la imagen en  $t=1$  presenta valores más cercanos a la imagen original. Sin embargo, las imágenes en  $t=2$  a 4 presentan degradación y se va perdiendo la morfología presente en la imagen original. En la figura 21(d) se muestran las imágenes resultantes con el algoritmo neville. En este caso se nota que existe un comportamiento parecido a la

imagen original en  $t=0$ , y se observan los mismos rasgos que se han presentado en los anteriores métodos de interpolación. Si observamos todo el conjunto de imágenes que se obtuvieron se puede decir que todas presentan un comportamiento similar, por lo cual no se puede indicar visualmente que técnica presenta un mejor desempeño.

### 5.2.3 IMÁGENES SINTÉTICAS 2

En la figura 22(a) tenemos el resultado de la interpolación lineal en donde se observa que en  $t=0$  no se reproduce ninguno de los puntos presentes en la imagen original. Con respecto a  $t=2$  se puede visualizar que el punto de la esquina inferior izquierda en la imagen original no se recuperó durante el proceso de interpolación, el comportamiento de la imagen en  $t=1, 3$  y  $4$  son suaves. En la figura 22(b) se presentan los mapas provenientes de la interpolación spline, se puede observar que las imágenes tienen el mismo comportamiento global que con la técnica lineal. Las diferencias observadas son en magnitud mayores. En la figura 22(c) se pueden observar las imágenes resultantes de la interpolación hermite. En este caso se aprecia visualmente que el área interpolada es menor en  $t=0$  comparada con las imágenes resultantes con las técnicas previas.

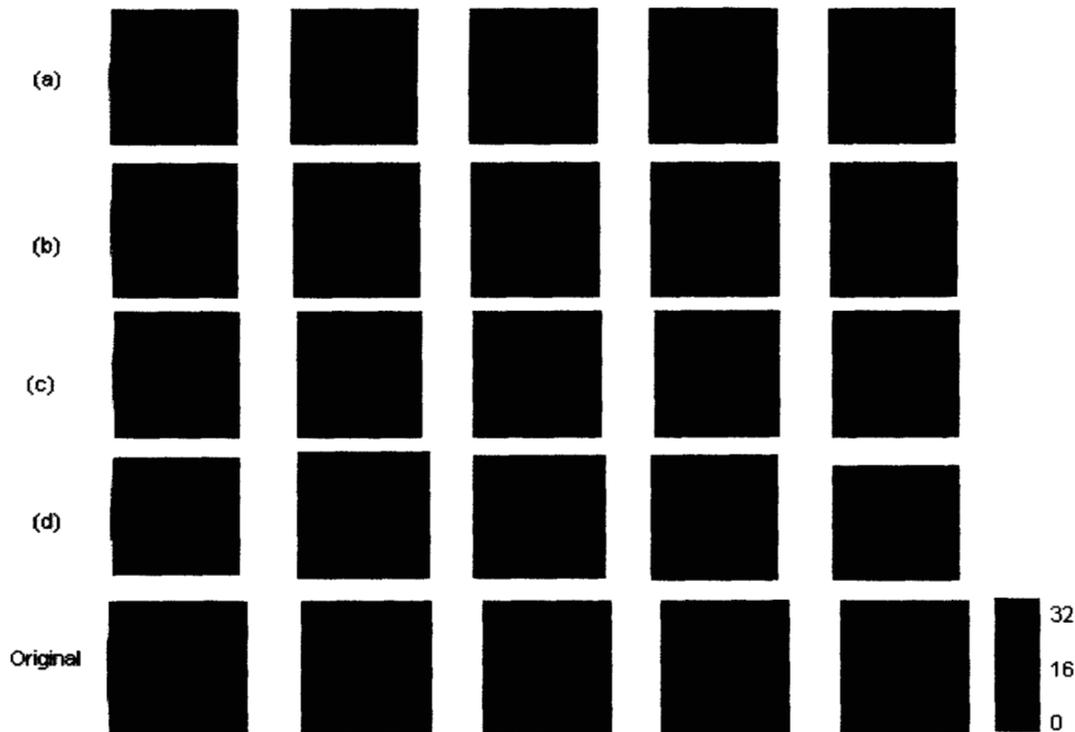


Figura 22. Resultados de la interpolación con las diferentes técnicas de la imagen sintética 2 (5x5).

Se observa que el punto en la esquina inferior izquierda de la imagen original no fue obtenido tampoco con este método. El comportamiento de las imágenes en  $t=1, 3$  y  $4$  muestran el mismo comportamiento que los casos anteriores. Por último, las imágenes obtenidas con el método Neville se muestran en la figura 22(d), con este método se observa que la imagen en  $t=0$  muestra el mismo comportamiento que con las técnicas anteriores. Con respecto a la imagen en  $t=2$  vemos dos círculos azules que representan los puntos dentro del círculo negro de la imagen original. Para las imágenes restantes al parecer se tiene el mismo comportamiento global que para la técnica lineal, spline y hermite. Se puede concluir que todas las técnicas presentan el mismo comportamiento global aunque ninguna es cercana a la imagen original, por lo tanto es necesario aplicar un procedimiento de evaluación, para seleccionar la mejor para este tipo de imagen.

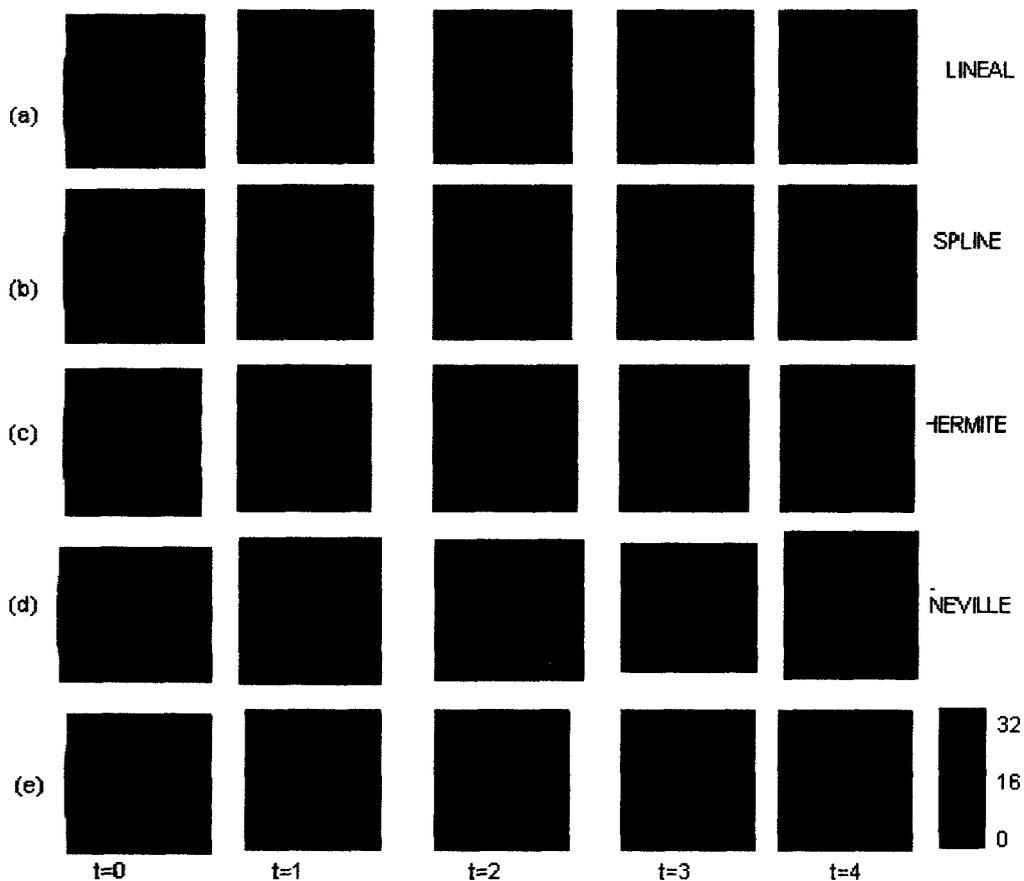


Figura 23. Resultados de la interpolación con la matriz de  $15 \times 15$ .

En la figura 23 se observan las imágenes obtenidas con las diferentes técnicas de interpolación con las matrices de  $15 \times 15$ . Aquí se puede apreciar como el aumentar el número de valores utilizados para interpolar permite obtener una mejor representación visual de la imagen original con respecto a las imágenes obtenidas con la matriz de  $5 \times 5$ .

Se demuestra como el aumentar los valores conocidos para un proceso de interpolación genera mejores resultados. Sin embargo, esta es una de las limitaciones que existen en aplicaciones médicas en donde existe un número finito de valores que se pueden conocer dadas las limitaciones que existen de espacio para la colocación de los micrófonos en un área específica.

### 5.3 EVALUACION SOBRE LAS IMÁGENES SINTETICAS

Una vez obtenidas las imágenes interpoladas con cada uno de los métodos para la imágenes sintéticas 1 y 2 se realiza un proceso de evaluación para encontrar que técnica presenta un mejor desempeño. Las medidas calculadas para la imagen sintética 1 se resumen en la tabla 9 y en la figura 24 se observar la representación gráfica de éstas.

Medida	nrv=0	cv=1	mse=0	rcv=0
Hermite	0.1912	0.9028	3.3	-0.2596
Spline	0.2176	0.8911	3.14	-0.2352
Neville	0.3083	0.8784	4.52	-0.0362
Lineal	0.1414	0.9303	1.43	-0.5613

Tabla 9. Medidas estadísticas para cada técnica de interpolación para la primera imagen sintética de 5x5.

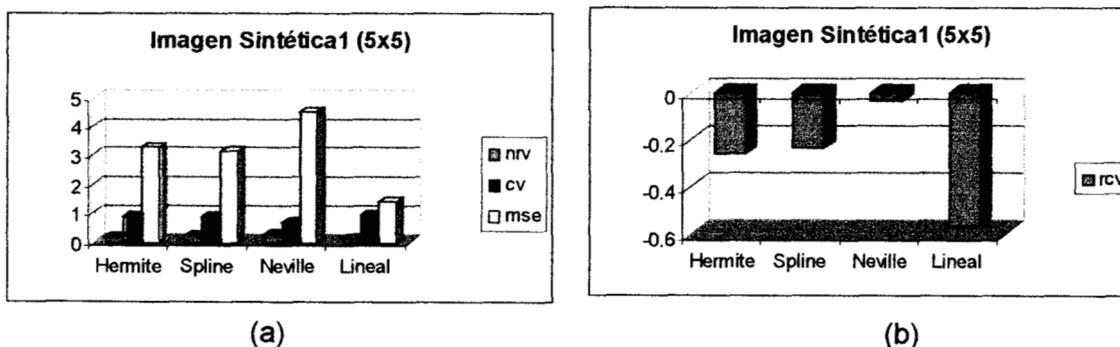


Figura 24. Representación gráfica de la tabla 9. (a) medidas de nrv, cv, y mse para cada una de las técnicas de interpolación. (b) medida de sesgo rcv en los diferentes algoritmos.

En la figura 24(a) se observa que la técnica de interpolación lineal muestra mejores medidas, el valor de nrv más cercano a cero, el valor de cv más cercano a uno además

de tener el valor de mse más bajo. Sin embargo, observando la figura 24(b) la técnica de interpolación lineal tiene la medida de rcv más alta. Esta medida se aleja del valor cero indicando que la técnica más segura es la lineal. Con respecto a las medidas para las otras técnicas la interpolación hermite presenta el mejor comportamiento global. Observando la tabla 9 vemos como la medida de rcv en el caso de la técnica de interpolación neville por estar más cercana a cero es la mejor pero la medida de nrv es la mas alta, esto nos indica que cuando éste valor es muy alto la medida de sesgo no se debe tenerse en cuenta. Dado que si la varianza residual aumenta la medida de sesgo aumenta y el valor de nrv aumenta.

En la tabla 10 se reportan las diferentes medidas obtenidas para el segundo grupo de imágenes sintéticas con la matriz de 5x5.

Medida	nrv=0	cv=1	Mse=0	rcv=0
Hermite	0.3814	0.8124	8.93	-0.2826
Spline	0.4144	0.7981	6.56	-0.2826
Neville	0.3935	0.8065	7.24	-0.2878
Lineal	0.2833	0.8470	4.66	-0.4891

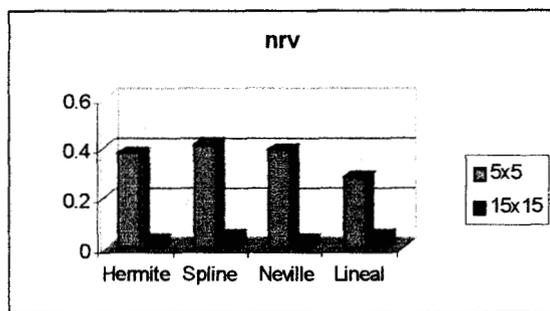
Tabla 10. Medidas estadísticas sobre cada técnica de interpolación para la segunda imagen sintética (matriz de 5x5).

La tabla 11 reporta las diferentes medidas obtenidas para el segundo grupo de imágenes sintéticas con la matriz de 15x15.

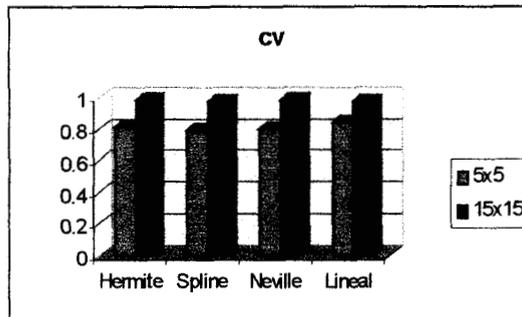
Medida	nrv=0	cv=1	mse=0	rcv=0
Hermite	0.0298	0.9850	5.6415	-0.1083
Spline	0.0501	0.9753	5.794	-0.0595
Neville	0.0297	0.9851	4.60	-0.0881
Lineal	0.0477	0.9758	5.13	-0.2068

Tabla 11. Medidas estadísticas sobre cada técnica de interpolación para la segunda imagen sintética de una matriz de 15x15.

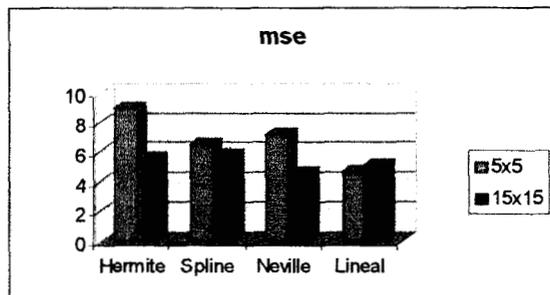
La figura 25 ilustra los datos en las tablas 10 y 11. Se observa como para todas las técnicas el usar una mayor cantidad de datos para interpolar mejora el desempeño comparadas con las resultantes de la matriz de 5x5.



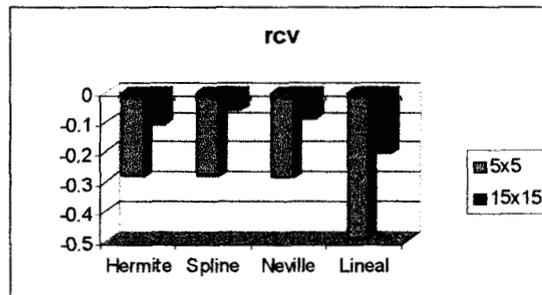
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 25. Comparación de medidas de evaluación para la imagen sintética casos de 5x5 y 15x15 de la imagen sintética 2.

En la figura 25 (a) se observa que para la matriz de 5x5 la mejor medida de nrv esta dada por la técnica lineal, seguida de la hermita, neville y spline, respectivamente. En la figura 25 (b) la relación entre las técnicas de interpolación lineal, spline, hermita y neville muestran como al contar con valores adicionales (15x15) se obtiene una mejor medida de cv, se observa que en los cuatro casos las medidas mejoraron, es decir, se acercan más al valor 1 lo que indica que los valores obtenido de la interpolación usando un mayor número de datos son más parecidos a los valores originales. Las medidas en la figura 25 (c), nos indican que efectivamente el utilizar una matriz de 15x15 produce una disminución en la medida del máximo error, a excepción del método lineal donde este valor presenta un aumento respecto a la matriz de 5x5.

25 (d) se relaciona las medidas de rcv para la imagen sintetizada 2 tanto para la matriz de 5x5 como para la matriz de 15x15. Se puede observar como los resultados de la medida para el caso 15x15 que se muestra con las barras rojas disminuyen a lo largo de los diferentes métodos indicando una menor sub-estimacion, Además, la técnica spline es la menos sesgada con respecto a las otras técnicas.

## 5.4 RESULTADOS EN SEÑALES REALES

Un conjunto de datos reales fue obtenido por medio de 25 micrófonos colocados sobre la cavidad torácica. Se generaron mapas en el dominio espacio-temporal y espacio-frecuencia tanto de la parte anterior como posterior; la figura 26 muestra las diferentes posiciones de los micrófonos colocados sobre la superficie torácica. Además, en la figura también se indica la nomenclatura usada en donde AA hace referencia a la parte axilar anterior, CA indica clavicular anterior, TR representa traqueal, AP indica axilar posterior, E corresponde a la región escapular y V a la vertebral.

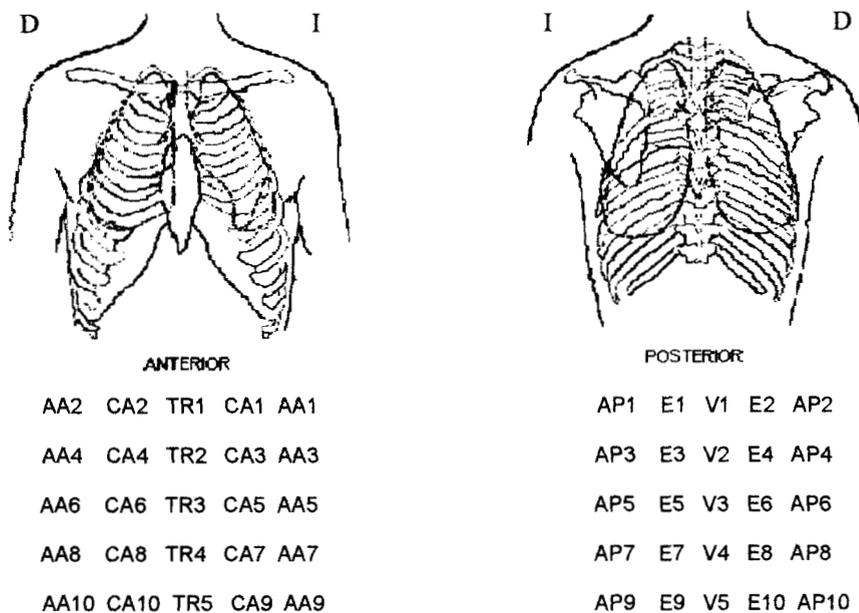


Figura 26. Posición de los micrófonos sobre la cavidad torácica en la parte anterior y posterior, donde D significa lado derecho e I, lado izquierdo.

En la figura 27 puede observar los registros adquiridos en un sujeto femenino tanto de la parte anterior como posterior respecto al flujo, gráfica en la parte superior de 27(a) y 27(b). En la figura 27(a) se presentan los registros obtenidos de la parte anterior, cada señal esta etiquetada en correspondencia a cada una de las posiciones en que fueron colocados los micrófonos. Con respecto a los registros axilares se observa una menor intensidad, en cambio sobre los registros en CA, con excepción de CA9 y CA10, se presentan intensidades mayores. También se aprecia como los registros en la línea

traqueal muestran un comportamiento en intensidades sonoras de mayor a menor, de TR1 hacia TR5. En la figura también se observa como en algunos registros, CA6, CA7 y TR7, se presentan algunos artefactos producidos por movimiento del sujeto, fricción entre los cables de los micrófonos al realizar la maniobra respiratoria, mal contacto entre los micrófonos y la piel del sujeto e interferencia cardiaca. Con respecto a la señal de flujo respiratorio se observa cierta regularidad entre ciclos, manteniendo una meseta durante inspiración y espiración.

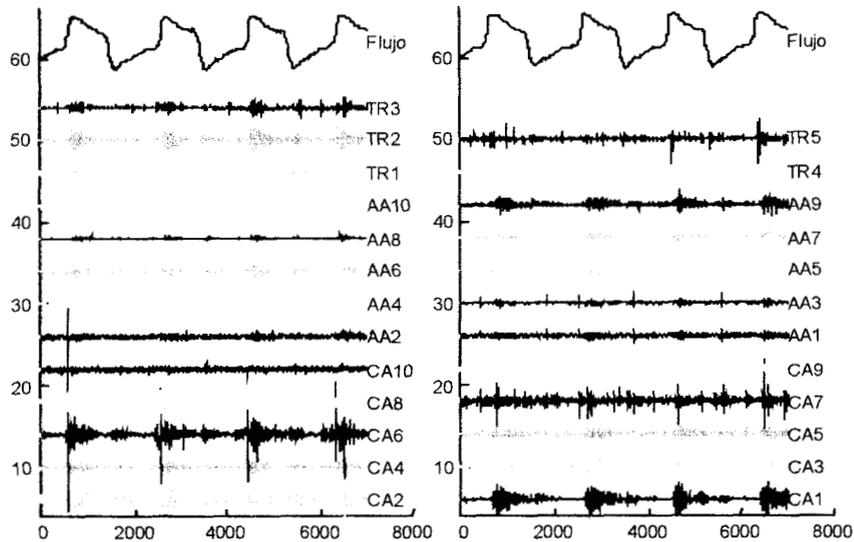


Figura 27(a) Registros anteriores adquiridos, sujeto 1.

En la figura 27(b) se muestran los registros correspondientes a la parte posterior, en donde igualmente se indica la posición de cada uno de los micrófonos. Se observa una mayor intensidad de las señales sobre la línea de los escapulares, en especial los colocados en el lado izquierdo. Al igual que para los registros adquiridos sobre la parte anterior también se tiene que en los micrófonos colocados en las posiciones axilares se adquirieron señales respiratorias de menor intensidad a excepción de AP7 y AP8. La figura 27(b) también muestra como la información adquirida sobre la región vertebral presenta intensidades importantes.

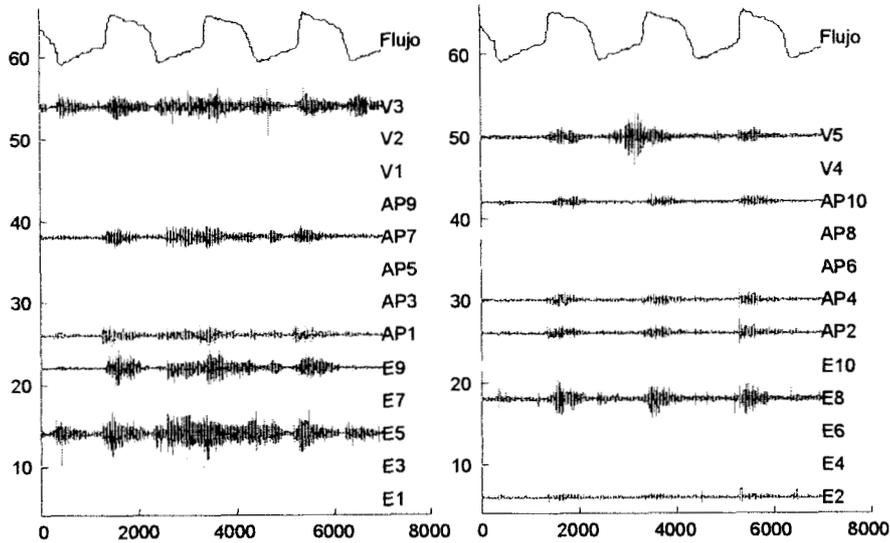


Figura 27 (b). Registros posteriores adquiridas, sujeto 1.

#### 5.4.1 MAPAS ESPACIO-TIEMPO

Una vez obtenidos los registros simultáneos se aplicó un filtro digital RIF de frecuencia de corte de 75 Hz para eliminar parte del sonido cardiaco que se encuentra contaminando al sonido respiratorio. Después de este proceso se obtuvo la envolvente de cada uno de los registros tanto para la parte anterior como posterior. Se utilizó la envolvente de los sonidos respiratorios ya que la intensidad del sonido es una característica de interés y se ha indicado tener relación con el grado de ventilación pulmonar [1]. La intensidad es importante cuando el sonido respiratorio es usado en aplicaciones como el monitoreo de apnea, ronquidos, etc [1]. Una vez aplicado este procedimiento a cada uno de los registros se generaron mapas para tres ciclos respiratorios, en donde separadamente se trabajó con la fase inspiratoria y espiratoria con la finalidad de observar reproducibilidad del comportamiento respiratorio.

El procedimiento empleado para la generación de los diferentes mapas consistió en determinar los valores máximos de la señal de flujo en la fase inspiratoria y considerando la señal respiratoria a partir de este punto mas 100 muestras, obteniendo el promedio de la envolvente respiratoria en cada una de las tres fases. Con estos promedios se

generaron los correspondientes mapas para cada una de las técnicas. El mismo procedimiento se llevó a cabo con la fase espiratoria, pero esta vez con el máximo espiratorio con respecto a la señal de flujo presente en cada una de las tres fases. Los registros simultáneos fueron obtenidos de tres sujetos sobre la parte anterior y en dos sujetos para la parte posterior. Los diferentes mapas bidimensionales de la parte posterior con cada una de las técnicas de interpolación son mostrados en las siguientes figuras.

#### 5.4.1.1 MAPAS PARTE POSTERIOR ( Sujeto 1)

En la figura 28 se pueden observar las envolventes obtenidas en la cara posterior del sujeto femenino 1, en donde los valores máximos y mínimos de la señal de flujo están señalados con línea punteada fina. Se puede observar como los micrófonos colocados sobre la región escapular muestran una intensidad mayor especialmente en E7, E8, E9 y E10, lo cual corresponde a la información registrada a la altura de bases pulmonares igual que en AP8 y AP9, colocados también sobre la región de las bases. Igualmente se aprecia que sobre la línea vertebral se tiene señales con intensidades del sonido respiratorio importante, mientras que las líneas axilares muestran menores amplitudes.

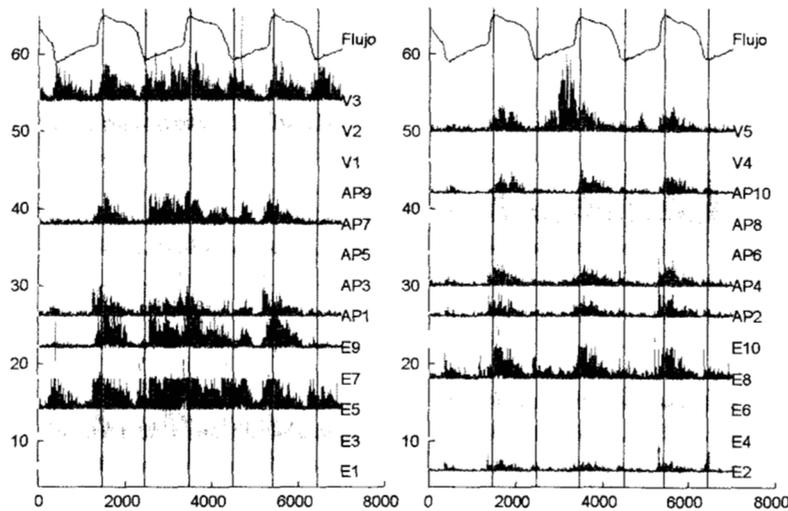
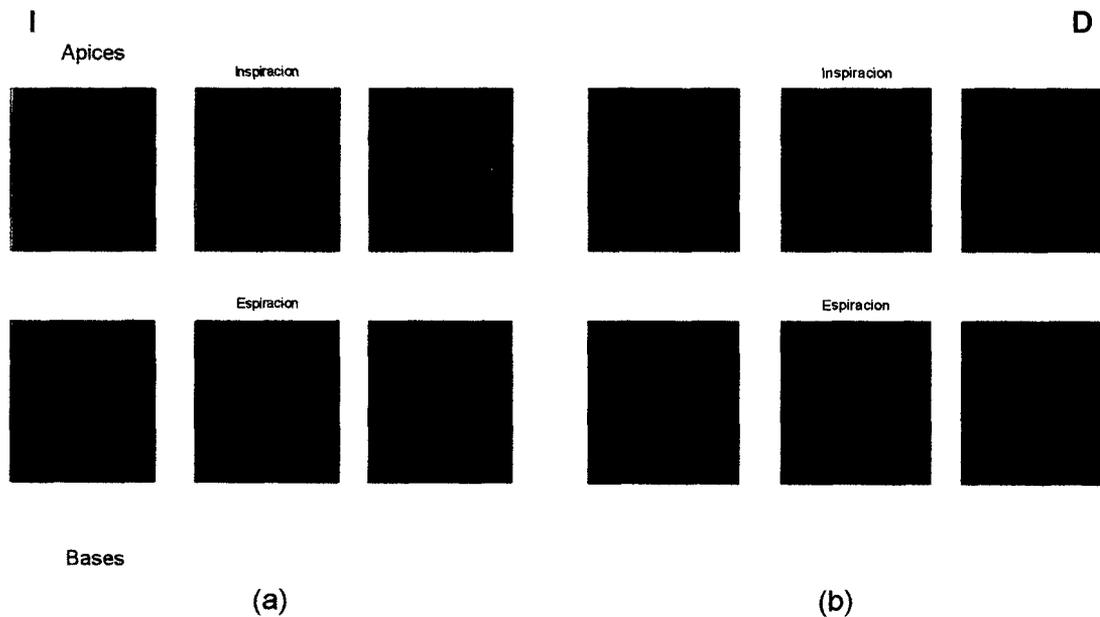


Figura 28. Registros de la envolvente respiratoria sobre la parte posterior, correspondiente a la figura 27b.

Los mapas mostrados en la figura 29 permiten observar como tanto en el caso inspiratorio como espiratorio todas las técnicas generan un patrón similar. En inspiración se observa como en la parte inferior del mapa tanto a la derecha como izquierda existe una mayor intensidad del sonido respiratorio correspondiente a las bases pulmonares. También se distingue como el sonido se distribuye de la parte superior, ápices, hacia bases de menor a mayor intensidad. Además, se observa una mayor área sobre la parte izquierda mientras que en el lado derecho solo se observa una intensidad en la parte inferior. Los mapas también muestran que existen asimetrías con respecto a la intensidad del sonido sobre la parte posterior apoyando así los resultados obtenidos en diferentes estudios de la actividad pulmonar que se han realizado en los últimos años [1,2,3,10].

En los ciclos espiratorios con cada uno de los métodos de interpolación se tiene que las imágenes resultantes muestran que este proceso es más central, contrario a lo encontrado durante la inspiración. Al igual que para la fase inspiratoria se observa que en las tres fases existe cierta reproducibilidad del patrón de distribución del sonido. En la figura también se observa información de la actividad respiratoria a un costado del lado derecho durante la espiración para todos los ciclos respiratorios y en las diferentes técnicas de interpolación.



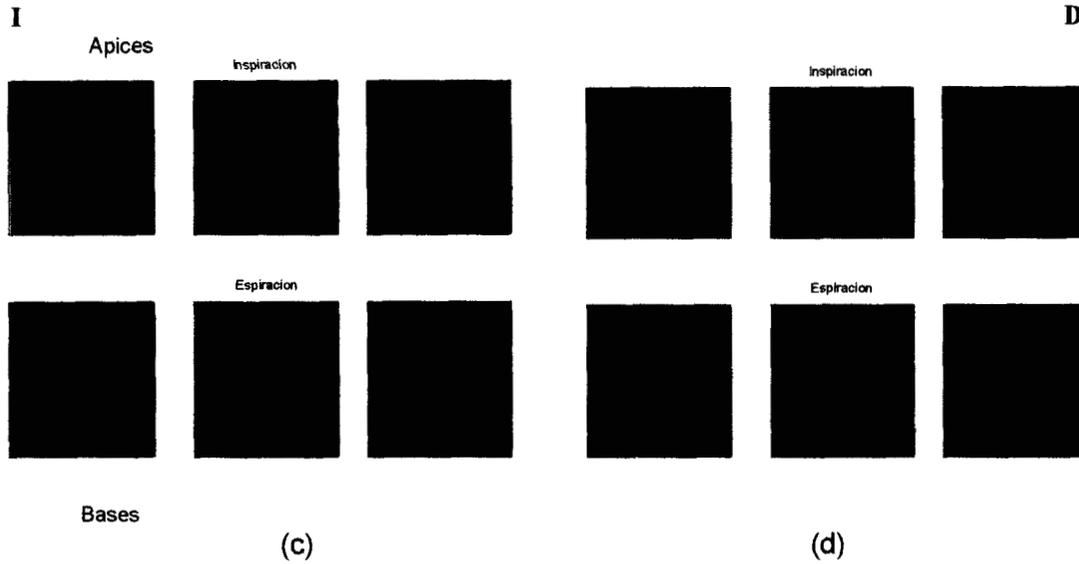


Figura 29. Mapas obtenidos con las diferentes técnicas de interpolación para las tres fases inspiratorias y espiratorias. a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d) Neville. D significa lado derecho e I se refiere al izquierdo, también se indican los ápices y bases.

Con respecto a la representación visual proporcionada por las técnicas spline y hermite, estas proporcionan mapas más suaves comparado con los resultados obtenidos por las técnicas lineal y neville.

### MAPAS PARTE POSTERIOR (Sujeto 2)

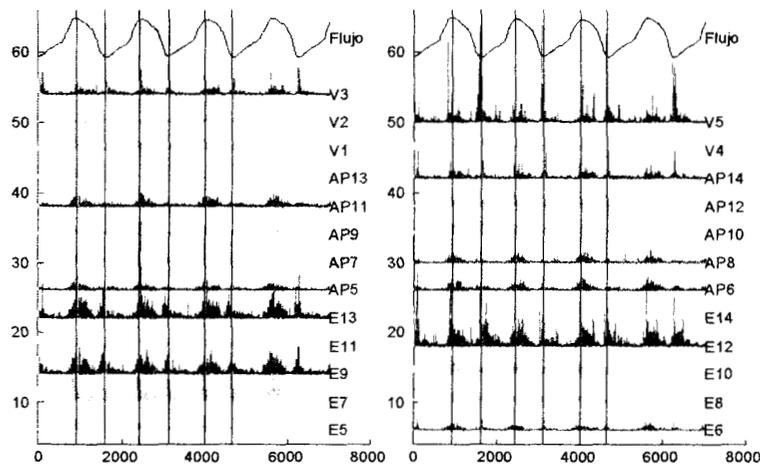
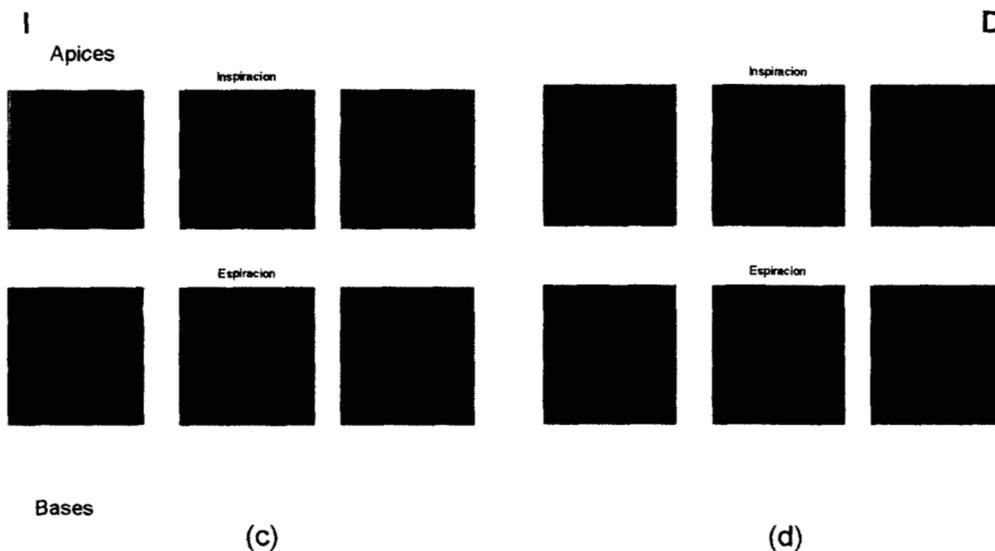


Figura 30. Registros de las señales envolvente de la parte posterior, sujeto 2.

En la figura 30 se muestran los registros de la envolvente de un segundo grupo de datos tomados sobre la parte posterior de un sujeto femenino. Las líneas continuas en la figura muestran los valores máximos y mínimos del flujo respiratorio correspondiente a las inspiraciones y espiraciones en tres ciclos de donde se obtuvieron los valores promedios de la envolvente para la generación de los diferentes mapas. Las mayores intensidades se tienen nuevamente sobre los escapulares en E7, E9, E11 y E13 lo cual se refleja en los mapas obtenidos en la figura 28 como una mayor intensidad de la tonalidad de rojo en estas posiciones. Mientras que del lado derecho se tienen intensidades de mayor amplitud sobre E10 y E12, que puede ser observado igualmente en los mapas resultantes. En la figura 31 se puede distinguir que las diferentes técnicas de interpolación muestran patrones similares entre sí. Se observa también como estos patrones son reproducibles como los del sujeto 1 entre inspiraciones y espiraciones. A pesar de que no se presenta una morfología idéntica, si existen algunas características semejantes como el hecho de tener una mayor intensidad del sonido pulmonar en la parte inferior derecha e izquierda en todos los métodos de interpolación correspondiente a las bases, nuevamente se observa una mayor intensidad del lado izquierdo. Además, se tiene que con las técnicas de interpolación spline y hermita se tienen imágenes más suaves. Durante la fase espiratoria se obtuvieron resultados similares: existen asimetrías pulmonares, reproducibilidad entre métodos y entre ciclos tanto para inspiración como espiración.



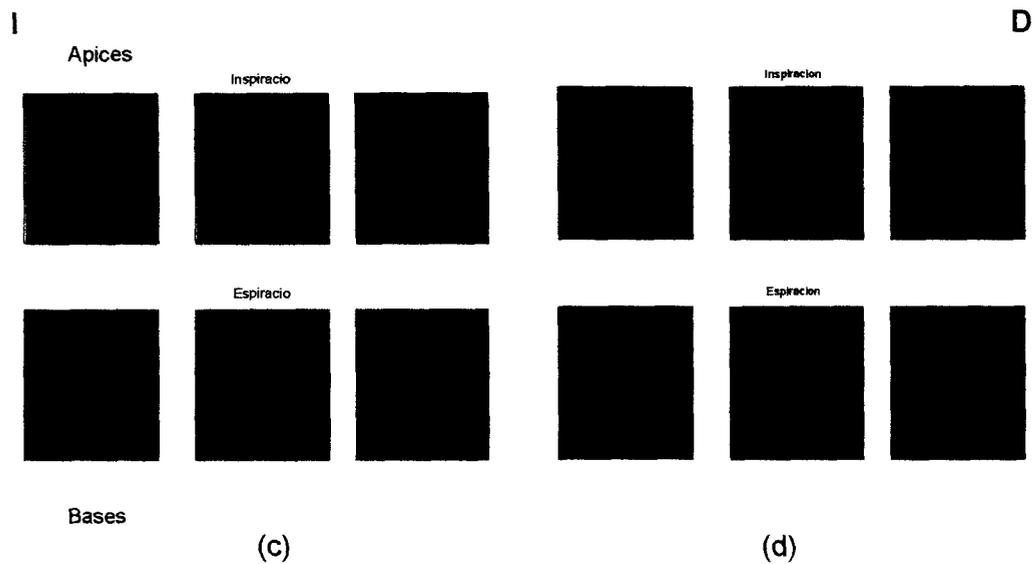


Figura 31. Mapas obtenidos por las diferentes técnicas de interpolación, parte posterior sujeto 2, a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d) Neville. D significa lado derecho e I se refiere al izquierdo, también se indican los ápices y bases.

#### 5.4.1.2 MAPAS PARTE ANTERIOR (Sujeto 1)

Sobre la parte anterior se obtuvieron mapas para tres sujetos, dos femeninos y uno masculino. En la figura 32 se muestran los registros de la envolvente de los datos obtenidos en la parte anterior del sujeto 1. Nuevamente las líneas punteadas indican los máximos y mínimos del flujo respiratorio de las diferentes fases respiratorias mostrando el tiempo sobre la cual se generaron los diferentes mapas utilizando cada una de las técnicas de interpolación. Cada posición de los micrófonos se indica por medio de la nomenclatura propuesta.

Al comparar este grupo de datos con los obtenidos en la parte posterior del mismo sujeto se observa una notoria disminución en amplitud del sonido respiratorio, esto se puede señalar ya que se le pidió al sujeto llegar a un cierto valor de flujo. La mayor amplitud dentro del grupo de las señales se obtuvo sobre las regiones clavicular y traqueales, siendo menores en los registros axilares, tanto de la parte izquierda como derecha. Además, se observa que los registros presenta artefactos en algunos de los micrófonos de registro.

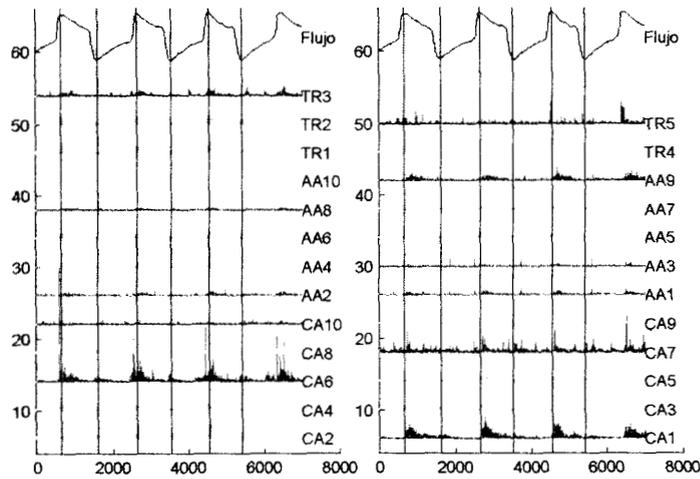
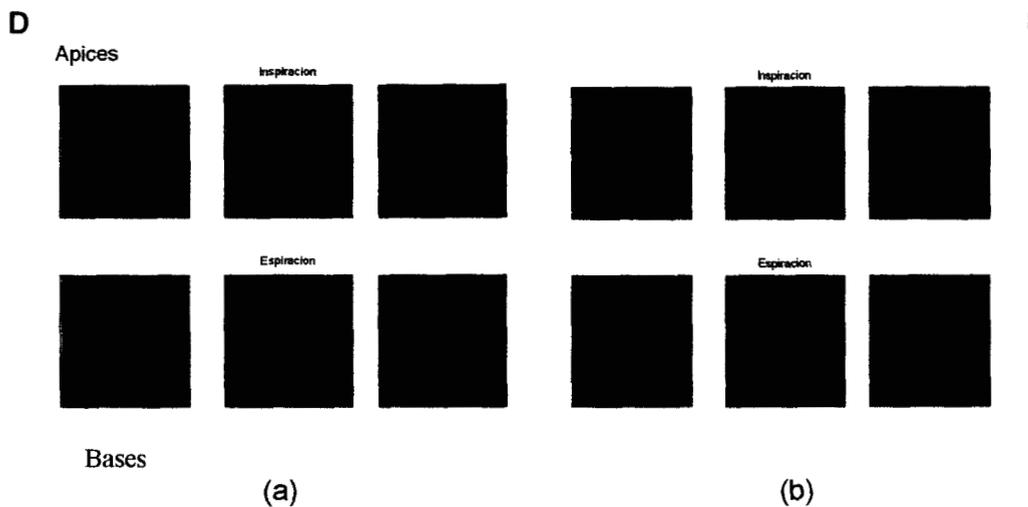


Figura 32. Visualización de la envolvente de los diferentes registros obtenidos sobre la parte anterior en el sujeto 1 correspondientes a los registros adquiridos en la figura 26a

La figura 33 muestra los diferentes mapas bidimensionales obtenidos al aplicar los diferentes algoritmos de interpolación a los registros de la figura 32. Se puede definir ciertos patrones entre los diferentes ciclos de inspiración y espiración. Para las fases inspiratorias se observa una mayor intensidad hacia los ápices en los tres ciclos respiratorios. También se puede observar que el lado derecho muestra una mayor intensidad, se sugiere que esto puede deberse a que anatómicamente el pulmón derecho tiene un tamaño ligeramente mayor que el izquierdo. Se observa como en las imágenes obtenidas durante inspiración como espiración un área en el centro del mapa muestra una mayor intensidad en rojo, más marcado durante espiración.



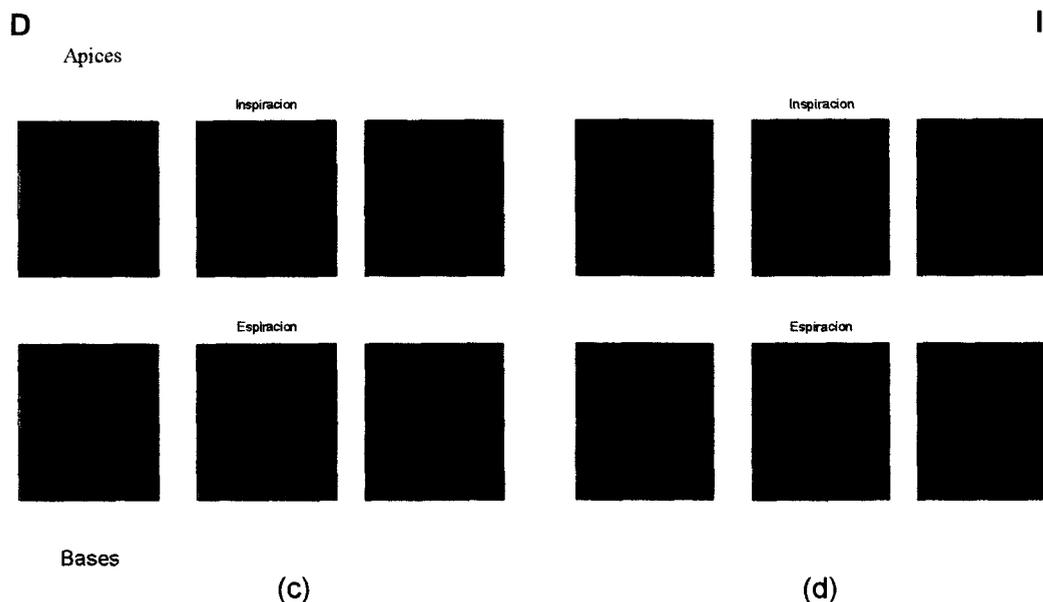


Figura 33. Mapas bidimensionales de la parte anterior del sujeto 1 a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d) Neville. D significa lado derecho e I se refiere al izquierdo, también se indican los ápices y bases.

Vemos como los mapas reflejan la información contenida en las señales donde se tiene que las mayores amplitudes están sobre la línea clavicular derecha, lo cual se refleja en los mapas con una mayor intensidad, mientras que para la espiración se tiene una mayor amplitud sobre TR4 y TR5 lo cual es reflejado en los mapas como un círculo de mayor intensidad en la posición correspondiente a estos. Se sugiere que esto puede ser actividad cardiaca ya que esta región corresponde al mediastino en donde los sonidos cardiacos pueden ser escuchados mejor.

Observando los mapas generados por las diferentes técnicas vemos como nuevamente hay un patrón entre estas y entre los diferentes ciclos tanto en inspiración como en espiración.

### MAPAS PARTE ANTERIOR (Sujeto 2)

El mismo procedimiento para generar los diferentes mapas fue implementado en esta ocasión para los datos en la figura 34 que muestran las señales envolventes correspondientes a la parte anterior del segundo sujeto. Nuevamente los valores de máximo inspiratorio y espiratorio del flujo respiratorio son detectados para la generación de los mapas. Este grupo de registros muestra una mayor cantidad de artefactos a lo

largo de cada uno de los registros. Se observan que las mayores amplitudes se presentan en la línea clavicular derecha, sobre las líneas axilares derechas y sobre los micrófonos colocados en la parte central de la cavidad torácica TR5. Mientras que los registros adquiridos del lado izquierdo presentaron una menor intensidad, encontrándose las más bajas en las líneas axilares.

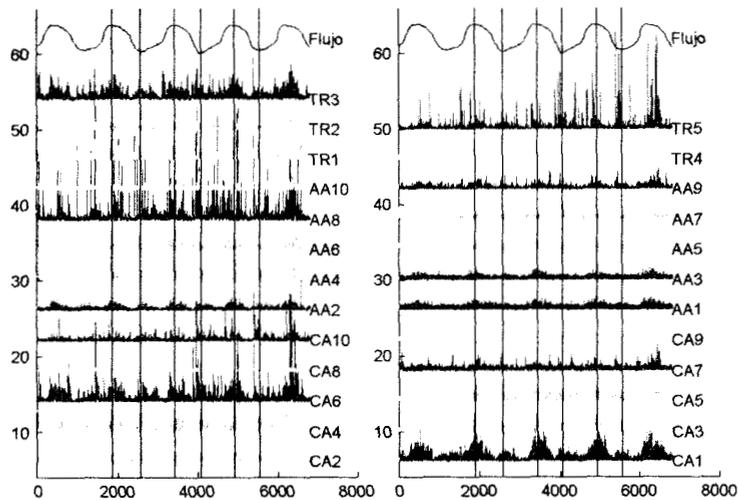


Figura 34. Registros de envolvente obtenidos en la parte anterior del sujeto 2.

La figura 35 muestra los diferentes mapas resultantes de los sonidos respiratorios de la parte anterior correspondientes al sujeto femenino número 2. Se observa una mayor intensidad sobre la parte superior tanto del lado derecho como izquierdo hacia los ápices pulmonares tanto en inspiración como espiración. También se visualizan dos círculos de intensidad baja en tonalidad de negros en la parte inferior lo cual posiblemente se debe a la presencia de las glándulas mamarias. Los diferentes mapas muestran que una mayor intensidad del sonido es reflejada del lado derecho. Igual que en los casos anteriores se tiene repetitividad entre diferentes ciclos y entre métodos. Nuevamente se observa que los mapas obtenidos con las técnicas de interpolación Spline (35b) y hermite (35c) muestran mapas más suaves visualmente con respecto a las otras técnicas.

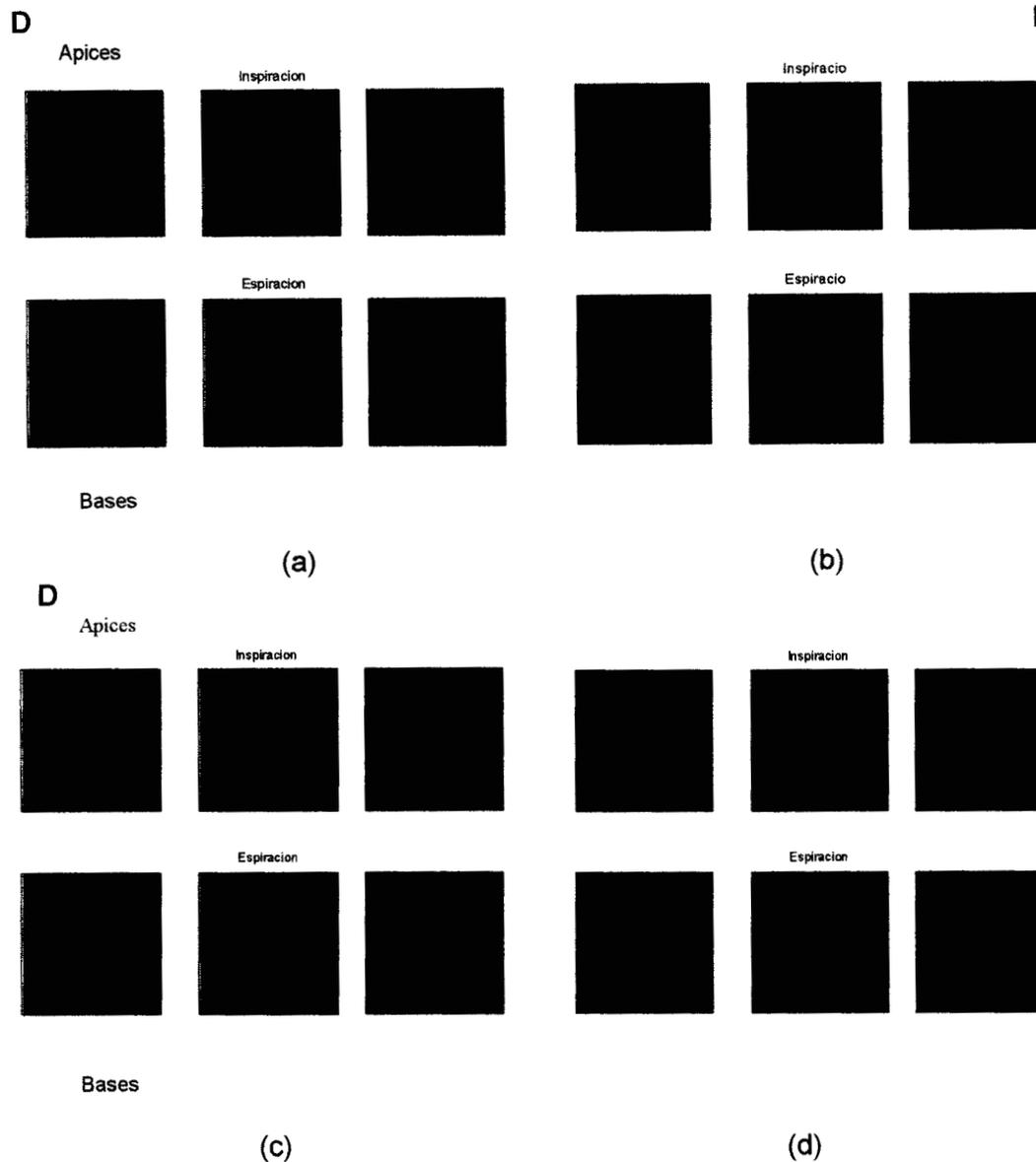


Figura 35. Mapas obtenidos por las diferentes técnicas de interpolación parte anterior sujeto 2, a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d) Neville. D significa lado derecho e I se refiere al izquierdo, también se indican los ápices y bases.

Para el caso espiratorio sobre el mismo sujeto se aprecian algunas regiones intensas en la porción superior que corresponde a los ápices, e información sonora en la parte inferior derecha. Es importante el hecho de que este sujeto es fumador y posiblemente es parte de la diferencia de patrones con el sujeto 1. De la misma manera que en el sujeto 1 se

obtuvieron patrones intrasujeto y entre los métodos, lo cual puede ser observado en la figura para las tres espiraciones.

### MAPAS PARTE ANTERIOR (Sujeto 3)

Un grupo de imágenes fueron generadas para un tercer sujeto masculino en donde los datos obtenidos para la envolvente son mostrados en la figura 36. Los diferentes registros indican que las máximas amplitudes presentes se encuentran sobre la línea clavicular izquierda en CA1, CA3, CA5 y CA9 siendo la máxima en este último micrófono. Mientras que los datos adquiridos sobre las líneas axilares tanto en el lado derecho como izquierdo mostraron un comportamiento muy similar, siendo mínima en AA4 y AA6. Vemos nuevamente como algunos registros muestran artefactos. Con respecto al flujo se observa cierta regularidad entre los diferentes ciclos respiratorio.

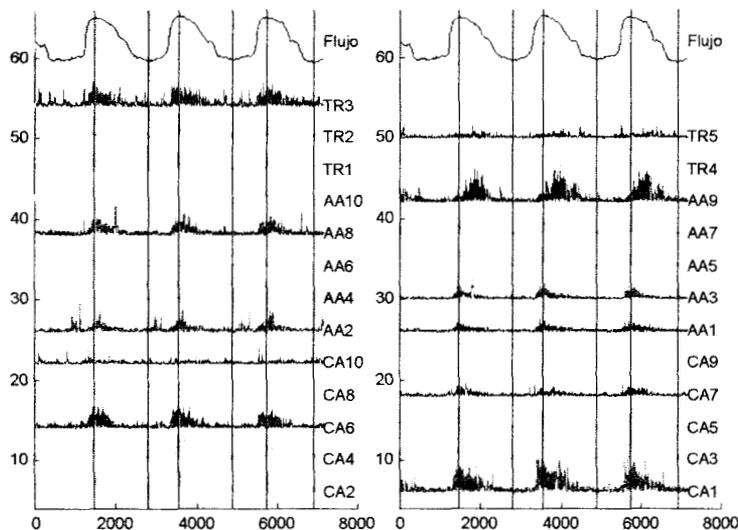


Figura 36. Registros obtenidos de la parte anterior del sujeto 3.

En la figura 37 los mapas de la parte anterior son mostrados y se observa que existe repetitividad en las imágenes tanto en inspiración como espiración y entre métodos de interpolación. En el caso inspiratorio la mayor intensidad del sonido se encuentra sobre la región correspondiente a los ápices, predominando en el izquierdo. Se observa como la intensidad del sonido se propaga de ápices a bases y nuevamente se observan asimetrías en la intensidad sonora en el grupo de mapas. Con respecto a la fase espiratoria se tiene que la mayor intensidad del sonido se encuentra sobre ápices, pero contrario a la inspiración la información esta más concentrada al centro de la imagen,

mientras que en la inspiración se tiene una intensidad del lado derecho y izquierdo correspondiente a las bases, la cual disminuye hacia los ápices.

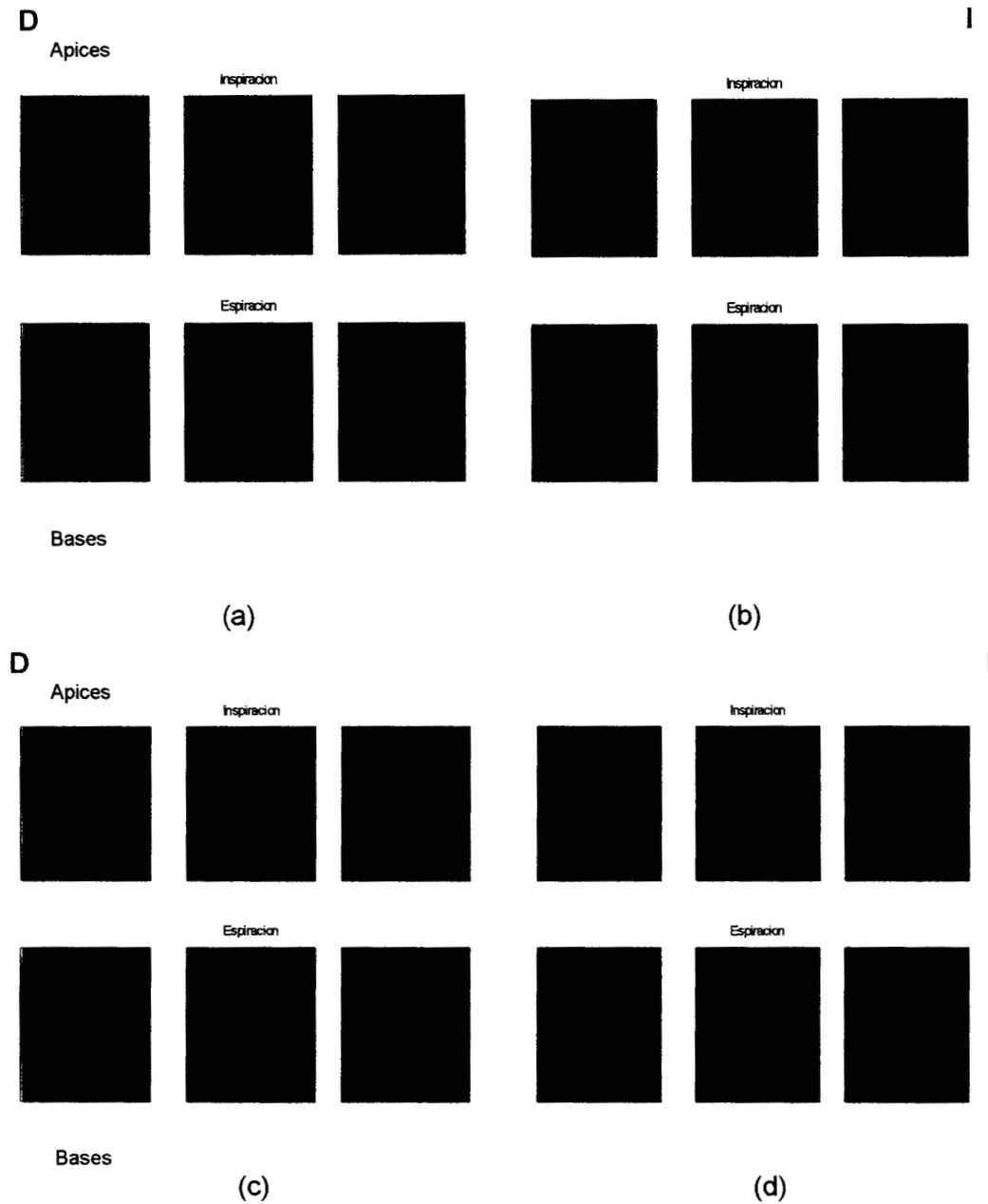


Figura 37. Mapas obtenidos por las diferentes técnicas de interpolación de la parte anterior del sujeto 3, a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d) Neville. D significa lado derecho e I se refiere al izquierdo, también se indican los ápices y bases.

### **5.4.1.3 MAPAS ESPACIO-TIEMPO A LO LARGO DE UN CICLO RESPIRATORIO**

Adicionalmente se generó un grupo de mapas a lo largo de un ciclo respiratorio con la finalidad de observar el comportamiento de la actividad. La metodología empleada consistió en tomar un ciclo respiratorio completo dividiéndolo en ventanas de 100 muestras cada una y obteniendo el promedio para generar los mapas que se muestran a continuación. En la figura 38 se observan los mapas obtenidos para el primer sujeto femenino de la parte frontal en donde el flujo se toma como referencia para indicar a que tiempo se generó cada uno de los mapas.

En estos mapas se observa como al inicio del ciclo correspondiente a un valor de flujo máximo inspiratorio se tiene que las intensidades mayores están localizadas en la parte superior correspondiente a los ápices. Las intensidades van disminuyendo hasta llegar al valor de flujo cero, el cual corresponde al mapa número ocho donde se observa tonalidad más negra. De ahí en adelante los mapas indican intensidades mayores hasta alcanzar nuevamente un valor de máximo flujo. Observando la figura, la fase espiratoria se encuentra en los mapas centrales. Es interesante observar como existen patrones respiratorios entre los primeros y últimos mapas, se puede apreciar que se conserva la misma morfología.

Los mapas iniciales y finales observados en la figura conservan los mismos patrones de los mapas generados en valores de máximo y mínimo flujo en donde para la fase inspiratoria las máximas intensidades se localizaron en la parte superior del mapa siendo ligeramente mayor del lado derecho.

D Apices

I

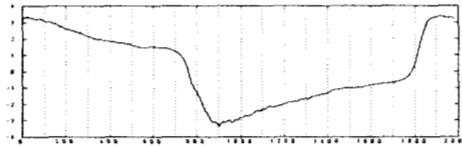
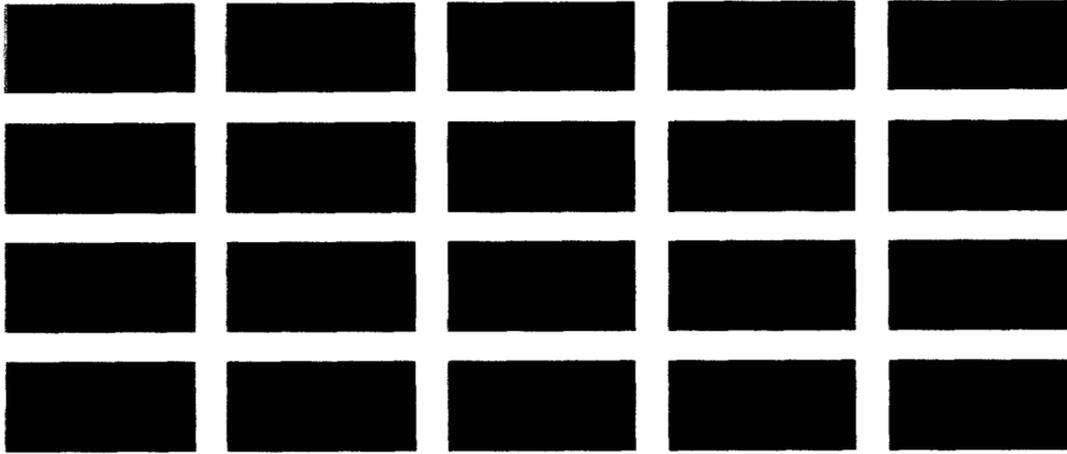


Figura 38. Mapas en el dominio espacio-tiempo para el sujeto1, parte anterior.

D Apices

I

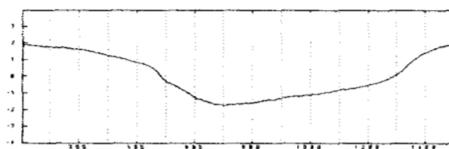
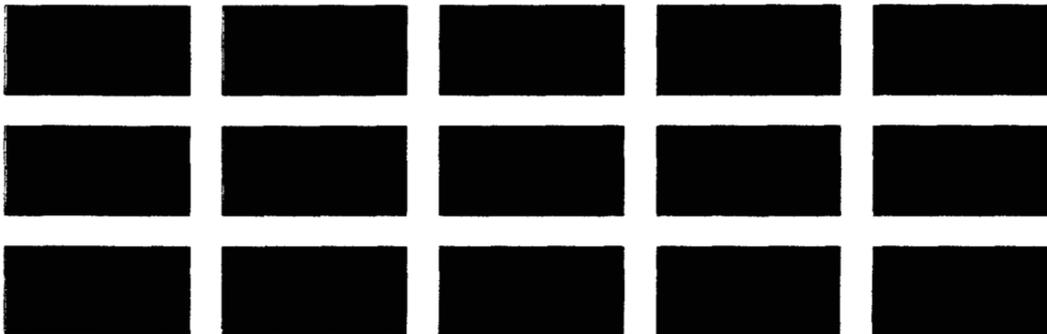


Figura 39. Mapas en el dominio espacio-tiempo para el sujeto 2, parte anterior.

En la figura 39 se observan los mapas resultantes, igualmente para la parte anterior, correspondientes al segundo sujeto femenino. Se observa en este caso que el ciclo respiratorio es más corto que el del sujeto anterior donde se generaron 20 mapas mientras que para este sujeto sólo se obtuvieron 15 mapas. Se observa nuevamente patrones entre los primeros y últimos mapas correspondiente a valores de flujo máximo. Nuevamente se observa una cierta morfología en cada uno de los mapas en donde las intensidades van disminuyendo del flujo máximo inspiratorio al flujo cero y nuevamente aumentan de este punto hasta alcanzar un nuevo valor de máximo flujo inspiratorio. Se observa que se obtuvieron los patrones de los mapas en las tres fases de inspiración y espiración presentados anteriormente, donde para la fase inspiratoria las máximas intensidades se visualizaron en la parte superior derecha e izquierda.

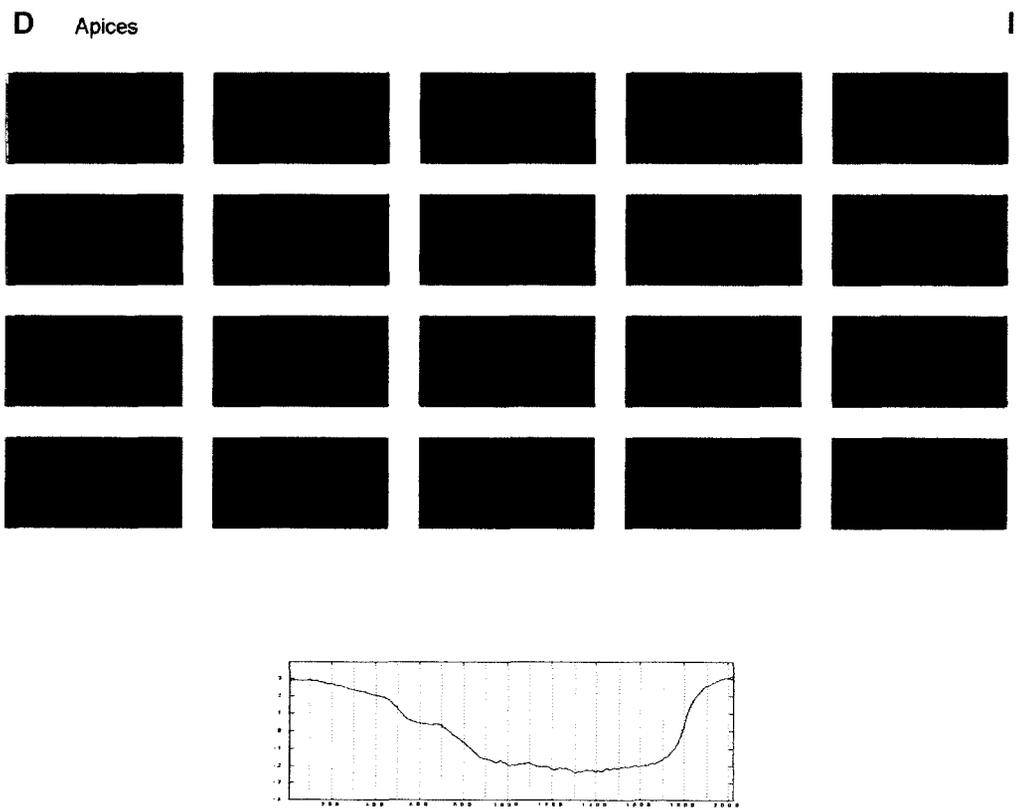


Figura 40. Mapas en el dominio espacio-tiempo para el sujeto 3, parte anterior.

La figura 40 muestra los mapas para el sujeto masculino, en donde se observa como al inicio del ciclo se tienen máximas intensidades en la parte superior derecha e izquierda siendo ligeramente mayor del lado izquierdo. Se observa como con el transcurso del tiempo se conserva la misma morfología pero con menor intensidad, hasta alcanzar el valor de flujo cero localizado aproximadamente en el mapa número ocho, donde se observa un mapa en tonalidades de negro. De ahí en adelante se observan incrementos en las intensidades de los mapas hasta inferir que la fase inspiratoria esta presente en las primeras y últimas imágenes mientras que la espiración es representada en los mapas centrales.

A continuación, se muestran los mapas generados para los dos sujetos femeninos en la parte posterior, observando como en los dos casos se conservan los mismos patrones de los mapas espacio-tiempo generados sobre los valores de máximo flujo inspiratorio y máximo flujo espiratorio.

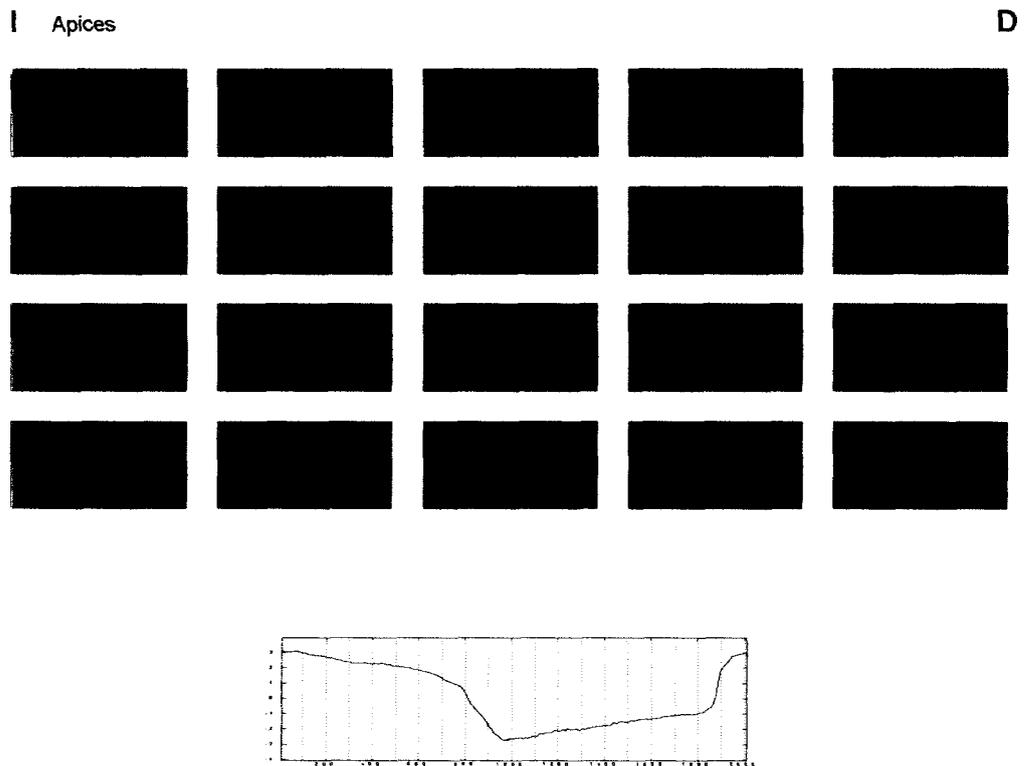


Figura 41. Mapas en el dominio espacio-tiempo para sujeto1, parte posterior.

En la figura 41 se observa como los mapas iniciales y finales muestran intensidades mayores en la parte inferior izquierda y derecha en la región de las bases pulmonares siendo un poco mayor del lado izquierdo, la intensidad disminuye hacia la parte superior, es decir, hacia los ápices. Nuevamente se observa como las intensidades disminuyen con el transcurso del tiempo hasta llegar a un flujo cero, el cual corresponde al mapa número ocho, donde se visualiza una imagen con tonalidad oscura. Una vez alcanzado un flujo cero se inicia nuevamente la fase inspiratoria lo cual se refleja en los mapas con aumentos de intensidad hasta alcanzar nuevamente valores de máximo flujo inspiratorio. También se observan los mismo patrones entre los primeros y últimos mapas al igual que entre algunos de los mapas centrales como el número 9,10 y 11, aunque muestran intensidades ligeramente diferentes.

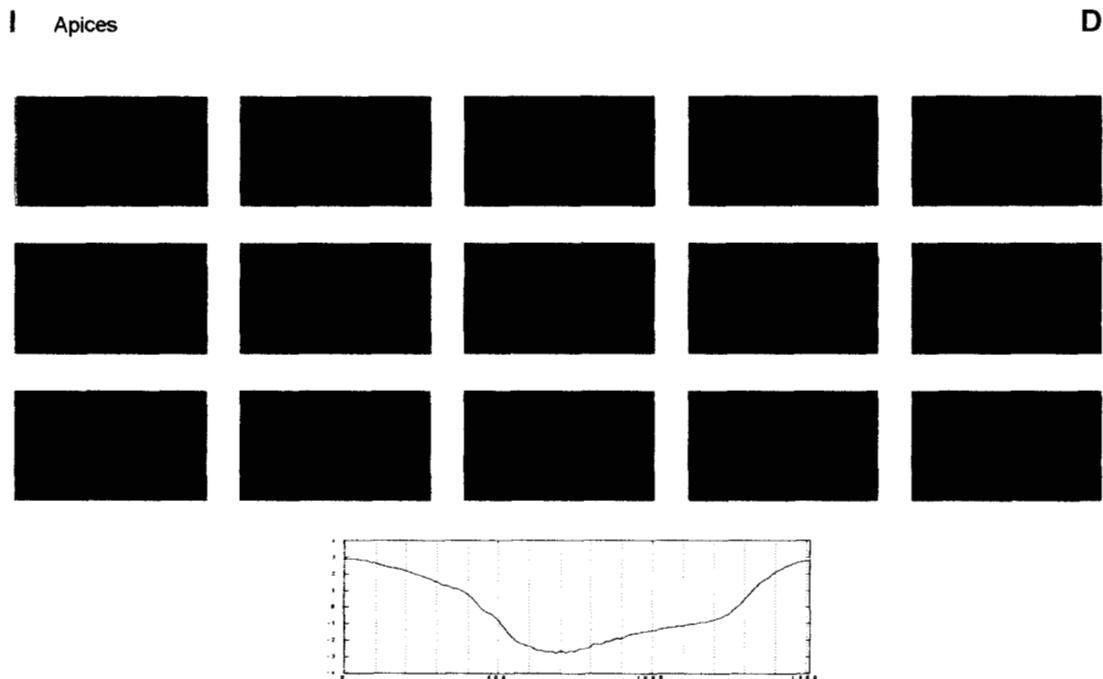


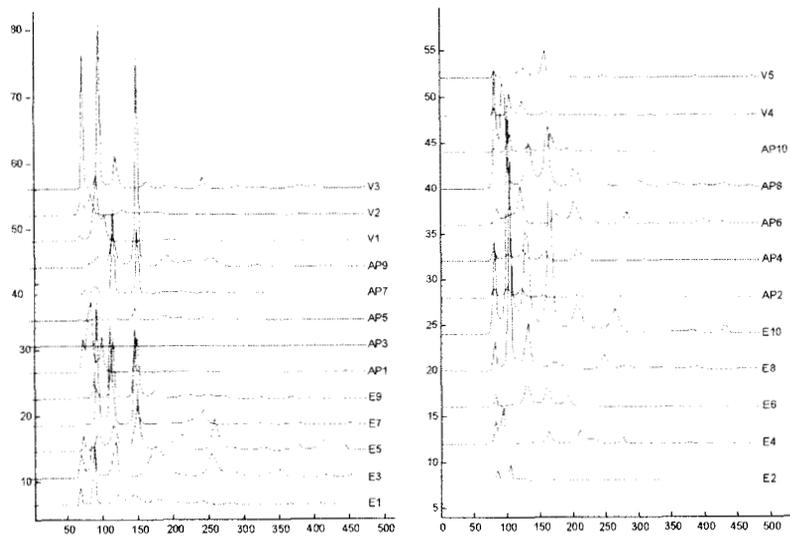
Figura 42. Mapas en el dominio espacio-tiempo para sujeto 2, parte posterior.

Por último en la figura 42 se presentan los mapas generados para el segundo sujeto sobre la parte posterior. Observando los primeros mapas se tienen que las intensidades mayores están en la parte inferior derecha e izquierda correspondiente a las bases. Se observa nuevamente como hay patrones entre los mapas iniciales y finales, lo cual se sabe corresponde a los valores de máximo flujo. Se observa un decremento en la intensidad desde el inicio del ciclo hasta llegar al flujo cero y de ahí en adelante empieza a incrementar la intensidad regresando a un valor de máximo flujo inspiratorio. Nuevamente los mapas iniciales y finales corresponden a la fase inspiratoria mientras que los centrales representan la fase espiratoria. El mapa número cuatro posiblemente es la representación a flujo cero.

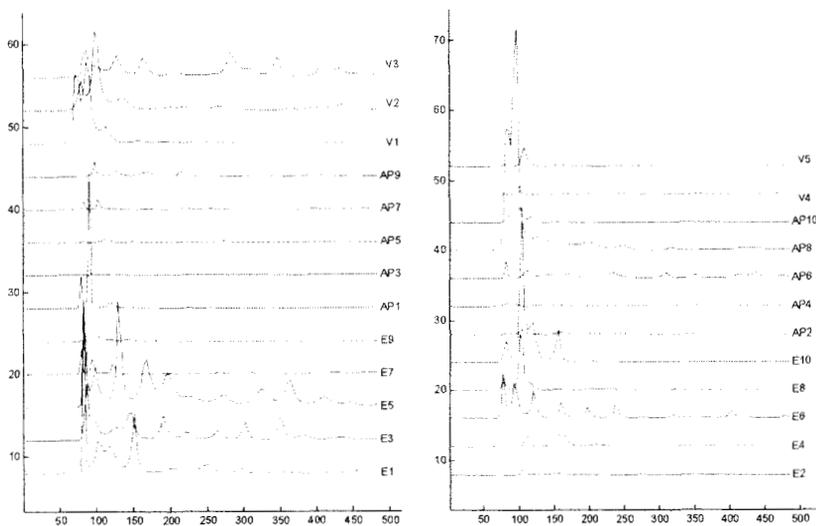
## 5.4.2 MAPAS ESPACIO-FRECUENCIA

Con el conjunto de señales adquiridas en la superficie torácica de cada uno de los sujetos se obtuvo un modelo autorregresivo de orden 25 por Burg lo cual permitió calcular la densidad de potencia espectral de cada uno de los registros. Landsberg y Cohen fueron de los primeros autores en usar un modelo autorregresivo para estimar las características en frecuencia del sonido pulmonar [2]. El objetivo de generar mapas en el dominio de la frecuencia es poder caracterizar la actividad del sonido respiratorio en un futuro, esto posiblemente sea de ayuda en la valoración de sujetos sanos y enfermos.

Una vez obtenidas las diferentes densidades se calculó dentro del conjunto de señales de un mismo sujeto el valor de la frecuencia máxima. A partir de ésta se dividió el registro total en 4 bandas de frecuencia: de 0 a 25% de la frecuencia máxima presente, del 25 al 50% de la frecuencia máxima, la tercera, del 50 al 75% de la frecuencia máxima y una última banda de 75 al 100% de la máxima frecuencia presente. Con esta división se generaron cuatro mapas correspondientes a la actividad respiratoria registrada en la pared torácica anterior y posterior. Se utilizaron cuatro paletas de color, rojo, amarillo, verde y azul, respectivamente. Para la generación de los mapas se siguió un procedimiento similar al empleado en el análisis espacio- tiempo, es decir, se seleccionaron ventanas de 100 muestras de la señal respiratoria en los valores de máximo flujo inspiratorio y espiratorio. Se consideraron promedios de la potencia espectral en cada una de las fases y de las bandas. A continuación en la figura 40 se muestran las densidades espectrales sobre algunos de los segmentos seleccionados en inspiración como espiración.



(a)

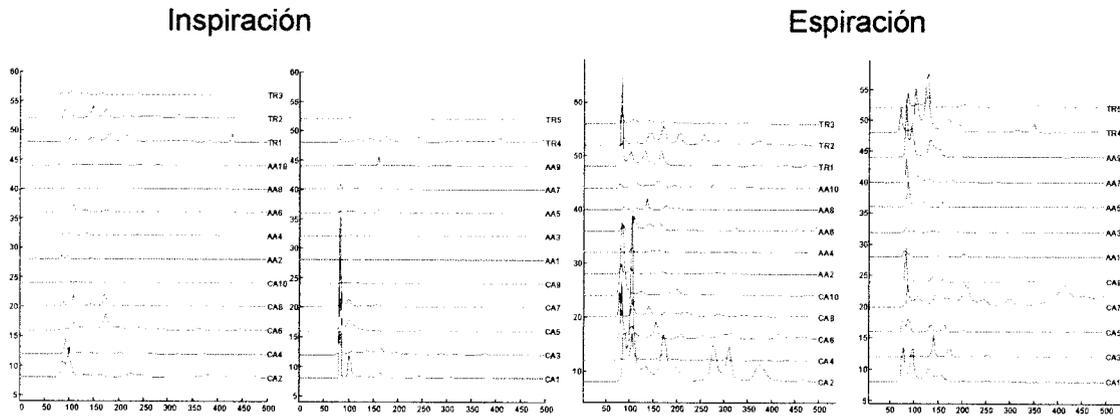


(b)

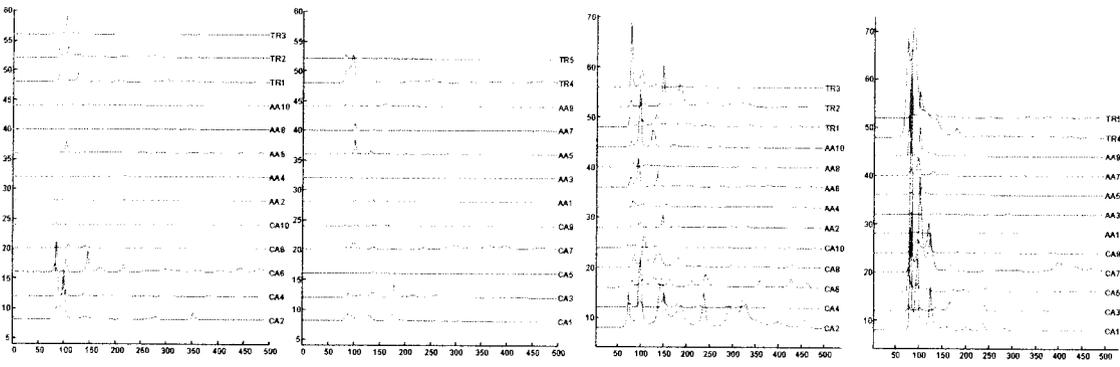
Figura 40. Registros de densidad espectral de la parte posterior del sujeto 1 a) Inspiración, b) Espiración. La banda de más baja frecuencia esta entre 1-124Hz correspondiente a la banda roja, en un rango de 125-248Hz para la banda amarilla, entre 249-372Hz para la banda verde y para la banda de alta frecuencia en un rango de 373-496Hz (banda azul).

En la figura 40a se puede apreciar como durante el ciclo de inspiración se presenta una mayor amplitud en la banda roja, amarilla y verde que con respecto a la fase espiratoria. En la inspiración en la primera banda (roja) se observa como cerca de los 100Hz se tienen amplitudes importantes en V3, E8 y E10, lo cual corresponde a información sobre

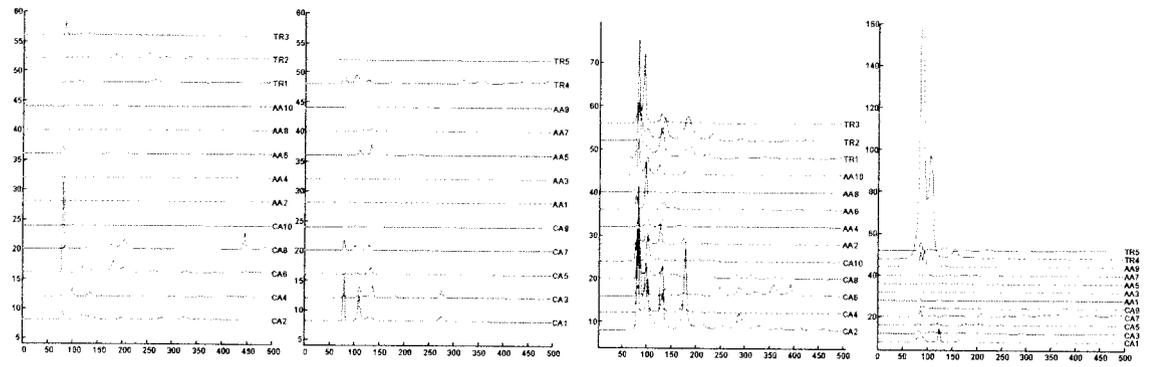
las bases. También se observa un componente de frecuencia alrededor de los 75 Hz prácticamente en todos los registros, lo cual puede ser sonido cardiaco, a pesar de haberse aplicado un filtro determinístico no se logra eliminar completamente. Con respecto a la banda amarilla se pueden apreciar algunos valores importantes de amplitud sobre los 175 Hz en AP7, AP9, E7 y E10 en la figura 40a, en la sección izquierda. Sin embargo, en general sobre esta banda se encuentra información relevante en todos los registros pero de menor amplitud. Con respecto a las siguientes bandas, verde y azul, las cuales incluyen frecuencias entre 250-370 Hz y 370-500 Hz respectivamente. En el caso de la banda verde se cuenta con información importante en E3, E5 y E10 cerca de los 270Hz, y otros componentes más pequeños en amplitud sobre los demás registros con excepción de AP1, AP3, AP2, E1, E2, y V1 en donde prácticamente son mínimos los componentes de frecuencia. Con respecto a la fase espiratoria se tiene que el máximo valor se encuentra en AP8 alrededor de los 100Hz, además un componente importante en frecuencia cercana a los 75 Hz se localiza sobre el micrófono colocado en la posición de E1, y V1. Con respecto a la banda amarilla se presenta una amplitud considerable en E5 cerca de los 125 Hz, E3 y V3 proporcionan información en las bandas restantes. También se puede observar en la gráfica que en los registros adquiridos sobre las posiciones axilares posteriores los componentes espectrales son mínimos y en algunos casos no se cuenta con alguna información. En la figura 41 se presentan los diferentes espectros obtenidos para las tres inspiraciones y espiraciones consideradas. En ellas se observan como las densidades espectrales de mayor magnitud se encuentran durante espiración. Se observa en la figura 41a que la máxima densidad esta presente en CA1 cerca de los 75Hz en inspiración mientras que en la línea axilar no se cuenta con información relevante. Sobre la línea traqueal se tiene una baja densidad espectral la cual disminuye de TR1 hasta TR5. Para la línea traqueal en espiración un componente importante se observa en TR4 y TR1 cerca de los 75Hz. En la figura 41b se puede observar como durante inspiración la máxima densidad presente esta en CA2 mientras que en la línea axilar no se observa ningún componente importante. En la misma en la inspiración se observa que en la línea traqueal algunos componentes importantes estan presenten en las dos primeras bandas los cuales disminuyen de TR1 hacia TR5. Para la fase espiratoria nuevamente la línea axilar es la de menor densidad, y los máximos valores estan en CA1, CA7 y TR4. Además se observa como a lo largo de los registros en CA7, CA2, CA6 y CA8 existe información importante.



(a)



(b)

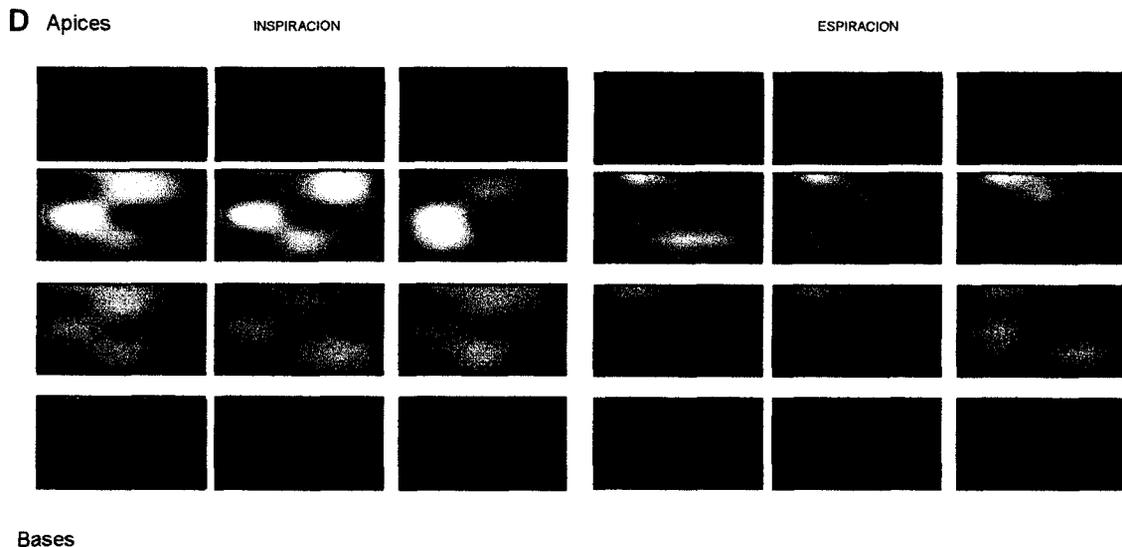


(c)

Figura 41. Densidades espectrales de la parte anterior del sujeto 1 en inspiración espiración. A. 1 Ciclo, b) 2 Ciclo y c) 3. Ciclo. Donde la banda de mas baja frecuencia esta entre 1-125Hz correspondiente a la banda roja, en un rango de 126-250Hz para la banda amarilla, entre 251-375Hz para la banada verde y para la banda de alta frecuencia en un rango de 376-500Hz que corresponde a la banda azul.

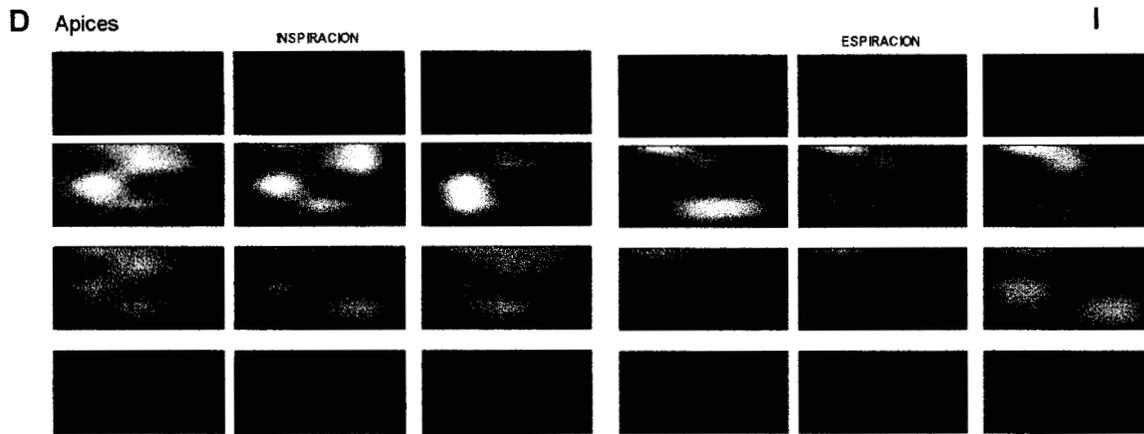
Los mapas generados a partir de las diferentes densidades espectrales de la figura 41 son mostrados en la figura 43 para todas las técnicas de interpolación utilizadas. Se observa que en la banda de baja frecuencia durante la inspiración, la cual se encuentra entre 0-125Hz la cantidad de información espectral es menor comparada con las bandas medias (amarillo y verde) las cuales están en un rango de 126-250Hz y 251-375Hz, respectivamente. En el caso de la banda amarilla se nota como el patrón existente es parecido al encontrado en los mapas espacio-tiempo, donde hay una mayor densidad de información concentrada en el centro del mapa, manteniendo una mayor intensidad sobre el lado derecho a lo largo de los tres ciclos. Para la siguiente banda se tiene la misma morfología que el caso anterior aunque menos intenso, pero con la misma característica de distribución. Sobre la ultima banda, la azul, la información contenida en las altas frecuencia es menor como se observó en los registros de densidad espectral.

Es importante señalar que todas las técnicas muestran el mismo patrón, aunque en el caso de la interpolación lineal y Neville se tienen mapas menos suaves. También se observa que hay repetitividad en los diferentes ciclos respiratorios ya que se conservan los patrones en frecuencia para diferentes instantes de tiempo.



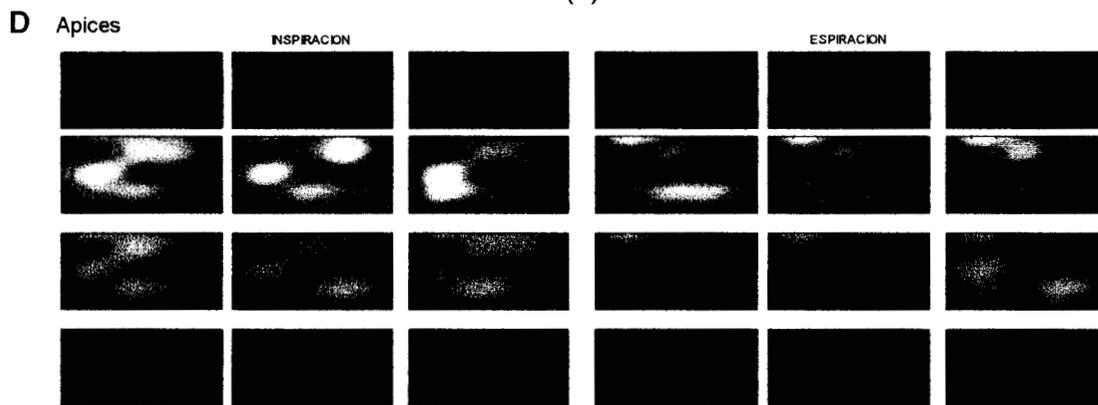
Bases

(a)



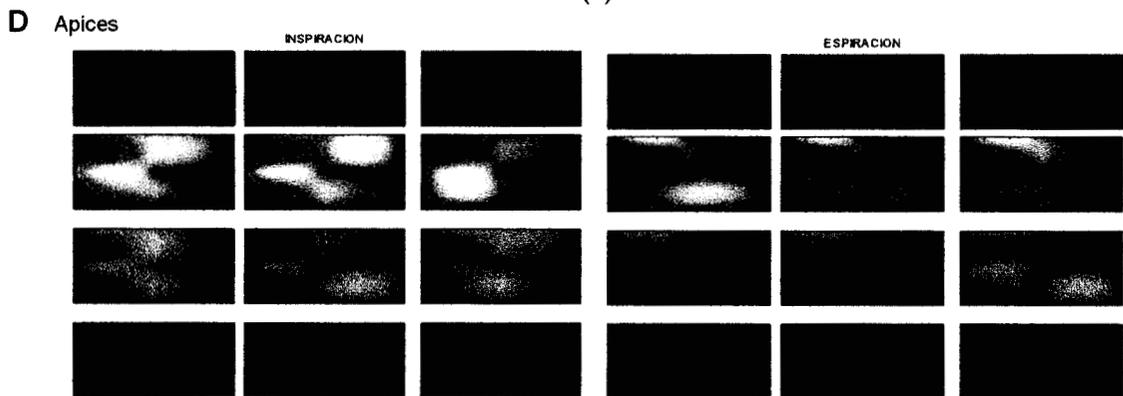
Bases

(b)



Bases

(c)

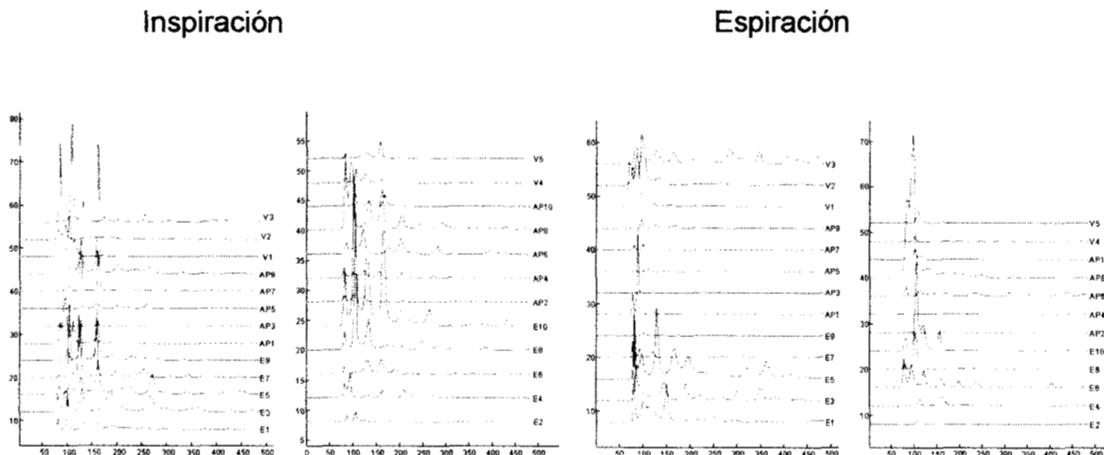


Bases

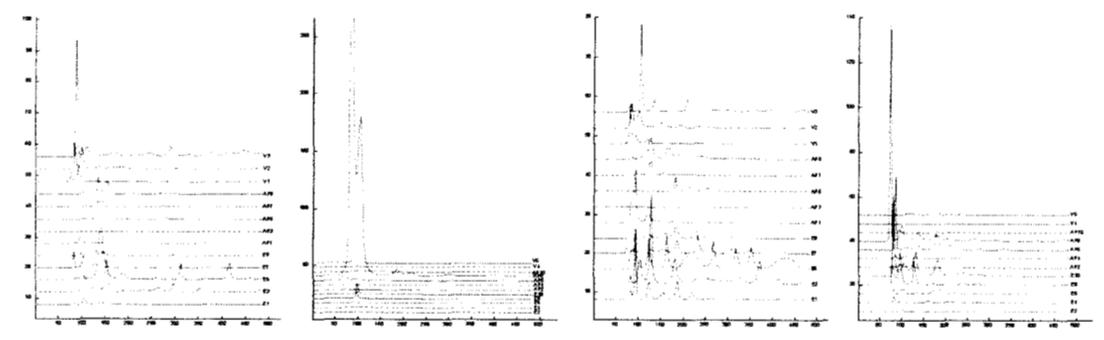
(d)

Figura 43. Mapas en espacio-frecuencia parte anterior del sujeto1.a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d)Neville. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 0-125Hz para la banda roja, 126-250Hz para la banda amarilla, entre 251-375Hz para la banda verde y por último, la banda azul entre 376-500Hz.

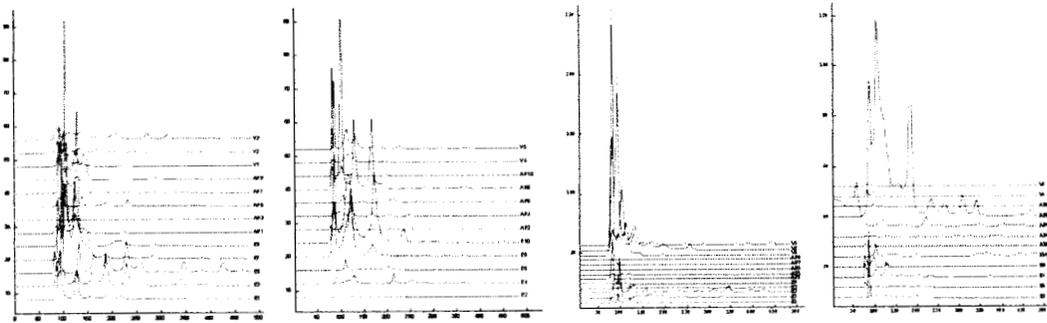
En la figura 44 se muestran las densidades espectrales obtenida en la parte posterior del sujeto 1. Observando la figura 44a para la fase inspiratoria se presenta una densidad importante cerca de los 150 Hz registrada por AP7, E10 y en E8 se observa que alrededor de los 100 Hz se cuenta con una potencia importante. En la figura 44b para la misma fase se observa como en AP8 registra la máxima densidad la cual corresponde a la banda roja que va de 0–124Hz, asimismo se observa como V2 presenta un valor cerca de 75Hz importante. Con respecto a la fase espiratoria se observa como se presentan mayores valores de densidad espectral comparada con la inspiración. Observando la figura vemos para la fase espiratoria que la banda roja y amarilla son las que más contenido espectral presentan, mientras que en las bandas restantes es mucho menor. La línea axial es la de menor contribución, mientras que la línea escapular y vertebral son las que proporcionan mayor información. Con respecto a la información suministrada durante espiración por las bandas verde y azul las cuales incluyen un rango de frecuencia de 249-372Hz y 373-496Hz respectivamente, la información de interés sobre estas bandas fueron registradas por los micrófonos E3, E5, V3 y AP8 aunque es menor en este último.



(a)



(b)



(c)

Figura 44. Densidades espectrales de la parte posterior del sujeto 1 en inspiración y espiración. A. Primer Ciclo, b) segundo Ciclo y c) Tercer Ciclo. Donde la banda de mas baja frecuencia esta entre 1-124Hz correspondiente a la banda roja, en un rango de 125-248Hz para la banda amarilla, entre 249-372Hz para la banda verde y para la banda de alta frecuencia en un rango de 373-496Hz que corresponde a la banda azul.

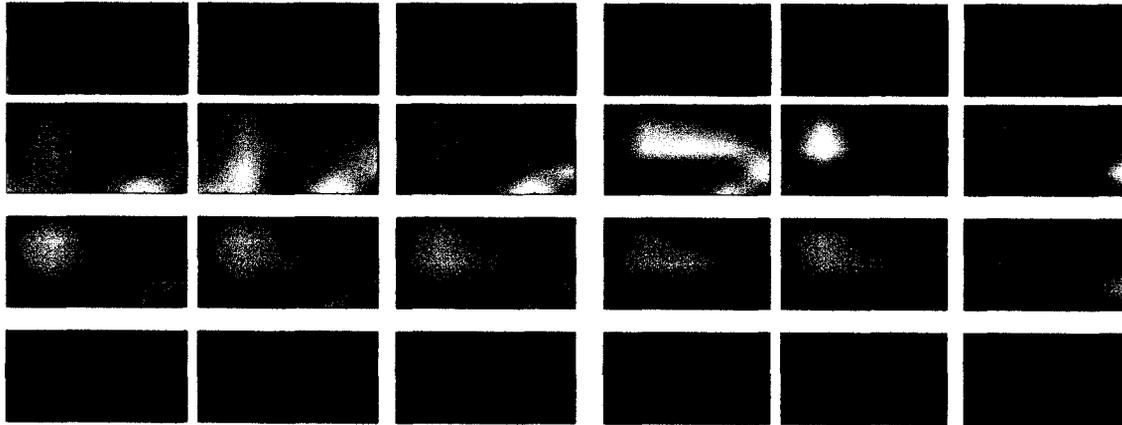
Los mapas resultantes de la parte posterior se observan en la figura 45. En las bandas de baja frecuencia y máxima frecuencia, correspondientes a la banda roja y azul, el contenido de información es menor con relación a la banda amarilla y verde. Basándose en la información proporcionada en la banda roja en inspiración se observa que hay ciertos valores de intensidad en la parte inferior en ambos lados, derecho e izquierdo, en la región de las bases. En la banda amarilla vemos que se conserva estas intensidades sobre la misma región pero con una mayor intensidad, que es más visible para el caso de la segunda inspiración sobre el lado izquierdo. En la banda verde se tiene una intensidad del sonido representada del lado izquierdo, lo cual es repetitivo en los tres ciclos, mientras que para la banda azul el contenido de frecuencia es mucho menor, lo cual es el reflejo de lo que se puede observar en los registros de densidad espectral. Con respecto a las espiraciones se tiene que en la primera y última banda el contenido espectral es menor, mientras que para la segunda y tercera banda se aprecia algo de información más central con respecto a la inspiración. La información se localiza del lado izquierdo de los mapas a lo largo de los tres ciclos. Lo mismo sucede en la banda verde donde la mayor información se encuentra del lado izquierdo. Observando los diferentes mapas obtenidos con las diferentes técnicas de interpolación vemos que todas muestran el mismo patrón, en especial entre la técnica de interpolación lineal y la neville y mapas más suaves con las técnicas spline y hermite.

I Apices

INSPIRACION

D

ESPIRACION



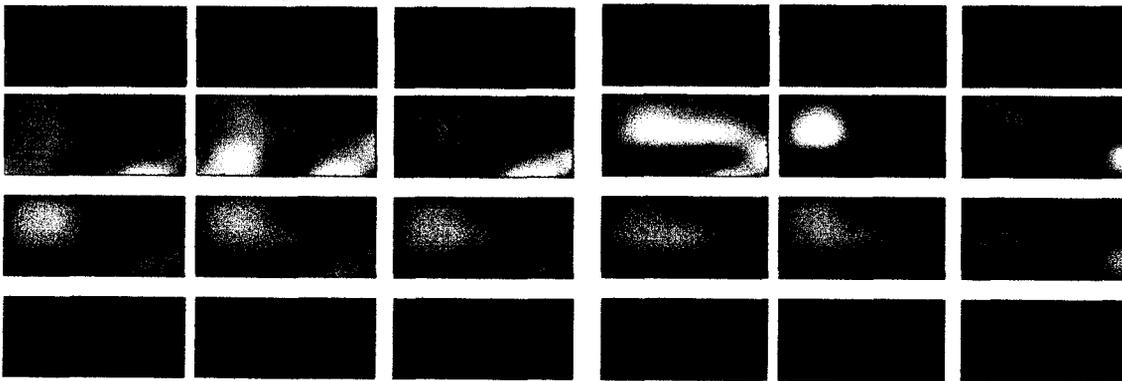
(a)

I Apices

INSPIRACION

D

ESPIRACION



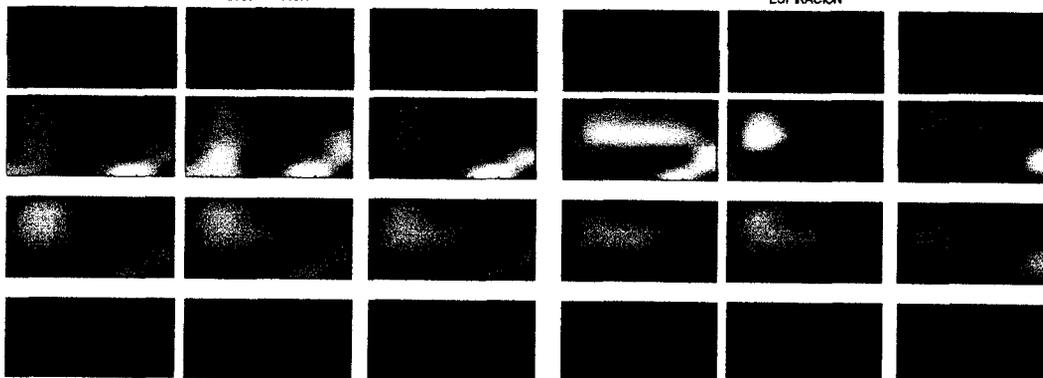
(b)

I Apices

INSPIRACION

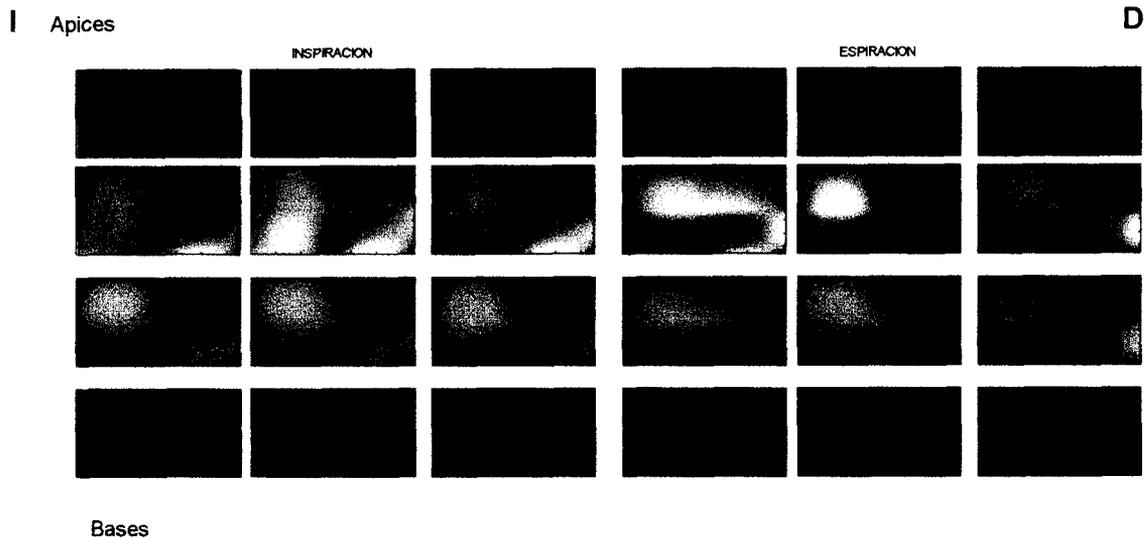
D

ESPIRACION



Bases

(c)



(d)

Figura 45. Mapas en frecuencia parte posterior sujeto1.a) Lineal, b) Spline, c) Hermite y d)Neville. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 0-124Hz para la banda roja, 127-248Hz para la banda amarilla, entre 249-372Hz para la banda verde y por Último, la banda azul entre 373-496Hz.

En las siguientes imágenes correspondientes a la figura 46 y 47 se pueden observar los mapas resultantes del segundo sujeto de la parte anterior como posterior. Dado que visualmente la técnica hermite proporciona mapas más suaves sólo esta técnica será proporcionada. En la figura 46 correspondiente a los mapas de la parte frontal se observa que en la banda de baja frecuencia algo de información esta representada sobre el lado superior derecho siendo un poco más intenso en la banda amarilla en donde se observa como para la tercera inspiración la máxima intensidad esta en la parte superior derecha e izquierda. Para la tercera banda se observa que la mayor información esta localizada en la parte superior izquierdo en especial para la segunda y tercera fase. Y finalmente, se puede observar que en la última banda la cual corresponde a altas frecuencias, hay escasa información en la parte superior del mapa. Para el caso de la espiración se observa que para la banda de baja frecuencia la información esta del lado derecho representada como un circulo en intensidad de rojo. Para la banda amarilla se observa como la máxima intensidad esta nuevamente del lado derecho siendo un poco mayor que la visualizada en la banda roja. Para las bandas restantes se tiene el mismo comportamiento siendo menor en intensidad para la banda azul.

## PARTE ANTERIOR (Sujeto 2)

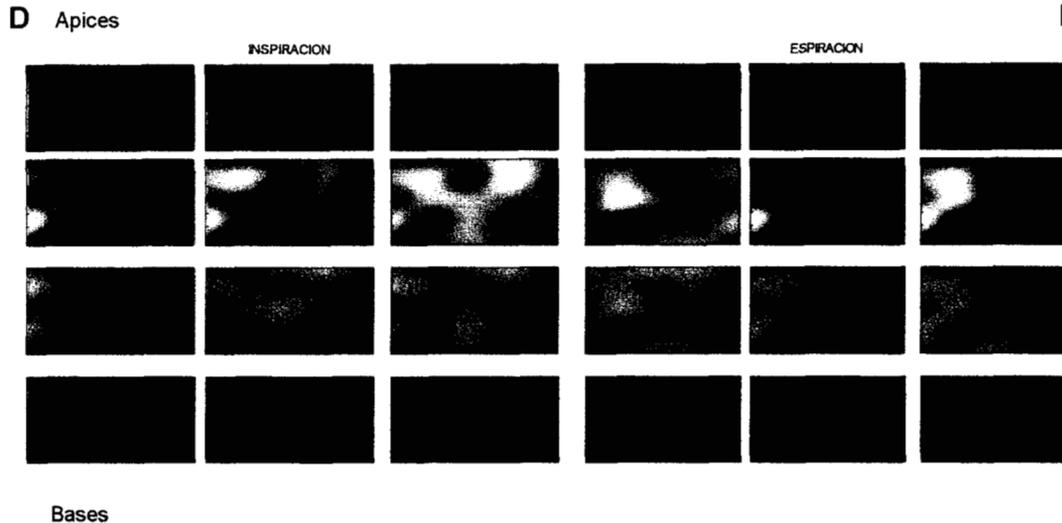


Figura 46. Mapas parte anterior sujeto 2 aplicando la técnica de interpolación hermite. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 0-118Hz para la banda roja, 119-236Hz para la banda amarilla, entre 237-354Hz para la banda verde y por último, la banda azul entre 354-472Hz.

En los mapas resultantes mostrados en la figura 47 se puede observar que las mayores potencias están en la banda amarilla. En la fase inspiratoria se puede observar como la mayor intensidad está en la parte inferior derecha e izquierda, sobre base y algo de información en la parte superior del lado izquierdo posiblemente en ápice, se observa como esto es repetitivo a lo largo de los tres ciclos respiratorios. Con respecto a la banda verde se observa como en la parte superior izquierda se encuentran la mayor intensidad y va disminuyendo hacia el lado derecho. Para las bandas roja que contiene las bajas frecuencias y la banda azul que contiene altas frecuencias se puede apreciar una morfología ligeramente igual sólo que en estas bandas las intensidades son menores. Para el caso espiratorio nuevamente la mayor intensidad está en la banda amarilla en la que se tiene una información más intensa sobre el lado inferior derecho, y un poco menor sobre el lado superior izquierdo. En la banda de altas frecuencias se observa sólo una porción del mapa de alta intensidad sobre la parte inferior derecha mientras que para la banda de bajas frecuencias se visualizan menores intensidades. Es importante observar que nuevamente las bandas amarilla y verde correspondientes a frecuencias medias muestran mayores intensidades.

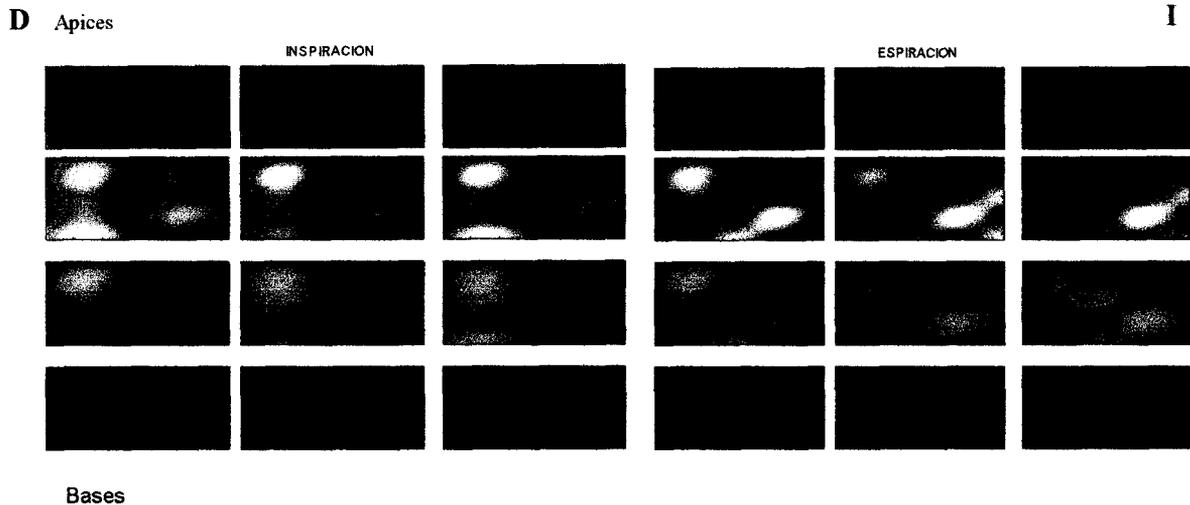


Figura 47. Mapas parte posterior sujeto 2 aplicando la técnica de interpolación hermite. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 0-125Hz para la banda roja, 125-250Hz para la banda amarilla, entre 251-375Hz para la banda verde y por último, la banda azul entre 375-500Hz.

Por último se observan las imágenes resultantes en frecuencia de los datos adquiridos a un hombre. La figura 48 muestra en el caso inspiratorio intensidades sobre la parte derecha como izquierda siendo un poco mayor del lado izquierdo esto podría corresponder a información sobre los ápices. Nuevamente se puede apreciar que la banda amarilla y verde presentan las mayores amplitudes con respecto a las otras bandas, para las bandas roja y azul se puede ver que se conserva la misma morfología aunque en menor intensidad. Para el caso espiratorio, igual que en el caso anterior espiración, se aprecia una mayor intensidad del sonido sobre la parte superior pero de manera central, siendo nuevamente mayor en la segunda y tercera banda, y manteniendo la misma morfología en las bandas de baja y alta frecuencia. Es importante ver como los patrones son repetibles para los tres ciclos respiratorios.

## PARTE ANTERIOR (sujeto 3 hombre)

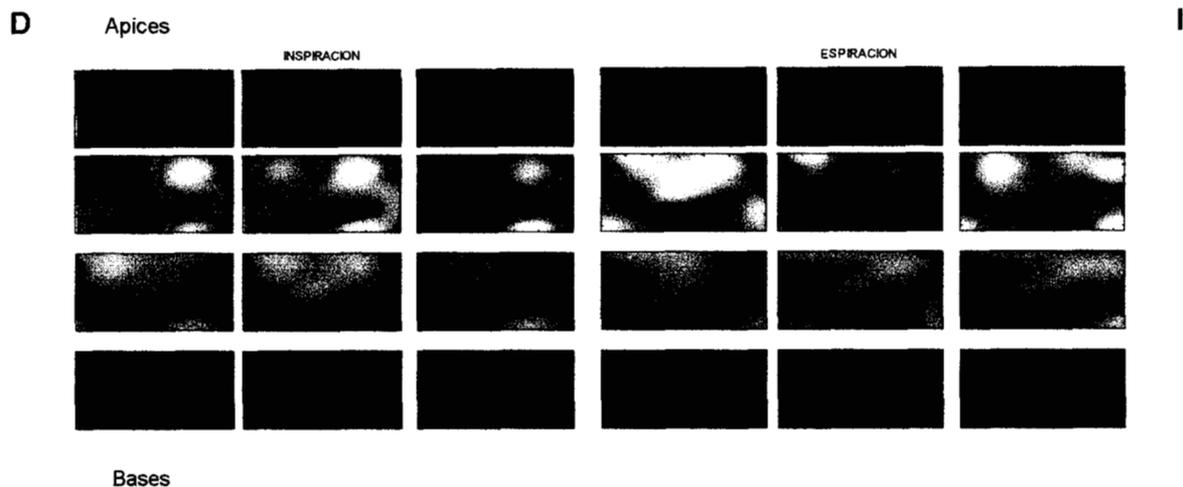


Figura 48. Mapas parte anterior sujeto 3 aplicando la técnica de interpolación hermite. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 0-123Hz para la banda roja, 124-246Hz para la banda amarilla, entre 247-369Hz para la banda verde y por último, la banda azul entre 370-492Hz.

### 5.4.3 MAPAS DE ACTIVIDAD CARDIACA

Los registros que se presentan a continuación en la figura muestran las señales obtenidas de la parte anterior al aplicar un filtro pasa banda entre 50 y 100 Hz. La intención fue realzar la actividad cardiaca y la distribución de esta actividad, que se considera más local. Los registros en la figura 49 muestra como las señales sobre la parte anterior del lado izquierdo son de mayor intensidad lo cual corresponde a los micrófonos localizados cerca del corazón. El micrófono etiquetado con TR4 presenta la mayor intensidad y se aprecian sonidos cardiacos en todas las posiciones. La metodología empleada es la misma que se ha venido realizado con los diferentes grupos de señales. A partir de los valores de máximo flujo inspiratorio y espiratorio se toma una ventana de 100 muestras y se calcula el promedio para generar los diferentes mapas espacio-tiempo.

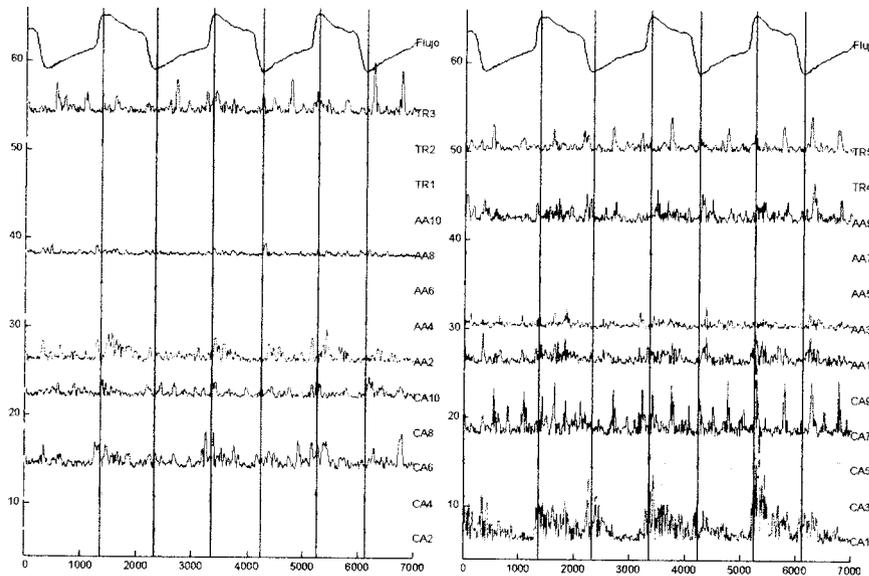


Figura 49. Señales con actividad cardiaca de la parte anterior del sujeto 1. Filtradas en un rango de 50 a 100Hz.

En la figura 50 se observan los mapas resultantes en el dominio del tiempo para los tres ciclos respiratorios considerados para los mapas de sonido respiratorio. Los mapas muestran gran parte de la actividad cardiaca en el centro del mapa y una mayor intensidad del lado izquierdo, aunque se puede observar que del lado derecho también

muestra información de menor intensidad. Observando la figura se tiene que la señal con mayor amplitud se localiza en TR4, en la región del mediastino tanto en inspiración como espiración.

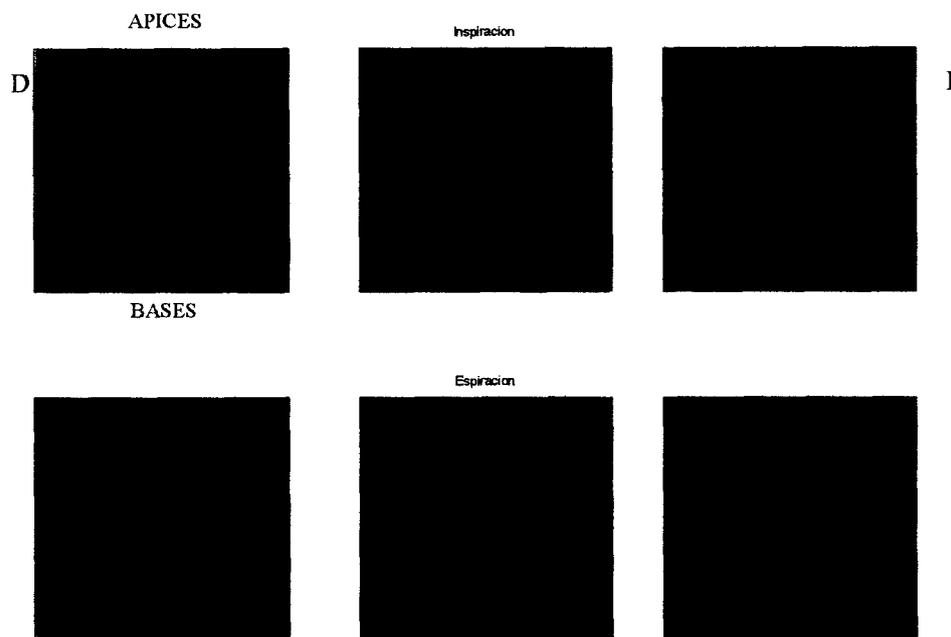


Figura 50. Mapas espacio-tiempo de la parte anterior del sujeto 1.

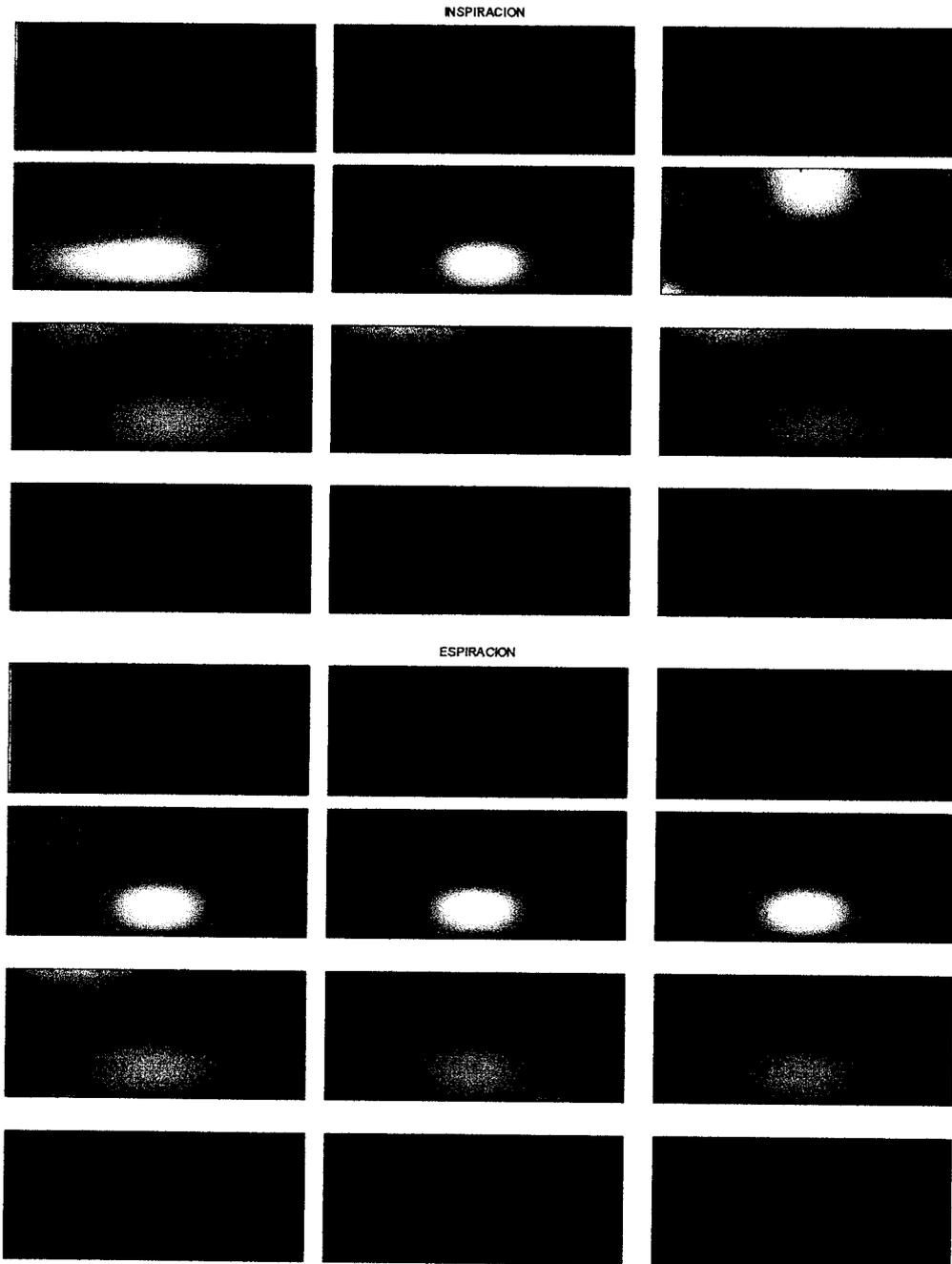
También se observa en los ápices cierta intensidad y ésta va disminuyendo hacia las bases en la fase inspiratoria. Nuevamente se presenta un patrón para las diferentes ventanas en un mismo sujeto. Con respecto a la espiración se observa que se sigue presentando una importante intensidad, un poco mayor con respecto a la inspiración, sobre el micrófono TR4 y no se tiene información importante sobre la parte superior excepto para la primera espiración.

Los mapas en frecuencia de este grupo de señales son mostrados en la figura 51. Se observa que las bandas amarilla, verde y azul contienen información espectral sobre todo en la región de TR4 tanto para inspiración como espiración.

D

Apices

I



Bases

Figura 51. Mapas espacio-frecuencia para el sonido cardiaco. Los rangos de frecuencia para este sujeto están definidos entre 50-62Hz para la banda roja, 63-74Hz para la banda amarilla, entre 75-86Hz para la banda verde y por último, la banda azul entre 87-98Hz.

En la figura 51 se observa como durante la fase inspiratoria la mayor densidad de potencia espectral se encuentra en la banda de amarilla y verde cuyos rangos de frecuencia son 63-74Hz y 75-86Hz, respectivamente. Mientras que la información en la banda de baja frecuencia la cual esta en el rango de 50-62 Hz, se tiene una intensidad del lado derecho que va disminuyendo hacia la parte izquierda en intensidad. Con respecto a los mapas obtenidos de la fase espiratoria se tiene que en las bandas amarilla, verde y azul muestran un patrón. En estas tres bandas se observa que la máxima intensidad esta en el centro de la imagen en la parte inferior lo cual corresponde a la región del mediastino. Con respecto a la banda comprendida en el rango de frecuencia de 50-62 Hz se observa un intensidad del lado derecho que va disminuyendo hacia la izquierda del mapa.

#### 5.4.4 EVALUACION DEL DESEMPEÑO DE LAS TECNICAS DE INTERPOLACION UTILIZANDO DATOS REALES

Una manera de evaluar los métodos de interpolación depende de la similitud entre los mapas interpolados y la imagen patrón, cuando se cuenta con ésta. La verdadera distribución de la intensidad del sonido no es conocida dadas las limitaciones establecidas por el número de micrófonos de registro que pueden colocarse sobre la cavidad torácica. Por lo que usando micrófonos adicionales al arreglo propuesto de 25 micrófonos se evaluó el desempeño de las diferentes técnicas. Se utilizó cuatro micrófonos adicionales, los cuales se colocaron en aquellos lugares en que por auscultación se tiene una mayor intensidad del sonido respiratorio. Dos micrófonos se colocaron sobre el pulmón derecho etiquetados como S1 y S3, los otros dos del lado izquierdo denominados S2 y S4, lo anterior para la parte posterior. La metodología empleada para el cálculo de medidas consistió en generar 100 mapas a partir de los valores de flujo máximo inspiratorio y espiratorios para tres ciclos respiratorios. Una vez seleccionada cada una de las ventanas se generaron los diferentes mapas por las diferentes técnicas de interpolación. Al final se contó con un grupo de valores interpolados contra valores medidos los cuales corresponden a S1, S2, S3 y S4. Hay que hacer notar que para esta evaluación se trabajó separadamente los puntos del pulmón derecho e izquierdo, esto debido a que la actividad pulmonar no es simétrica, como se observó en los mapas funcionales de la sección anterior.

##### 5.4.4.1 EVALUACION PARA LA PARTE POSTERIOR

Esta sección muestra los resultados obtenidos durante la fase inspiratoria resumidos en la tabla 1a-c sobre el área del pulmón izquierdo. Mientras que la tabla 2a-c muestra los resultados de la fase espiratoria sobre la misma región.

MEDIDA TECNICA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.1691	0.9171	1.15	-0.6119
SPLINE	0.1813	0.9169	1.13	-0.6939
NEVILLE	0.1846	0.9115	1.39	-0.6575
LINEAL	0.2342	0.9187	0.73	-0.8534

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.2196	0.8871	1.20	-0.6075
SPLINE	0.2282	0.8864	1.01	-0.6679
NEVILLE	0.2353	0.8804	1.35	-0.6484
LINEAL	0.2399	0.9075	0.87	-0.8269

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.1790	0.9066	0.94	-0.4848
SPLINE	0.2085	0.8940	1.06	-0.6127
NEVILLE	0.2081	0.8941	0.72	-0.6089
LINEAL	0.2120	0.9124	0.70	-0.7817

(c)

Tabla 1. Resumen de medidas sobre la parte posterior para el pulmón izquierdo. a) primera fase inspiratoria, b) segunda fase inspiratoria y c) tercera fase.

En la tabla 1 podemos observar que el interpolador hermite durante los tres ciclos 1a-c muestra el mejor desempeño con respecto a las demás técnicas. Se puede apreciar como en los tres casos la medida de inexactitud (nrv) es menor, también es apreciable el hecho que de las técnicas evaluadas es la menos sesgada (rcv). Comparando los valores obtenidos en spline y neville se observa cierta similitud entre las medidas. Si nos enfocamos en la información resultante de la interpolación lineal se aprecia un incremento de la medida de sesgo (rcv) en conjunto con un mejoramiento en la medida de cv y mse. Lo anterior es apreciable durante las tres fases.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.2163	0.8868	3.84	-0.5590
SPLINE	0.2233	0.8872	4.32	-0.6419
NEVILLE	0.2098	0.9012	2.64	-0.7017
LINEAL	0.2507	0.8891	2.32	-0.7791

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.2061	0.8929	2.53	-0.3339
SPLINE	0.2646	0.8581	3.65	-0.4622
NEVILLE	0.2113	0.8903	1.63	-0.5727
LINEAL	0.1931	0.9064	1.33	-0.6558

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.5102	0.7737	6.9	-0.2049
SPLINE	0.5535	0.7393	7.6	-0.2953
NEVILLE	0.4700	0.7647	7.4	-0.3449
LINEAL	0.3801	0.8066	3.05	-0.3375

(c)

Tabla 2. Resumen de medidas sobre la parte posterior para el pulmón izquierdo. a) primera fase espiratoria, b) segunda fase espiratoria y c) tercera fase.

La tabla 2 (a-c) muestra que de forma global el método neville entrega los mejores valores de desempeño para cv, nrv y mse. Sin embargo, la medida de rcv presenta un incremento con respecto a la técnica hermite y spline, es decir, la medida obtenida de sesgo esta más alejada del valor cero. Con respecto a la interpolación lineal nuevamente es el interpolador que presenta mayor sesgo. Al igual que en el caso anterior se puede apreciar que el interpolador hermite es la técnica con menor sesgo. A continuación se presentan las tablas de los resultados obtenidos al evaluar las técnicas sobre el pulmón derecho usando en esta ocasión como valor real el obtenido por el micrófono adicional S3.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.5554	0.6833	4.6	-0.5783
SPLINE	0.5951	0.6847	4.11	-0.4642
NEVILLE	0.5936	0.6848	4.51	-0.4669
LINEAL	0.5123	0.6988	4.25	-0.6904

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	1.104	0.7213	8.56	0.0865
SPLINE	1.46	0.7080	12.5	0.1626
NEVILLE	1.45	0.7084	12.27	0.1614
LINEAL	0.8162	0.7241	6.21	-0.0589

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.5306	0.7680	6.19	-0.1282
SPLINE	0.6555	0.7438	10.5	-0.1322
NEVILLE	0.6523	0.7443	10.3	-0.1337
LINEAL	0.4454	0.7664	5.52	-0.4102

(c)

Tabla 3. Resumen de medidas sobre la parte posterior para el pulmón derecho. a) primera fase inspiratoria, b) segunda fase inspiratoria y c) tercera fase.

En la tabla 3 de (a-c) se muestran los resultados estadísticos resultantes durante la fase inspiratoria indicando nuevamente que la interpolación hermite muestra un mejor desempeño a lo largo de los diferentes ciclos respiratorios. El interpolador lineal presenta una mejor medida de nrv, cv y mse pero aún sigue siendo la técnica más sesgada. Con respecto a las técnicas spline y neville se puede observar la similitud de sus medidas durante los tres ciclo, podemos decir que los métodos son similares.

MEDIDA TECNICA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	13.91	0.6674	160.5	0.5053
SPLINE	10.23	0.6648	122.8	0.4720
NEVILLE	10.31	0.6643	126.4	0.4721
LINEAL	7.48	0.6808	88.6	0.4600

(a)

MEDIDA TECNICA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	4.39	0.8184	30.49	0.6665
SPLINE	4.05	0.8037	30.24	0.5625
NEVILLE	4.09	0.8036	30.2	0.5932
LINEAL	3.12	0.8212	23.42	0.5929

(b)

MEDIDA TECNICA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	6.39	0.8184	25.57	0.6665
SPLINE	4.05	0.8037	22.56	0.5921
NEVILLE	4.09	0.8036	22.89	0.5932
LINEAL	3.12	0.8212	19.21	0.5929

(c)

Tabla 4. Resumen de medidas sobre la parte posterior para el pulmón derecho. a) primera fase espiratoria, b) segunda fase espiratoria y c) tercera fase.

Con respecto a las medidas obtenidas en la tabla 4 durante espiración podemos observar como todo el grupo de medidas muestran un incremento es decir, se alejan de sus valores ideales. Para este caso no es posible indicar que método es el que presenta un mejor desempeño ya que si comparamos la medida de nrv vemos como hermite, spline y neville se encuentran en el mismo rango de valores, en tanto que el caso lineal muestra un comportamiento contrario a lo que se había observado. Debido a que los valores de nrv aumentan para todas las técnicas de interpolación sobre todas las fases, las medidas de sesgo no son confiables, por lo cual no se puede determinar que interpolador presenta un mejor desempeño. Estas medidas no son

confiables dado que indican que los valores interpolados se alejan de los valores medidos.

#### 5.4.4.2 EVALUACION PARA LA PARTE ANTERIOR

Las siguientes tablas muestran los resultados de las diferentes medidas obtenidas para la parte anterior. Aplicando el mismo procedimiento usado para la parte posterior, se dividieron los puntos de adquisición adicionales entre lado derecho e izquierdo. La tabla 5 presenta los datos resultantes sobre los puntos S1 y S3 para la fase inspiración en los tres ciclos respiratorios que corresponden al lado izquierdo.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.7187	0.5383	3.16	0.7562
SPLINE	0.7120	0.5446	3.92	-0.7736
NEVILLE	0.7029	0.5536	2.45	-0.7615
LINEAL	0.6415	0.5938	2.35	-0.8120

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.875	0.5079	11.08	-0.2709
SPLINE	1.05	0.55	10.07	-0.3019
NEVILLE	1.07	0.5531	11.54	-0.2854
LINEAL	0.8948	0.5908	8.2	-0.3796

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
HERMITE	0.824	0.6086	8.06	-0.1879
SPLINE	0.8886	0.6285	7.02	-0.2421
NEVILLE	0.8715	0.6410	5.01	-0.1371
LINEAL	0.7869	0.6481	4.43	-0.3214

(c)

Tabla 5. Resumen de medidas sobre la anterior para el pulmón izquierdo. a) primera fase de inspiración, b) segunda fase de inspiración y c) tercera fase.

En la tabla 5 (a-c) se puede observar que la técnica hermite nuevamente genera una medida de sesgo más cercana al valor cero mostrando que de las técnicas evaluadas es el interpolador con menos sesgo. Para las medidas resultantes para la técnica spline y neville se observa un comportamiento similar, y nuevamente la técnica lineal presenta mejores medidas de nrv y cv, pero al igual que para la parte posterior, se tiene una medida de sesgo que se aleja más del valor cero.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.5994	0.6429	1.73	-0.7816
SPLINE	0.5919	0.6437	1.57	-0.8271
NEVILLE	0.6207	0.6163	1.89	-0.7701
LINEAL	0.5775	0.6636	1.26	-0.8529

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.5632	0.6622	3.09	-0.7640
SPLINE	0.5486	0.6753	3.27	-0.7960
NEVILLE	0.5602	0.6632	3.32	-0.7500
LINEAL	0.5242	0.6991	3.14	-0.8160

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.6360	0.6047	2.38	-0.7636
SPLINE	0.6852	0.5699	2.92	-0.7470
NEVILLE	0.6329	0.5672	2.45	-0.7032
LINEAL	0.3120	0.6077	1.94	-0.7766

(c)

Tabla 6. Resumen de medidas sobre la anterior para el pulmón izquierdo. a) primera fase de espiración, b) segunda fase y c) tercera fase.

En la tabla 6 presenta los datos resultantes sobre los puntos S1 y S3 para las tres fases espiratorias En 6 (a) de nuevo la lineal presenta mejores medidas en nrv, cv y mse, pero su medida de sesgo es la más alejada del valor cero. A pesar de que la técnica hermite muestra valores de nrv, cv y mse mayores sigue indicando que es la menos sesgada de las técnicas estudiadas. Entre spline y neville se tiene un comportamiento similar. Esta misma observación se puede realizar en la tabla 6b y 6c. Finalmente las medidas para la parte frontal derecha en la fase inspiratoria y espiratoria son mostrados en las tablas 7 y 8. Los valores en la tabla 7(a-c) muestran las medidas resultantes para la fase inspiratoria las cuales son muy similares entre ellas y para todas las fases con respecto a las medidas de nrv, cv y mse. Se tiene una vez mas que la lineal presenta mejores valores de nrv, cv y mse, pero nuevamente el valor de rcv más alto. En este grupo de datos se puede observar como la técnica hermite y Neville tienen medidas similares, durante sus tres ciclos. En estas técnicas

se observa como la medida de sesgo es casi la misma en la primera y segunda fase mientras que para la tercera fase tenemos que el valor de rcv más cercano al cero lo entrega la técnica neville.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.5994	0.6429	1.73	-0.7816
SPLINE	0.5919	0.6437	1.57	-0.8271
NEVILLE	0.6207	0.6163	1.89	-0.7701
LINEAL	0.5775	0.6636	1.26	-0.8529

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.5632	0.6622	3.09	-0.7640
SPLINE	0.5486	0.6753	3.27	-0.7960
NEVILLE	0.5602	0.6632	3.32	-0.7500
LINEAL	0.5242	0.6991	3.14	-0.8160

(b)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.6360	0.6047	2.38	-0.7636
SPLINE	0.6852	0.5699	2.92	-0.7470
NEVILLE	0.6329	0.5672	2.45	-0.7032
LINEAL	0.6312	0.6077	1.94	-0.7766

(c)

Tabla 7. Resumen de medidas sobre la parte anterior para el pulmón derecho. a) primera fase de inspiración, b) segunda fase y c) tercera fase.

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.6771	0.6266	2.30	-0.9293
SPLINE	0.6980	0.6123	2.55	-0.9461
NEVILLE	0.6827	0.6099	2.60	-0.9327
LINEAL	0.6745	0.6472	2.57	-0.9484

(a)

MEDIDA	nrv	cv	mse	rcv
TECNICA				
HERMITE	0.6402	0.6399	1.76	-0.9163
SPLINE	0.6491	0.6496	1.83	-0.9324
NEVILLE	0.6534	0.6000	1.85	-0.8776
LINEAL	0.6320	0.6834	1.82	-0.9409

(b)

MEDIDA	nrv	Cv	mse	rcv
HERMITE	0.6144	0.5969	2.65	-0.7541
SPLINE	0.6535	0.5911	2.72	-0.8439
NEVILLE	0.6435	0.5971	2.69	-0.7983
LINEAL	0.6294	0.6189	2.70	-0.8646

(c)

Tabla 8. Resumen de medidas sobre la parte anterior para el pulmón derecho. a) primera fase de espiración, b) segunda fase y c) tercera fase.

En la tabla 8a-c se muestran las medidas resultantes para la fase espiratoria. Se aprecia un grupo de medidas con un comportamiento similar en las diferentes fases. Se puede observar en la tabla 8a y 8c como la medida de sesgo (rcv) es menor para la técnica de interpolación hermite, mientras que en la segunda fase se tiene que la mejor medida de rcv esta dada por la técnica de interpolación neville. Nuevamente se observa que la técnica lineal presenta una medida de sesgo más alejada de cero, indicando que es el interpolador que presenta más sesgo.

De las diferentes medidas obtenidas de la parte frontal como posterior, y trabajando separadamente la información del pulmón derecho e izquierdo parece ser que la técnica hermite presenta un mejor desempeño global, es decir tanto para la fase inspiratoria como espiratoria. Además, visualmente los mapas entregados con esta técnica muestra mapas, tanto de la intensidad del sonido como del contenido en frecuencia más suaves que las proporcionadas por las técnicas lineal y neville. Con respecto a la técnica spline se tiene visualmente imágenes similares a las proporcionadas por la técnica hermite sin embargo, la medida de rcv confirma que la técnica hermite presenta un desempeño global superior.

## **BIBLIOGRAFIA**

[1] Kompis, M; Wodicka,G. " Coherence of Inspiratory and Expiratory Breath Sounds as a Function of Inter-Microphone Distance", IMBBC95, paper 4.2.6.17, 1998.

[2] Gariely. N, Cugell. D, " Special Methods of Breath Sound Analysis",Breath Sounds Methodology", Chapter 10, pp137-142, 1995.

[3] D.J. Foley, A.V. Dam, S.K. Ferner and J.F. Hughes, " Computer Graphics Principles and Practice", Chap 11,Edit. Addison Wesley, pp 471-532.

[4] C.K Soong, JC Lind, GR Shaw y ZJ Koles, "Systematic Comparisons of Interpolation Techniques in Topographic Brain Mapping", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 87, pp.185-195, 1993.

[5] C.J. Tierra,, D.M. Simpson, and A.F.C.Infantosi, " Resolución Espacial y Técnicas de Interpolación para Mapas Cerebrales con Derivación de la Fuente Utilizando Simulaciones", Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol. 18, No.4, pp.21-31, 1997.

[6] R. Donasi, S. Kraman, "Lung Sound Intensity Variability in Normal Men. A countour Phonopneumographic Study", Chest, pp.628-631, 1983.

[7] S.S Kraman, "Lung Sounds: Relative Sites of Origen and Comparative Amplitudes in Normal Subjects", Lung, pp.57-64, 1983.

[8] S.S. Kraman and O. Austrheim," Comparison of lung Sound and Transmitted Sound Amplitude in Normal Men", Am Rev respir Dis, 128, pp.451-454, 1983 April 1983.

[9] H. Pasterkam, S. Patel, G.R. Wodicka, " Asymmetry of Respiratory Sounds and Thoracic Transmission", Medical and Biological Engineering and Computing, 35, pp.103-106, 1997.

## **CAPITULO VI**

### **DISCUSION Y CONCLUSIONES**

El propósito de este trabajo fue explorar el mapeo bidimensional de los sonidos respiratorios. Este esfuerzo generó los primeros mapas bidimensionales de la actividad respiratoria empleando un grupo de registros simultáneos sobre la superficie torácica. Se implementaron diferentes técnicas de interpolación seleccionadas a partir de una revisión bibliográfica y que han sido frecuentemente usadas en diferentes aplicaciones. Así mismo, se evaluó el desempeño de las técnicas de interpolación implementadas. Para esta evaluación también se seleccionaron aquellas medidas más frecuentemente reportadas en la literatura.

La posible relación que presenta la intensidad del sonido con el grado de ventilación pulmonar ha sido reportada anteriormente en la literatura [1,4,5]. En este sentido, los resultados reportados en la presente tesis sugieren la posibilidad de una mayor ventilación sobre ápices en la parte anterior mientras que en la parte posterior se tiene una mayor ventilación sobre las bases pulmonares. Además, los mapas resultantes muestran una distribución de la intensidad del sonido de la parte superior a inferior. Es decir, de mayor a menor intensidad de ápices a bases, para la parte anterior, mientras que en la parte posterior se observó un comportamiento contrario, de bases a ápices.

Adicionalmente, los diferentes mapas que se obtuvieron reflejan asimetrías en el comportamiento pulmonar, lo cual concuerda con los resultados encontrados por diferentes autores en los últimos años, por ejemplo el realizado en [3]. Se asume que los sonidos pulmonares escuchados con el estetoscopio sobre lugares homólogos en los pulmones de un sujeto sano deben de presentar características similares [3]. Sin embargo, otros estudios han demostrado que existen asimetrías y que el sonido respiratorio es más fuerte del lado izquierdo sobre las bases en la parte posterior. En el caso de los mapas obtenidos en esta tesis sobre la parte posterior se aprecia este comportamiento. Sin embargo, es necesario hacer notar que los mapas obtenidos en esta tesis utilizan información simultánea en comparación con otros estudios.

El estudio realizado en [2] indican diferencias de intensidad entre la fase inspiratoria y espiratoria y confirman lo encontrado en los mapas reportados en este trabajo en donde se observa repetitividad entre inspiraciones y espiraciones pero diferencias entre las dos fases.

En los diferentes mapas obtenidos se logró apreciar una mayor intensidad de la actividad respiratoria sobre el lado izquierdo para la parte posterior mientras que los mapas generados de la parte frontal mostraron una mayor intensidad del lado derecho. La actividad respiratoria para ambos casos se concentra en regiones correspondientes a bases para la parte posterior y ápices para la parte anterior. Es posible que para la parte anterior este aumento de intensidad se deba a que el pulmón derecho tiene un tamaño ligeramente mayor con respecto al izquierdo.

Es importante recordar que en esta tesis no se pretende generar patrones de distribución de los sonidos respiratorios, el objetivo fue la exploración del mapeo bidimensional de los sonidos respiratorios para la futura búsqueda de patrones acústicos espacio-tiempo y espacio-frecuencia. Sin embargo, los resultados mostraron que existen ciertos patrones de actividad respiratoria en el mismo sujeto. En los mapas espacio-tiempo se encontraron patrones intra-sujeto. Se aprecia como para la parte posterior en los dos sujetos femeninos la intensidad del sonido pulmonar muestra valores importantes tanto del lado derecho como izquierdo, siendo de menor intensidad hacia el centro sobre la línea vertebral. Para los mapas en la parte anterior se puede observar una pequeña área del mapa en negro, la cual corresponde con las glándulas mamarias mientras que en el sujeto masculino se observó una intensidad mayor sobre esta región tanto a la derecha como a la izquierda y que va disminuyendo de ápices hacia bases.

Con respecto a los mapas de actividad cardíaca se observa como se conserva un cierto patrón en los mapas espacio-tiempo entre las diferentes fases. Se observa una intensidad importante localizada en TR4 correspondiente a la región del mediastino. Esta información se presenta tanto en la fase inspiratoria como espiratoria.

Sin embargo, dado que el número de sujetos fue limitado no se puede establecer patrones inter-sujetos. Por estas razones es necesario en estudios posteriores generar mapas con un número mayor de sujetos.

Para los mapas de frecuencia se utilizaron cuatro bandas diferentes utilizando el valor de la máxima frecuencia presente en el registro. Así también, se obtuvieron mapas específicos de la actividad cardíaca. Estos mapas presentan un componente espectral importante en TR4; en la región del mediastino se observa que el componente cardíaco presenta información importante en tres de las cuatro bandas de información espectral. Sin embargo, también se observa cierto contenido espectral cardíaco importante en la región correspondiente a los ápices pulmonares. Por lo que es relevante tratar de reducir este componente en futuros trabajos.

Para los mapas en frecuencia de los sonidos respiratorios, del grupo de sujetos analizados, se observa que las bandas medias presentan intensidades de la densidad espectral mayores. También se observó que en la banda de alta frecuencia (banda azul) no se presenta información respiratoria importante. Sin embargo, se analizó un grupo limitado de sujetos sanos; se asume que al generar mapas en sujetos con alguna patología respiratoria se puede llegar a generar diferentes mapas donde los patrones posiblemente difieran considerablemente de los obtenidos. La importancia de generar mapas en la frecuencia es la posible caracterización de la actividad respiratoria por bandas.

Con respecto al grupo de mapas espacio-tiempo obtenidos a lo largo de un ciclo completo se observó como se conservan los mismos patrones al inicio y final del ciclo coincidiendo con la información entregada en los mapas espacio-tiempo de los valores de máximo flujo inspiratorio y espiratorio. Se observan cambios con respecto a la intensidad del sonido, es decir, para un valor de flujo máximo inspiratorio se presenta una mayor intensidad que va disminuyendo hacia la fase espiratoria hasta llegar al máximo espiratorio. Con respecto al valor de flujo cero se generan mapas de muy baja intensidad en tonalidad de negro dentro del grupo de mapas generados a lo largo del flujo respiratorio. Este grupo de mapas podrían ayudar a la valoración de la actividad pulmonar, ya que muestran el comportamiento de la actividad respiratoria a lo largo de un ciclo. Se pudo observar como la intensidad varía desde un flujo máximo inspiratorio hasta un flujo máximo espiratorio.

Uno de los resultados de interés en la presente tesis es la distribución del sonido presente en los mapas de espacio-tiempo y espacio-frecuencia intra-sujeto en donde se observó aproximadamente el mismo patrón en la fase inspiratoria y espiratoria.

El grupo de medidas usadas en el proceso de evaluación permitieron visualizar que técnica presenta un mejor desempeño para nuestra tarea específica. La evaluación nos lleva a sugerir que posiblemente la técnica de interpolación Hermite es la más adecuada. Los resultados de la evaluación muestran, en las diferentes fases para la parte frontal como posterior, que el interpolador Hermite presenta en forma global el menor sesgo de todos los interpoladores incluidos en el análisis. El segundo lugar lo ocupa la técnica spline, seguida por Neville, y por último la interpolación lineal, que a pesar de ser la que presenta mejores medidas de nrv, cv y mse, siempre mostró ser la técnica con mayor sesgo. Sin embargo, se apreció que en general las técnicas muestran una consistente sub-estimación de los valores estimados. El número de puntos que se consideraron para el proceso de evaluación fueron 300 para la fase inspiratoria y la misma cantidad para la espiratoria.

Las diferencias mediante evaluación visual que se observaron entre las imágenes obtenidas por cada método de interpolación fue básicamente en términos de la suavidad de los mapas, es decir, las técnicas Hermite y spline proporcionan los mapas con mayor suavidad en comparación con las técnicas Neville y lineal.

Los artefactos que se producen en el momento de la adquisición y que afectan los diferentes registros son producto en gran parte del movimiento del sujeto, roce entre los cables de los micrófonos y un mal contacto entre piel-micrófono. En trabajos futuros es necesario tener un mejor control sobre estos elementos. Es importante también generar un protocolo para realizar los registros en diferentes sujetos, ya que esto ayudaría en la interpretación de los mapas inter-sujeto. El protocolo deberá incluir una población uniforme, con hábitos semejantes.

Los resultados obtenidos para el grupo de imágenes sintéticas indican que el aumentar el número de valores conocidos generan mejores imágenes proporcionando mapas con mejor resolución espacial. La evaluación estadística confirmó esta observación. Sin embargo, existen limitaciones de espacio y de ferretería "hardware", por ejemplo, tamaño de las campanas.

Una de las perspectivas del presente trabajo es el poder generar patrones que permitan caracterizar la actividad respiratoria. Los primeros mapas generados en esta

tesis alientan a seguir la investigación en esta línea. Para esto es necesario generar mapas en un grupo mayor de sujetos que permitan realizar comparaciones inter-sujeto. Además, es importante contar con una población uniforme aplicando un protocolo de adquisición.

Otra posible extensión a lo realizado en esta tesis es implementar un método de interpolación estadístico usando para esto un esquema de transferencia de bases haciendo uso de la transformada wavelet. El problema de interpolación es encontrar una superficie suave que satisfaga un grupo de valores conocidos. Las técnicas de interpolación que se implementaron en este trabajo pasan por los valores conocidos, mientras que en la técnica de interpolación estadística no siempre sucede esto, lo cual es una ventaja cuando se tienen registros con ruido.

En conclusión se desarrolló un análisis que permite en un futuro realizar estudios que ayuden a encontrar patrones de la distribución de la intensidad del sonido respiratorio en sujetos sanos y enfermos. El análisis de los diferentes tipos de mapas ya sea en espacio-tiempo, espacio-frecuencia o a lo largo de un ciclo respiratorio pueden ser de gran ayuda en el campo médico, ya que permiten realizar evaluaciones de la actividad respiratoria.

## **BIBLIOGRAFIA**

- [1] Garrely, "Auscultation of Bread Sound", Cap 1, pp. 1-13.
- [2] R.Donasi and S.Kraman, "Lung Sound Intensity Variability In Normal Men. A Contour Phonopneumographic Study", Chest ,4, pp. 628-631, 1983.
- [3] H. Pasterkam, S. Patel, G.R. Wodicka, "Asymmetry of Respiratory Sounds and Thoracic Transmission", *Medical and Biological Engineering and Computing*, 35, pp.103-106, 1997.
- [4] S.S. Kraman and O. Austrheim," Comparison of lung Sound and Transmitted Sound Amplitude in Normal Men", *Am Rev respir Dis*, 128, pp.451-454, April 1983.
- [5] S.S. Kraman, " Does laryngeal Noise Contribute to the Vesicular Lung Sound", *Am Rev Respir Dis*, pp.292-294, 1981.

## ANEXO 1

### Método de interpolación estadístico

La interpolación de superficies permite recuperar una superficie cuando sólo se encuentra disponible información parcial de la misma. Este problema es mal condicionado ya que innumerables superficies pueden satisfacer las restricciones, es decir, numerosas superficies pueden pasar por los datos disponibles. De ahí que es importante considerar un procedimiento de regularización que tome en cuenta la eficiencia computacional y aspectos visuales.

El problema de interpolación se puede formular mediante la siguiente función a minimizar

$$\mathcal{E}(f) = S(f) + \beta C(f), \quad (1)$$

que incluye una función de suavizamiento  $S(f)$  y una función costo  $C(f)$ , la cual depende del grupo de restricciones o datos disponibles. La función de suavizamiento  $S(f)$  usualmente se define de la forma

$$S(f) = \iint_{\Omega} (D_x^2 f)^2 + 2(D_x D_y f)^2 + (D_y^2 f)^2 d\Omega \quad (2)$$

en donde  $D_x$  y  $D_y$  son operadores diferenciales con respecto de  $x$  y  $y$  y  $\Omega$  es el dominio de interés. Para una superficie continua denotada como  $f(x, y)$ , con restricciones de la forma  $f(x_i, y_i) = q_{ij}$  para  $(x_i, y_i) \in C_p$  y  $q_{ij} \in C_d$ , donde

$C_p = \{(x_i, y_i) \mid \text{posiciones en las cuales las restricciones están dadas}\}$

$C_d = \{q_{ij} \mid \text{valor conocido en } (x_i, y_i) \in C_p\}$

la función costo es de la forma cuadrática

$$C(f) = \sum_{(x_i, y_i) \in C_p} [f(x_i, y_i) - q_{ij}]^2 \quad (3)$$

A través de la regularización anterior se puede garantizar una solución única en donde  $\beta$  controla el balance entre la suavidad de la superficie y el ajuste a las restricciones dadas. Sin embargo, dado que es difícil obtener una solución analítica a este problema es necesario solucionarlo numéricamente utilizando el concepto de discretización. La ventaja de la discretización es que el concepto de aproximación de señales mediante funciones base ponderadas puede establecerse claramente. La superficie puede expresarse como:

$$f(x, y) = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} v_{ij} \Phi_{ij}(x, y) \quad (4)$$

donde  $\Phi_{i,j}(x, y)$  es la función base del espacio  $V = \text{span}[\Phi_{0,0}, \Phi_{0,1}, \dots, \Phi_{0,N-1}, \Phi_{N-1,N-1}]$  y  $v_{ij}$  son los coeficientes de ponderación.

Sustituyendo (4) en (3) y (2), la función objetivo  $\mathcal{E}(f)$  se re-escibe como

$$\mathcal{E} = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} v_{ij} t_{ijmn} v_{mn} + \beta \sum_{(x_i, y_i) \in C_p} \left[ \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} v_{mn} \Phi_{mn}(x_i, y_i) - q_{ij} \right]^2 \quad (5)$$

en donde  $t_{ijmn}$  esta definida como

$$t_{ijmn} = \iint_{\Omega} (D_x^2 \Phi_{ij})(D_x^2 \Phi_{mn}) + 2(D_x D_y \Phi_{ij})(D_x D_y \Phi_{mn}) + (D_y^2 \Phi_{ij})(D_y^2 \Phi_{mn}) d\Omega$$

$\Phi$  puede seleccionarse arbitrariamente.

### **Consideraciones computacionales**

El  $v_{ij}$  que minimiza  $\mathcal{E}$  puede ser resuelto mediante:

$$\frac{\partial \mathcal{E}}{\partial v_{ij}} = 0 \quad \forall v_{ij}$$

Así un sistema de  $N^2$  ecuaciones simultáneas se requiere resolver para interpolar una superficie. Por concatenación de todas las variables nodales  $v_{ij}$  dentro de un vector columna  $\underline{v}$ , el sistema de ecuaciones se puede expresar en forma matricial como

$$A\underline{v} - \underline{b} = 0 \quad (6)$$

en donde  $A$  es una matriz de  $N^2 \times N^2$

$$A = \begin{bmatrix} t_{0,0,0,0} + \beta_{0,0} & t_{0,0,0,1} & t_{0,0,0,2} & \cdots & \cdots & \cdots & t_{0,0,N-1,N-1} \\ t_{0,1,0,0} & t_{0,1,0,1} + \beta_{0,1} & t_{0,1,0,2} & \cdots & \cdots & \cdots & t_{0,1,N-1,N-1} \\ t_{0,2,0,0} & t_{0,2,0,1} & t_{0,2,0,2} + \beta_{0,2} & \cdots & \cdots & \cdots & t_{0,2,N-1,N-1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \cdots & \cdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \cdots & \cdots & \cdots & \vdots \\ t_{N-1,N-2,0,0} & t_{N-1,N-2,0,1} & t_{N-1,N-2,0,2} & \cdots & \cdots & \cdots & t_{N-1,N-2,N-1,N-1} \\ t_{N-1,N-1,0,0} & t_{N-1,N-1,0,1} & t_{N-1,N-1,0,2} & \cdots & \cdots & \cdots & t_{N-1,N-1,N-1,N-1} \end{bmatrix}$$

y el vector  $\underline{b}$  es definido como

$$\underline{b} = [\beta_{0,0} q_{0,0} \beta_{0,1} q_{0,1} \cdots \beta_{0,N-1} q_{0,N-1} \beta_{1,N-1} q_{1,N-1} \cdots \beta_{N-1,N-1} q_{N-1,N-1}]^T$$

De aquí y a través de la discretización, la interpolación de superficie puede ser formalizada como un sistema de ecuaciones.