



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

Iztapalapa

VALIDACIÓN DE IMÁGENES ACÚSTICAS TORÁCICAS

Tesis para obtener el grado de
Maestra en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Presentada por

Alejandra Torres Jiménez

Asesores

Dra. Sonia Charleston Villalobos

Dr. Ramón González Camarena

29 de Mayo de 2009



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

Iztapalapa

VALIDACIÓN DE IMÁGENES ACÚSTICAS TORÁCICAS

Tesis para obtener el grado de
Maestra en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Presenta:

Alejandra Torres Jiménez

Asesores

Dra. Sonia Charleston Villalobos

Dr. Ramón González Camarena

Sinodales

Dra. Sonia Charleston Villalobos
(Presidente)

Dr. Juan Ramón Jiménez Alaniz
(Secretario)

Dra. Georgina Chi Lem
(Vocal)

México D.F. a 29 de Mayo de 2011

*A Silvia y Marco, por ser los responsables de mi existencia,
por su infinito amor y por ser siempre mi máximo ejemplo a seguir.*

Este trabajo de investigación fue realizado en el Laboratorio de Investigación en Procesamiento de Señales e Imágenes Biomédicas (LIPSIB) de la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa (UAM-I), las bases de datos fueron adquiridas en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER) y en la UAM-I y se contó con el apoyo económico otorgado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT).

AGRADECIMIENTOS

A los doctores Sonia Charleston Villalobos y Tomás Aljama Corrales por su guía, apoyo y estar siempre al pendiente. Gracias por sus enseñanzas y por su cariño.

A los doctores Ramón González Camarena y Georgina Chi Lem por su ayuda y apoyo en la adquisición de las bases de datos y por sus consejos acerca de este trabajo.

Al Dr. Juan Ramón Jiménez por las sugerencias y observaciones hechas sobre el trabajo de tesis.

A Eduardo Estrada por su amor y apoyo incondicionales.

A Lidia Albuerne, Guadalupe Dorantes, Aldo Rodríguez, Bersaín Reyes y Omar Piña por su amistad, su apoyo y por tantos momentos para recordar.

A mis compañeros del LIPSIB y del posgrado por su afecto y compañía.

A mi familia, por que sin duda son lo mejor que me pudo haber pasado.

Al Dr. Zukeran Heianna por enseñarme que la vida es siempre una práctica rigurosa.

CONTENIDO

RESUMEN	1
CAPÍTULO 1 – INTRODUCCIÓN	3
1.1 Auscultación y sonidos respiratorios.....	3
1.1.1 Breve historia de los sonidos respiratorios.....	3
1.1.2 Clasificación y nomenclatura de los sonidos respiratorios.....	6
1.1.3 Sonidos respiratorios normales.....	6
1.2 Técnicas para evaluar el estado pulmonar.....	8
1.2.1 Técnicas de diagnóstico funcional.....	8
1.2.1.1 Pruebas funcionales respiratorias.....	8
1.2.1.2 Espirometría.....	9
1.2.1.2.1 Espirometría simple.....	9
1.2.1.2.2 Espirometría forzada.....	10
1.2.1.3 Pletismografía corporal.....	10
1.2.1.4 Pruebas de difusión.....	12
1.2.1.5 Centelleografía pulmonar.....	12
1.2.1.6 Tomografía por emisión de positrones.....	13
1.2.2 Técnicas de diagnóstico estructural.....	14
1.2.2.1 Tomografía axial computarizada.....	14
1.2.2.2 Radiología torácica.....	15
1.2.2.3 Resonancia magnética nuclear del tórax.....	15
1.3 Referencias.....	17
CAPÍTULO 2 – IMAGENOLOGÍA ACÚSTICA DE SUPERFICIE	18
2.1 Introducción.....	18
2.2 Antecedentes.....	20
2.3 Propuesta.....	25
2.4 Referencias.....	27
CAPÍTULO 3 – MARCO TEÓRICO	28
3.1 Conceptos para la generación de la imagen acústica.....	28
3.1.1 Interpolación.....	28
3.1.1.1 Interpolación determinista.....	28
3.1.1.2 Interpolación polinómica.....	29
3.1.1.3 Función interpolante Hermite.....	30
3.2 Conceptos para evaluar la similitud de las imágenes acústicas intrasujeto.....	31
3.2.1 Información mutua.....	32
3.2.2 Información mutua cuadrática.....	33
3.2.3 Método de la ventana de Parzen.....	35
3.2.4 Integración del producto de ventanas gaussianas.....	36
3.3 Conceptos para evaluar la similitud de las imágenes acústicas intersujeto.....	38
3.3.1 Registro de imágenes.....	39
3.3.1.1 Dimensionalidad de los datos.....	41
3.3.1.2 Naturaleza de la base del registro.....	41
3.3.1.3 Naturaleza y dominio del registro.....	42
3.3.1.4 Interacción y procedimiento de optimización.....	43
3.3.1.5 Modalidades involucradas, sujeto y objeto.....	43
3.3.2 Fusión de imágenes.....	43
3.3.2.1 Introducción a wavelets.....	46
3.3.2.2 Análisis multiresolución.....	47
3.3.2.3 Función de escala.....	48
3.3.2.4 Bases wavelets.....	50
3.3.2.5 Transformada wavelet.....	50
3.3.2.6 Transformada wavelet en dos dimensiones.....	51
3.3.2.7 Wavelet de Haar.....	52
3.3.2.8 Fusión de imágenes vía la transformada wavelet.....	53

3.4	Referencias	55
CAPÍTULO 4 – METODOLOGÍA.....57		
4.1	Adquisición de la base de datos.....	57
4.1.1	Adquisición de los sonidos respiratorios.....	57
4.1.1.1	Arreglo de micrófonos.....	57
4.1.1.2	Protocolo de adquisición.....	58
4.1.1.3	Sujetos.....	59
4.1.2	Auscultación.....	59
4.1.3	Placas radiográficas.....	62
4.2	Generación de las imágenes acústicas.....	62
4.2.1	Procesamiento de las señales adquiridas.....	63
4.2.2	Interpolación Hermite.....	64
4.3	Generación de imágenes acústicas promedio.....	65
4.4	Comparación imagen acústica – auscultación.....	66
4.5	Evaluación de la variabilidad intrasujeto.....	67
4.6	Evaluación de la variabilidad intersujetos.....	68
4.7	Fusión entre la imagen acústica y la imagen de rayos X.....	70
CAPÍTULO 5 – RESULTADOS.....71		
5.1	Imágenes acústicas inspiratorias.....	71
5.1.1	Distribución de la información respiratoria en las imágenes acústicas.....	71
5.1.2	Efecto del flujo respiratorio en la variación de la información acústica.....	72
5.1.3	Imágenes acústicas inspiratorias a los tres flujos estudiados.....	73
5.1.3.1	Imágenes acústicas por fase.....	73
5.1.3.2	Imágenes acústicas promedio.....	75
5.2	Comparación imagen acústica promedio – auscultación.....	76
5.3	Evaluación de la variabilidad intrasujeto.....	81
5.3.1	Comparación por imágenes completas.....	81
5.3.2	Comparación por imágenes segmentadas en hemi tórax.....	85
5.3.3	Comparación por imágenes divididas en 16 sub-imágenes.....	90
5.4	Evaluación de la variabilidad intersujeto.....	95
5.4.1	Registro de imágenes de rayos X torácicas.....	95
5.4.2	Imágenes acústicas promedio intersujeto e imágenes de varianza.....	95
5.5	Fusión entre la imagen acústica y la imagen de rayos x	100
CAPÍTULO 6 – DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....102		
APÉNDICE 1 – Resultados de la auscultación pulmonar e imágenes promedio.....107		
APÉNDICE 2 – Tablas de la Ics intrasujeto con 16 sub imágenes.....132		

RESUMEN

Actualmente las técnicas de imagenología médica que permiten la visualización de la función pulmonar, como la tomografía por emisión de positrones (PET) y la centelleografía pulmonar implican el uso de tecnología de tipo invasiva y costosa, además de generar una cierta incomodidad para el paciente. Por esta razón, la imagen acústica torácica respiratoria, propuesta en 2004 por Charleston *et al.*, generada a partir de la adquisición simultánea de sonidos respiratorios sobre la superficie posterior del tórax representa una técnica prometedora para el estudio del origen, distribución y contenido en frecuencia de los sonidos pulmonares, así como para el análisis de la relación entre sus intensidades y el grado de ventilación pulmonar. Además, la simetría o asimetría en la distribución espacial de la intensidad del sonido respiratorio puede ser estudiado en términos de normalidad o anormalidad pulmonar.

El presente trabajo de investigación se enfoca a realizar la validación de las imágenes acústicas inspiratorias en sujetos sanos respirando de acuerdo a un patrón de flujo establecido. Con este propósito, en una primera instancia, se realizó un estudio de concordancia entre la información reflejada en las imágenes acústicas y la reportada por dos médicos tras la auscultación de los sujetos utilizando el mismo estetoscopio. Posteriormente, se evaluó la variabilidad intra sujeto de las imágenes acústicas utilizando la información mutua cuadrática basada en la desigualdad de Cauchy-Schwartz, aplicada tanto de forma global, es decir comparando las imágenes completas, como en forma local; aplicando la medida de similitud a las imágenes divididas en secciones, con el fin de localizar en que zonas las imágenes intra sujeto presentan mayor variabilidad a cada flujo estudiado (1.0, 1.5 y 2.0 L/s). Además, se efectuó una comparación entre imágenes promedio intra sujeto con el fin de evaluar las posibles alteraciones o cambios en la distribución de la información acústica con respecto al flujo.

Para evaluar la variabilidad inter sujetos fue necesario realizar el registro de las imágenes acústicas inspiratorias promedio a partir del registro de las radiografías torácicas de los sujetos para subsecuentemente, obtener una imagen acústica respiratoria promedio inter sujeto por cada flujo y su correspondiente imagen de varianza. Finalmente, a partir de la transformada *wavelet* discreta se obtuvo la fusión entre la imagen acústica inspiratoria y la imagen de radiología torácica con el fin de localizar las zonas de actividad acústica sobre las regiones anatómicas del tórax y

presentar al médico usuario una posible herramienta de diagnóstico y seguimiento de la salud pulmonar.

Esta tesis aborda en primer lugar, la evolución en el estudio del estado pulmonar desde el surgimiento de la auscultación y la definición de los sonidos respiratorios, hasta las técnicas que actualmente permiten evaluar el sistema respiratorio tanto funcional como estructuralmente. Posteriormente, se explica el concepto de imagenología acústica de superficie y las posibles aplicaciones que podría tener en el campo de la clínica, se presentan la hipótesis y los objetivos generales y particulares de este trabajo de investigación. Se continúa con la descripción de todos los elementos teóricos requeridos para generar la imagen acústica a partir de los sonidos respiratorios, los conceptos para evaluar la variabilidad intra e inter sujetos y para realizar finalmente la fusión entre la imagen acústica y la imagen de rayos x. Se explica la metodología seguida en la adquisición de los sonidos respiratorios y en el análisis de las imágenes acústicas para continuar con la presentación de las imágenes acústicas y los resultados obtenidos al evaluar las semejanzas entre la información acústica y la obtenida mediante la auscultación de los sujetos, así como los resultados del estudio de variabilidad intra e inter sujeto, presentando finalmente, la fusión de la imagen de rayos X y la imagen acústica inter-sujeto promedio.

CAPÍTULO I INTRODUCCIÓN

1.1 AUSCULTACIÓN Y SONIDOS RESPIRATORIOS

1.1.1 BREVE HISTORIA DE LOS SONIDOS RESPIRATORIOS

La palabra auscultación tiene su raíz en el verbo latino *auscultare* que significa escuchar y consiste en escuchar los sonidos internos del cuerpo como los cardiacos, respiratorios y gastrointestinales. Existen dos métodos: el directo y el indirecto.

La auscultación pulmonar de tipo directo o inmediato (sin el uso del estetoscopio) era conocida ya antes de nuestra era. Referencias a los sonidos respiratorios están en el papiro de Ebers (1500 años a.n.e.), en los Vedas Hindúes (1400-1200 años a.n.e.) y en los escritos de Hipócrates [1]. La auscultación torácica fue enseñada y practicada por Hipócrates, que aconsejaba a los médicos a colocar el oído directamente sobre el tórax del paciente para poder percibir los sonidos diagnósticos, así, en el *Corpus Hipocráticum* refiere: “... *Todo lo que causa en el cuerpo viento y cólicos flatulentos, se produce naturalmente en partes huecas y anchas, como son el abdomen y tórax, ruidos y gruñidos...*” [2].

En 1816 el médico francés René Théophile Hyacinthe Laënnec descubre el método indirecto al inventar el estetoscopio, que etimológicamente significa instrumento para ver el pecho. Al revisar una paciente obesa y no poder auscultarla poniendo directamente el oído, tomo un cuaderno lo enrolló para formar un cilindro, aplicó un extremo sobre el pecho de la paciente y puso su oído en el otro. A través de ese instrumento improvisado pudo escuchar los sonidos de la función cardiaca con mayor claridad que lo había sido hasta entonces. Luego sustituyó el rollo de papel por un cilindro de madera de unos treinta centímetros de largo y cuatro de diámetro, que podía desmontarse en dos partes para transportarlo con mayor facilidad, figura 1.1. A lo largo de su eje longitudinal, el cilindro tenía un estrecho conducto que favorecía la transmisión del sonido. La transmisión de algunos sonidos como los respiratorios fue posteriormente facilitada por una cavidad en forma de embudo que se apoyaba en el pecho del enfermo. Si había que explorar otros sonidos, como los cardíacos, se colocaba en la cavidad un pequeño obturador de madera [3].



Fig. 1.1 a) Laënnec realizando la auscultación con el instrumento propuesto por él. b) Estetoscopio o pectoriloquio.

Laënnec al comprobar que el estetoscopio le permitía oír los sonidos producidos por las funciones de todos los órganos torácicos, desarrolló técnicas de diagnóstico basada en la exploración con este instrumento. El estetoscopio se convirtió en el primer instrumento ampliamente utilizado por los médicos para diagnosticar enfermedades.

La descripción de los sonidos respiratorios hecha por Laënnec fue paulatinamente aceptada y modificada por clínicos de todo el mundo. En 1957 Robertson y Coope [4] proponen agrupar a los sonidos respiratorios adventicios de acuerdo a sus características acústicas en dos tipos; los sonidos continuos como las sibilancias de alto y bajo tono, y los sonidos discontinuos como los estertores crepitantes finos, medianos y gruesos.

En 1977, la Sociedad Americana del Tórax [5] toma la idea básica de Robertson y Coope y, mientras que las sibilancias y los ronquidos se agrupan dentro de los sonidos continuos, las crepitaciones finas y las gruesas se identifican como sonidos discontinuos. Un hecho fundamental fue la publicación en 1978 de *Lung sounds* de Paul Forgacs [6]. Para obtener de forma sistemática las señales procedentes de los sonidos respiratorios usó micrófonos, amplificadores, osciloscopios y magnetófonos [7], la publicación de Forgacs sigue siendo la base de la nomenclatura actual en sonidos respiratorios. En 1980 el término Sonidos Respiratorios fue introducido en el Index Medicus.

Actualmente la técnica de auscultación pulmonar permite al médico, en una primera fase en la clínica, escuchar los sonidos producidos en regiones pulmonares específicas bajo ciertas

maniobras respiratorias para el diagnóstico de trastornos del sistema respiratorio [4]. Este procedimiento de diagnóstico clínico ha demostrado tener grandes ventajas, ya que al ser un método no invasivo y seguro, se aplica fácilmente en cualquier paciente independientemente de su edad y estado de salud. Sin embargo, la interpretación de los sonidos durante la auscultación presenta un carácter subjetivo, puesto que se encuentra sujeta a la experiencia y a las aptitudes de cada médico.

El análisis cuantitativo de los sonidos respiratorios nace a partir de diferentes esfuerzos enfocados a la eliminación o disminución del carácter subjetivo de la auscultación. Los primeros registros gráficos de sonidos respiratorios se refieren a Martini y Müller quienes en 1923 estudiaron los componentes de sonidos bronquiales al analizar señales impresas sobre un tambor fotográfico, mediante una cápsula óptica [8]. En la referencia [9] Mikami et al. mencionan que en 1955 Ebina desarrolló un método de despliegue del espectro acústico de los sonidos de la respiración sobre un tubo de rayos catódicos.

En las últimas décadas, el desarrollo en la tecnología ha permitido desarrollar sistemas computacionales enfocados a mejorar las técnicas de adquisición, representación visual y análisis de los sonidos respiratorios. Los primeros esfuerzos de visualización computarizada de la actividad respiratoria fueron realizados por Bass al desplegar en un osciloscopio sonidos pulmonares normales y anormales registrados con micrófonos [10]. Tiempo después surge la fononeumografía [11] que consiste en el despliegue de sonido pulmonar y flujo o volumen de aire de manera simultánea, lo que permite realizar un análisis de la correlación temporal de las señales. Posteriormente, se desarrollaron trabajos encauzados al análisis en tiempo, frecuencia, amplitud y fase de los sonidos respiratorios a partir de su adquisición electrónica [12], figura 1.2.

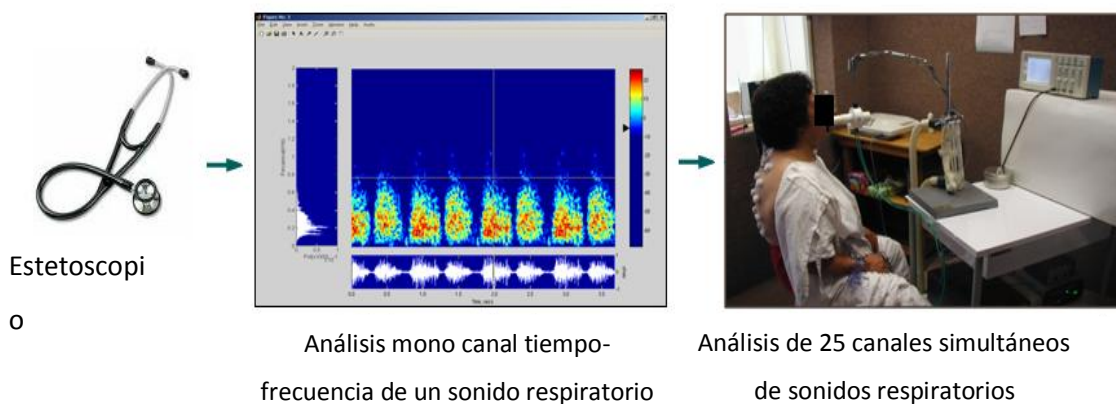


Fig. 1.2. Evolución en los sistemas de análisis de los sonidos respiratorios

1.1.2 CLASIFICACIÓN Y NOMENCLATURA DE LOS SONIDOS RESPIRATORIOS

La nomenclatura de los sonidos respiratorios fue establecida en 1985 por la Asociación Internacional de Sonidos Respiratorios y se deriva de la utilizada por Laënnec, con la diferencia que describe acústicamente a los sonidos respiratorios y no asume mecanismos de generación o localización. Así se definen los sonidos pulmonares normales o sonidos vesiculares y los sonidos adventicios o agregados que incluyen crepitancias finas y gruesas, sibilancias, estertores y ronquidos, entre otros.

1.1.3 SONIDOS RESPIRATORIOS NORMALES

Se consideran dos tipos básicos de sonidos respiratorios, los sonidos traqueo-bronquiales, escuchados sobre la pared torácica en la proyección de dichas estructuras y los sonidos vesiculares (sonido pulmonar) que se perciben sobre la pared torácica en sitios periféricos a las vías aéreas primarias, principalmente sobre las bases pulmonares. El rango en frecuencias de los sonidos respiratorios se encuentra entre 0 a 2000 Hz y el mayor contenido espectral se encuentra por debajo de los 1000 Hz, en el caso de los sonidos traqueo-bronquiales, y menor a 500 Hz, para los sonidos vesiculares.

El espectro del sonido pulmonar normal no presenta picos discretos y no es musical. El componente inspiratorio se genera principalmente dentro de las vías aéreas lobulares y segmentarias, mientras que el componente espiratorio se origina en posiciones más proximales a vías aéreas superiores. Se presume que el flujo turbulento genera el sonido pulmonar normal, sin embargo, los mecanismos que producen sonido a frecuencias bajas no han sido establecidos [13].

El sonido respiratorio registrado en la superficie torácica presenta una fase inspiratoria más prolongada en tiempo que la fase espiratoria, con un cociente inspiración / espiración alrededor de 2/1, durante la respiración corriente. Los sonidos respiratorios no presentan características uniformes a lo largo de la superficie pulmonar. En el ápice pulmonar, el sonido es menos intenso durante una inspiración realizada a partir del volumen residual. En la base

pulmonar, el sonido es menos intenso al inicio de la fase inspiratoria y, gradualmente se incrementa hasta alcanzar su máximo alrededor del 50% de la capacidad vital [14].

La amplitud de los sonidos respiratorios varía de persona a persona y depende de la zona escuchada sobre la superficie del tórax, pero principalmente varía con el flujo en una relación cuadrática. Ploysongsang et al. [15] a través de técnicas de escaneo con radionúclidos encontraron que existe una relación positiva entre la ventilación y la amplitud del sonido respiratorio y concluyen que los sonidos son más intensos en las regiones mejor ventiladas.f

El índice de masa corporal afecta a los sonidos respiratorios normales, los niños tienen una calidad distinta de sonido pulmonar, esto generalmente se atribuye a una transmisión acústica diferente a través de pulmones pequeños y paredes torácicas delgadas. Estudios realizados por Pasterkamp han mostrado que existe un mayor contenido de frecuencias medias en infantes que en niños más grandes y en adultos, y sugieren que esto es debido al comportamiento de resonancia de los tórax pequeños o a una menor contribución de ruido muscular a baja frecuencia [16]. En la figura 1.3 se muestra el sonido pulmonar de un sujeto sano respirando a un flujo de 1.5 L/s.

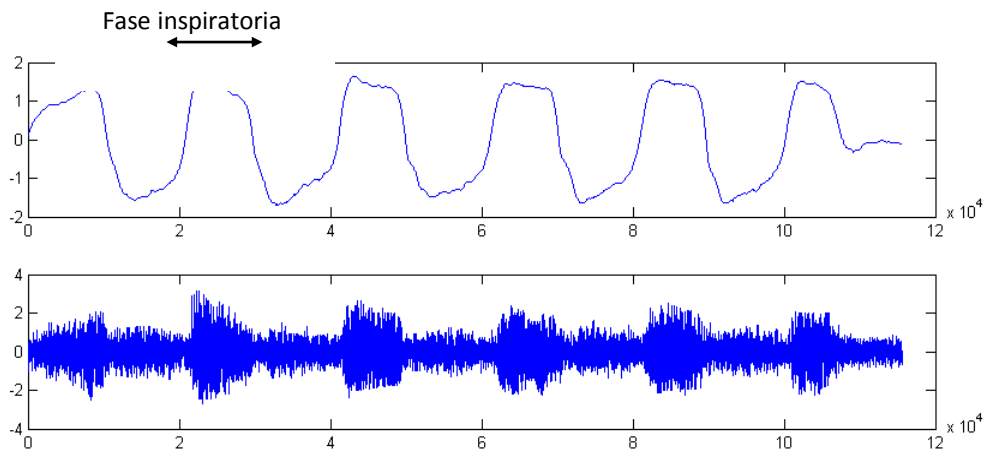


Fig.1.3 Sonido pulmonar de un sujeto sano respirando a 1.5 L/s y su curva de flujo asociada.

1.2 TÉCNICAS PARA EVALUAR EL ESTADO PULMONAR

Actualmente, las pruebas para evaluar al sistema respiratorio comprenden además de la auscultación y el historial del paciente, pruebas funcionales y varios estudios de imagenología pulmonar, hasta pruebas invasivas como la broncoscopia y la biopsia a pulmón abierto.

1.2.1 TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO FUNCIONAL

Las técnicas de diagnóstico funcional se enfocan a estudiar el comportamiento de los pulmones y comprenden a las pruebas de diagnóstico funcional como la espirometría y la pletismografía corporal, y a las técnicas de visualización de la función pulmonar como la centelleografía, entre otras.

1.2.1.1 PRUEBAS FUNCIONALES RESPIRATORIAS

Las pruebas funcionales respiratorias (PFR) son pruebas que valoran cómo se moviliza el aire hacia adentro y hacia afuera de los pulmones y la oxigenación del organismo. El objetivo fundamental de las pruebas funcionales respiratorias es cuantificar el grado de alteración y determinar el patrón funcional que cataloga el tipo de patología respiratoria. Actualmente se aconseja realizar sólo de forma rutinaria dichas pruebas a aquellos pacientes que van a ser sometidos a resección pulmonar, y en aquellos pacientes en los que la historia y la exploración física sugieran una importante disminución de la reserva pulmonar [17]. Estas pruebas comprenden la espirometría, la pletismografía corporal y los estudios de difusión de monóxido de carbono y helio.

1.2.1.2 ESPIROMETRÍA

La espirometría es la técnica que mide los flujos y volúmenes respiratorios útiles para el diagnóstico y seguimiento de patologías respiratorias. Esta es una prueba sencilla que consiste en soplar para medir el tamaño de los pulmones y determinar si los bronquios están o no obstruidos. Ésta puede ser simple o forzada.

1.2.1.2.1 ESPIROMETRÍA SIMPLE

La espirometría simple consiste en que el paciente, tras una inspiración máxima, expulse todo el aire de los pulmones a través de la boquilla de un espirómetro, que consta de un sistema de captura de aire (fuelle o campana) y de un sistema de graficación montado sobre un soporte que se desplaza a la velocidad deseada. Con esta prueba se obtienen, ver figura 1.4, los siguientes volúmenes y capacidades pulmonares [18]:

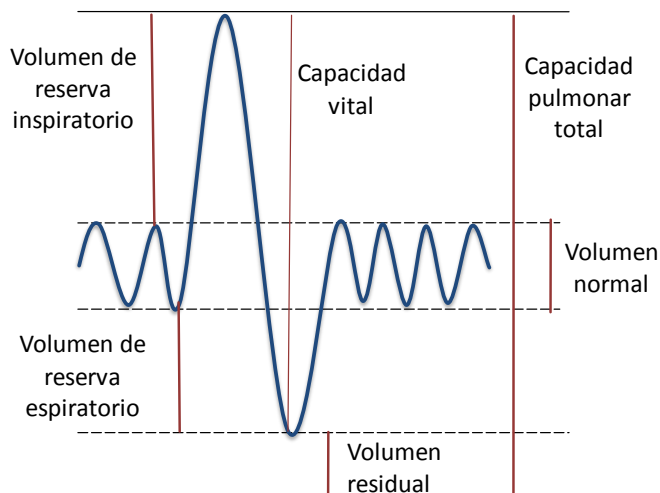


Fig. 1.4 Curva de la espirometría simple: volúmenes y capacidades asociadas.

1. Volumen normal o corriente V_n . - Corresponde al aire que se utiliza en cada respiración.
2. Volumen de reserva inspiratoria, VRI . - Corresponde al máximo volumen inspirado a partir del volumen corriente.
3. Volumen de reserva espiratoria, VRE . - Corresponde al máximo volumen espiratorio a partir del volumen corriente.
4. Capacidad vital, CV . - Es el volumen total que movilizan los pulmones, es decir, es la suma de los tres volúmenes anteriores.
5. Volumen residual, VR . - Es el volumen de aire que queda tras una espiración máxima. Para determinarlo hay que utilizar la técnica de dilución de gases o la pletismografía corporal.
6. Capacidad pulmonar total, TLC . - Es la suma de la capacidad vital y el volumen residual.

1.2.1.2.2 ESPIROMETRÍA FORZADA

La espirometría forzada es aquella en que, tras una inspiración máxima, se realiza una espiración de todo el aire en el menor tiempo posible. Es más útil que la espirometría simple, ya que permite establecer diagnósticos de la patología respiratoria. Los valores de flujos y volúmenes que se pueden estudiar son:

1. Capacidad vital forzada (*FVC*) en ml.- Volumen total que expulsa el paciente desde la inspiración máxima hasta la espiración máxima. Su valor normal es mayor del 80% del valor teórico predicho para edad, género y talla.
2. Volumen máximo espirado en el primer segundo de una espiración forzada (*FEV1*) en ml.- Es el volumen que se expulsa en el primer segundo de una espiración forzada. Su valor normal es mayor del 80% del valor teórico predicho.
3. Relación *FEV1/FVC*.- Indica el porcentaje del volumen total espirado en el primer segundo. Su valor normal es mayor del 70-75%.
4. Flujo espiratorio máximo entre el 25 y el 75% (*FEF25-75%*).- Expresa la relación entre el volumen espirado entre el 25 y el 75% de la *FVC* y el tiempo que se tarda en hacerlo. Su alteración suele expresar patología de las vías aéreas pequeñas. Sin embargo su interpretación se deja al especialista ya que el rango de variabilidad intra e inter sujetos es muy amplio.

Su representación gráfica es la siguiente:

1. **Curvas volumen-tiempo:** Aporta los valores del *FEV1* y *FVC*. Permite controlar si fue correcta la prolongación del esfuerzo para el cálculo de la capacidad vital, figura 1.5.

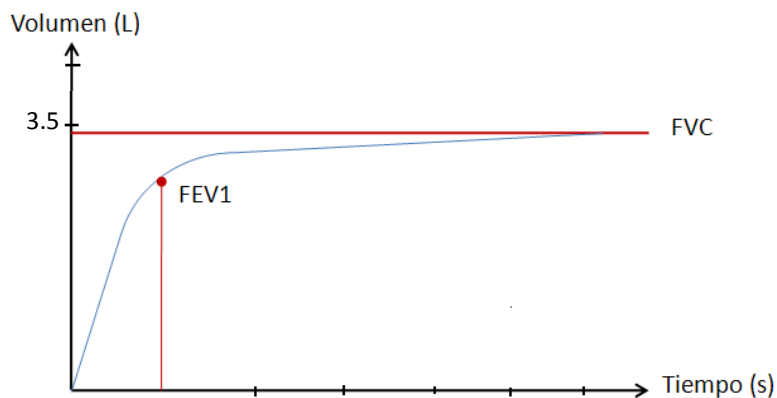


Fig.1.5 Curva Volumen – Tiempo.

2. **Curvas flujo-volumen:** Aporta los valores de *FVC* y de flujo espiratorio máximo (*FEM* o *Peak-Flow*). Permite evaluar el esfuerzo inicial de la espiración máxima, figura 1.6.

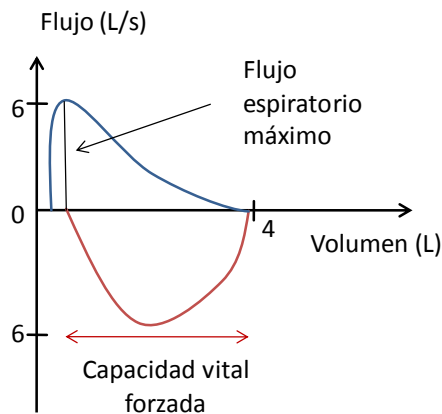


Fig.1.6. Curva Flujo-Volumen.

1.2.1.3 PLETISMOGRAFÍA CORPORAL

La pletismografía corporal permite determinar el volumen residual (volumen de aire en los pulmones tras una espiración máxima) y la resistencia de las vías aéreas. El paciente es colocado en una cabina de vidrio hermético, se le coloca una pinza nasal y respira a través de una boquilla.

Antes de realizar la prueba, el sujeto debe adaptarse correctamente a la boquilla del pletismógrafo, realizando una maniobra de "jadeo" tranquilo con un frecuencia de uno o dos ciclos respiratorios por segundo, una vez que los ciclos respiratorios son homogéneos durante tres ciclos seguidos, se procede a cerrar la válvula o "shutter", durante este período el sujeto continúa realizando la maniobra de jadeo aunque no haya flujo ni cambio de volumen en los pulmones dado que la válvula se encuentra cerrada. Posteriormente, la válvula se reabre y el sujeto realiza inmediatamente un espiración forzada hasta volumen residual, luego una maniobra de inspiración forzada hasta capacidad pulmonar total, de nuevo una maniobra espiratoria forzada hasta volumen residual para después respirar tranquilamente y así terminar la prueba [19].

1.2.1.4 PRUEBAS DE DIFUSIÓN DE CO

Es una prueba que se utiliza para determinar la eficiencia en la transferencia del oxígeno desde los sacos de aire de los pulmones hasta los capilares alveolares que contienen sangre. El examen mide la "capacidad de difusión del pulmón para el monóxido de carbono" (DLCO, por sus siglas en inglés). La persona inspira gas con una pequeña cantidad de monóxido de carbono, contiene la respiración durante 10 segundos y luego exhala rápidamente. Se analiza únicamente el gas exhalado para determinar la cantidad de monóxido de

carbón que se absorbió durante la respiración. Los resultados anormales generalmente reflejan que los gases no difunden normalmente a través de los tejidos pulmonares. Esta situación puede significar la presencia de ciertas enfermedades pulmonares, tales como la fibrosis intersticial, la sarcoidosis [20].

1.2.1.5 CENTELLEOGRAFÍA PULMONAR

La centelleografía o gammagrafía es una prueba diagnóstica que se basa en la imagen que producen las radiaciones generadas tras la inyección o inhalación de sustancias en el organismo que contienen isótopos radiactivos. La emisión radiactiva es captada por un aparato detector llamado gammacámara el cual procesa los datos recibidos que posteriormente, y mediante procesamiento digital sirven para formar una imagen. La captación diferencial de dichas sustancias por las distintas células o tejidos permite distinguir zonas de diferente captación. En patología respiratoria se utilizan dos tipos de gammagrafías [21]:

1. **Gammagrafía perfusoria:** utiliza sustancias inyectadas por vía intravenosa (generalmente la albúmina) marcadas con radioisótopos como el I131 o el Tc99, procediéndose después al registro del lecho vascular pulmonar mediante una gammacámara.
2. **Gammagrafía ventilatoria:** se realiza haciendo inhalar al paciente aire marcado con radioisótopos como el Xe131 o el G67. Inmediatamente después, se registra mediante una gammacámara la imagen de la distribución pulmonar del radioisótopo inhalado, figura 1.7.

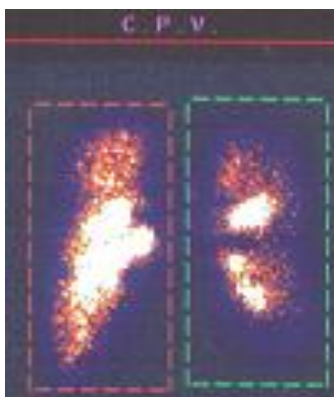


Fig.1.7 Imagen de centelleografía ventilatoria

1.2.1.6 TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de diagnóstico por imagen que permite estudiar la distribución en el cuerpo de diversas moléculas marcadas con isótopos emisores de positrones, de vida media corta y producida en un ciclotrón, figura 1.8. La fluordesoxiglucosa marcada con ^{18}F (FDG) es la molécula más utilizada en la PET y la única cuyo uso está aprobado por diversos sistemas sanitarios públicos y privados. La detección tumoral con FDG se basa en el hipermetabolismo tumoral.



Fig.1.8 Imagen de PET pulmonar

En el campo de la neumología la PET puede aplicarse en diversas situaciones: el estudio de la benignidad o la malignidad de nódulos pulmonares solitarios, la estadificación preterapéutica del cáncer de pulmón, la reestadificación a lo largo del tratamiento, la evaluación pronóstica, la planificación de la radioterapia, la valoración de la respuesta a la terapia y la detección de recurrencias [22].

1.2.2 TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO ESTRUCTURAL

Las técnicas de diagnóstico estructural pulmonar se orientan al estudio de la anatomía de las vías respiratorias y son en general técnicas de imagenología basada en rayos X, como la radiología torácica y la tomografía axial computada, aunque también se emplea la resonancia magnética nuclear para obtener imágenes de los pulmones.

1.2.2.1 RADIOGRAFÍA SIMPLE DE TÓRAX

El concepto de radiografía simple de tórax se refiere a una prueba diagnóstica de carácter visual bidimensional obtenida a partir de la emisión de rayos X sobre las estructuras del tórax y la imagen consecuente de las diferentes radiaciones captadas una vez que han traspasado dichas estructuras, figura 1.9.

La radiografía de tórax es una de las pruebas de diagnóstico más importantes en patología respiratoria y, por tanto, más ampliamente usada. Probablemente, junto con la historia clínica y la exploración física, sea la base sobre la que se fundamenta el diagnóstico de la mayor parte de las enfermedades respiratorias [24].



Fig.1.9 Imágenes de radiología pulmonar.

1.2.2.2 TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA DE TÓRAX (TAC)

Es una técnica de obtención de imágenes a través de un haz de rayos X colimado que atraviesa al paciente mientras todo el sistema realiza un movimiento circular, se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a una computadora para su procesamiento digital. Ésta reconstruye la imagen y la muestra en un monitor, figura 1.10. La imagen reconstruida puede ser almacenada y visualizada. Las imágenes o cortes tomográficos son una "rebanada" transversal del tórax, que permiten el estudio espacial de las estructuras pulmonares, mediastínicas y de la pared torácica [23]. La TAC de alta resolución consigue aumentar la resolución espacial realizando cortes de espesor muy finos. Esto permite el estudio de patologías pulmonares con mucho mayor rendimiento, especialmente en las enfermedades intersticiales difusas.

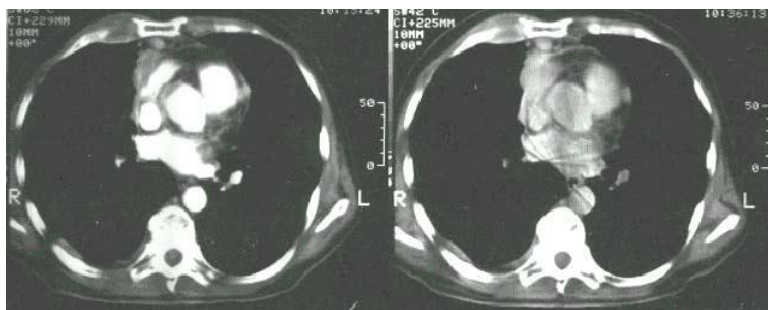


Fig.1.10 Imágenes de TAC pulmonar.

1.2.2.3 RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR DEL TÓRAX

Es un estudio que utiliza imanes, antenas y ondas de radio potentes para construir imágenes del cuerpo. Los estudios de imágenes por resonancia magnética (IRM) se basan en las propiedades magnéticas de los átomos. Para este procedimiento, un imán genera un campo magnético con una potencia aproximadamente 10 000 veces superior al de la tierra. Sólo un pequeño porcentaje de átomos de hidrógeno en el cuerpo se alinean con este campo. Se emiten pulsos de ondas de radio hacia los átomos de hidrógeno alineados en los tejidos objeto de estudio y éstos envían de regreso una señal. Las características sutiles de diferenciación de dicha señal proveniente de tejidos diferentes permiten a una IRM distinguir entre varios órganos y brindar un contraste entre tejidos benignos y malignos [25]. Cualquier plano de imagen o "corte" se puede proyectar y luego almacenar en una computadora o imprimirse en una película, figura 1.12.

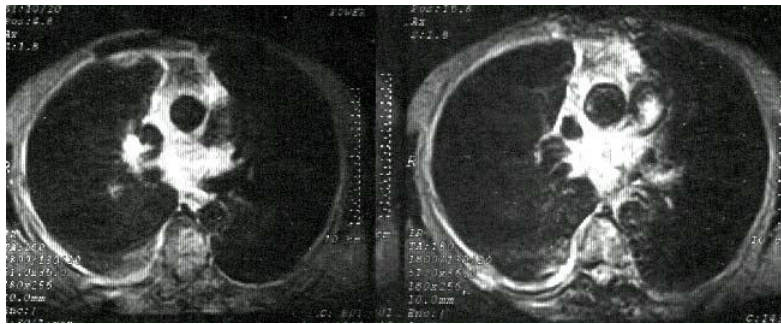


Fig.1.12 Imágenes de IRM pulmonar.

REFERENCIAS

- [1] Díaz Novas J., Gallego Machado B.R. "Laënnec y el estetoscopio", *Rev. Cubana Med. Gen. Integr.* Vol. 21(1-2), 2005.
- [2] Vera Francisco. "Científicos griegos. Hipócrates. Sobre la medicina antigua". Editorial. Aguilar 1970, pp. 130-131.
- [3] Palacios Tulio A. "Antecedentes Históricos de la Emisión Acústica en Latinoamérica Segunda Parte", Estructplan Online, 2004. Disponible en <http://www.estrucplan.com.ar/Articulos/verarticulo.asp?IDArticulo=854>
- [4] G. Chi Lem y R. González Camarena, "Nuevas perspectivas en la evaluación automatizada de los sonidos respiratorios", *Rev. Inst. Nal. Enf. Resp. Mex.*, Vol.14, no.4, pp. 2001.
- [5] R. González, S. Carrasco, S. Charleston, S. Gaitán, J.M. Ramos, G. Chi, R. Pérez. "Sistema para el análisis cuantitativo de los sonidos respiratorios". *Rev. Mex. Ing. Biom.*, vol 18, no.2, pp. 8-23, Mayo 1997.
- [6] Lores Luis. "Análisis acústico del sonido respiratorio traqueal durante maniobras de espiración forzada. Comparación entre sujetos sanos y pacientes afectados de asma bronquial durante la prueba broncodilatadora". Universidad Autónoma de Barcelona, 2002.
- [7] Forgacs Paul. Lung Sounds. *Brit. J. Dis. Chest.* 1969, pp. 1-12.
- [8] Martini P. Muller H. "Studien über das Bronchialatmen". *Dtsche Arch Klin Med.* 1923, pp 159-172.
- [9] Mikami R, Murao M, Cugell DW, Chrétien J, Cole P, Meier-Sydow J, Murphy RLH, Loudon RG. "International Symposium on Lung Sounds. Synopsis of Proceedings." *Chest* 1987; 92:342-5.
- [10] L. H. Raymond, "Discontinuous adventitious lung sound", *Seminars in Respiratory Medicine* , vol. 6, no.3, pp 210-219, 1985.
- [11] Banaszak, E.F., Kori, R.C. "Phonopneumography", *Am. Rev. Respir. Dis.*, 107, pp. 449-455. 1973.
- [12] S.S. Kraman., "New Tools in Lung Sound Research", *Seminars in Respiratory Medicine*, Vol 6, No 3, pp.220-228, 1985.
- [13] Pasterkamp H. S.Kraman, Wodicka G. "Respiratory sounds – Advances beyond the stethoscope". *Am .J. Respir. Crit. Care Med.* Vol. 156. pp. 974–987, 1997.
- [14] Martínez G. "Evaluación Acústica de las Neumopatías Intersticiales Difusas Usando Análisis Multicanal". Tesis de Maestría Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, México. 2006.
- [15] Ploysongsang, Y., R. R. Martin, W. R. Ross, R. G. Loudon, and P. T.Macklem.. "Breath sounds and regional ventilation.". *Am. Rev. Respir. Dis.* 1977. 116:187–199.
- [16] Pasterkamp, H., R. E. Powell, and I. Sanchez. 1996. Characteristics of lung sounds at standardized air flow in normal infants, children and adults. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 154:424–430.
- [17] American Thoracic Society , "Patient information series – Pruebas funcionales respiratorias" disponible en www.thoracic.org/sections/education/patient-education/patient-information-series/resources/es/10pruebas.pdf
- [18] Grupo MBE Galicia y Núñez Temes M. Penín España S. Moga Lozano S. "Espirometría forzada", disponible en www.fisterra.com/material/tecnicas/espirometria.asp
- [19] Reyes E., Sáenz O. "Medición de los volúmenes pulmonares por pletismografía corporal". *Revista Colombiana de Neumología*, Vol.13 No.1 marzo 2001.
- [20] Lamberto C, Nunes H, Le Toumelin P, Duperron F, Valeyre D, Clerici C. Membrane and capillary blood components of diffusion capacity of the lung for carbon monoxide in pulmonary sarcoidosis: relation to exercise gas exchange. *Chest.* 2004 Jun;125(6):2061-8
- [21] Rodríguez Pozo A. "Gammagrafía pulmonar". *Enfermedades del aparato respiratorio.* Universitat de Lleida. Disponible en http://web.udl.es/usuaris/w4137451/webresp/contenidos_docentes/exploracion/contenidos/texpl11/gammagrafia11-1.htm
- [22] Carreras Delgado JL. "Tomografía por emisión de positrones (PET) en neumología". *Arch. Bronconeumol.* 2002; 38: 345-347.
- [23] Rodríguez Pozo A. "Tomografía axial computarizada de tórax (TAC)". *Enfermedades del aparato respiratorio.* Universitat de Lleida. Disponible en

- http://web.udl.es/usuaris/w4137451/webresp/contenidos_docentes/exploracion/contenidos/texpl9/tac9-1.htm
- [24] Rodríguez Pozo A. “Radiografía simple de tórax”. Enfermedades del aparato respiratorio. Universitat de Lleida. Disponible en http://web.udl.es/usuaris/w4137451/webresp/contenidos_docentes/exploracion/contenidos/texpl10/torax10-1.htm
- [25] Rodríguez Pozo A. “Resonancia magnética nuclear del tórax”. Enfermedades del aparato respiratorio. Universitat de Lleida. Disponible en http://web.udl.es/usuaris/w4137451/webresp/contenidos_docentes/exploracion/contenido.htm

CAPÍTULO II

IMAGENOLOGÍA ACÚSTICA TORÁCICA DE SUPERFICIE

2.1 INTRODUCCIÓN

En la medicina moderna, las técnicas basadas en imágenes han ido adquiriendo cada día un mayor protagonismo. En patología respiratoria, las técnicas de diagnóstico por imagen (radiología convencional, T.A.C. y resonancia magnética) buscan la obtención de imágenes con detalle anatómico, mientras que en las técnicas de medicina nuclear (gammagrafía, SPECT, PET o espectroscopía por RM) el énfasis se centra en aspectos funcionales. A finales de la década de los 90s se desarrolló la técnica de TAC multidetector que con tiempos de rotación del escáner menores a 0.5 segundos y en conjunto con el uso de materiales de contraste intravenosos o bronquiales, se ha podido derivar información funcional pulmonar [1]. Es decir, esta técnica permite combinar información anatómica-funcional. Sin embargo, a pesar de que la técnica de TAC-Xenón es relevante en los estudios de ventilación pulmonar, todavía enfrenta dos limitaciones importantes: 1) la dosis de radiación y 2) la necesidad de seguir el lavado del gas de entrada y salida a un cierto nivel del tórax, lo que limita la posibilidad de obtener una imagen completa del pulmón.

La visualización del estado pulmonar utilizando las técnicas mencionadas, implica, en la mayoría de los casos, el uso de métodos invasivos y de tecnología costosa que en ocasiones no resulta cómoda y accesible para el paciente. Es más, en nuestros hospitales de tercer nivel, como el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER), no se cuenta con todas las formas de imagenología pulmonar y de aquellas con que sí se cuenta, como la gammagrafía, no todos los pacientes se someten al estudio. Existen criterios de exclusión médicos que producen que un porcentaje reducido de pacientes que tienen acceso al INER, sean diagnosticados utilizando las bondades de esta tecnología.

Con el fin de ofrecer una nueva herramienta de diagnóstico que permita evaluar el estado pulmonar de un sujeto, de una manera no invasiva, Charleston *et al.* [2] desarrollaron el concepto de imagenología acústica torácica de superficie. La idea es obtener una imagen asociada con la función pulmonar a partir de la interpolación de las intensidades de los sonidos respiratorios (SR) adquiridos de manera simultánea, utilizando un arreglo matricial de 25 micrófonos colocados sobre la espalda de un sujeto respirando a un flujo establecido. Los autores, justifican el uso de la

intensidad del sonido respiratorio para la formación de la imagen acústica con base en investigaciones que han analizado y establecido la relación entre la intensidad del SR y la ventilación pulmonar. Inicialmente, Leblanc et al. estudiaron la distribución espacial de la intensidad del SR con cinco micrófonos, a flujos y volúmenes controlados, y la influencia de diferentes posiciones del sujeto. Sus resultados indican que si el sujeto se encuentra en la posición vertical, respirando a un flujo constante entre 2 y 2.5 L/s, la intensidad del SR se incrementa conforme se incrementa el volumen pulmonar en las bases pulmonares. Posteriormente, Leblanc generó las siguientes preguntas: ¿cuál es la relación entre la intensidad regional del SR y la distribución regional de la ventilación?, ¿es correcto que el médico correlacione la intensidad del SR con entrada de aire al pulmón? Los resultados de su investigación con gases radiactivos indican que la intensidad regional del SR varía de la misma forma que la distribución de la ventilación regional y que la intensidad del SR es un buen signo físico de ventilación regional [3].

Ploysongsang et al. [4] utilizando técnicas con radionúclidos e inspeccionando cuatro regiones, entre ápices y bases pulmonares, encontraron que existe una buena relación entre la ventilación regional y un índice que ellos propusieron en sujetos sanos en posición vertical. El índice se obtuvo dividiendo la intensidad del SR entre la intensidad del sonido transmitido al introducir ruido blanco en la boca del sujeto. Sin embargo, la relación se deteriora si el sujeto se encuentra en posición supina. Hay que hacer notar que los estudios mencionados anteriormente sufren de limitaciones técnicas al no poder explorar varias zonas pulmonares de forma simultánea, sin embargo, sus resultados son alentadores en cuanto a la relación de la intensidad del SR con la ventilación regional pulmonar. Actualmente, el grupo de investigación de la UAM lleva a cabo su propio estudio de correlación de imágenes centellográficas con imágenes acústicas torácicas en sujetos sanos y enfermos, utilizando un sistema multicanal de adquisición de 25 sensores acústicos.

En la práctica clínica, existe el consenso de que SR intensos corresponden a zonas pulmonares bien ventiladas y se considera que el sonido es producido por turbulencias a lo largo del árbol bronquial. En consecuencia, una zona pulmonar con sonidos atenuados o en silencio implica que el flujo de aire no llega a la región auscultada. El origen de los sonidos pulmonares en un sujeto sano, sonidos que se pueden escuchar sobre la superficie torácica y anteriormente denominados vesiculares, ha sido motivo de estudio desde hace algunas décadas. Kraman indica que sus estudios refuerzan la idea que la fuente del sonido pulmonar inspiratorio es multicéntrica

y está confinada a las grandes vías aéreas, con la posible exclusión del árbol bronquial principal y de la tráquea, donde se conoce que existe turbulencia. Por lo que concierne a la componente espiratoria, también se acepta que tiene un origen multicéntrico y que incluye al árbol bronquial principal y a la tráquea [5]. Integrando los resultados experimentales de varias investigaciones [6], Kraman propone que al menos la componente inspiratoria del sonido pulmonar es producida regionalmente, esto es, en cada pulmón y probablemente dentro de cada lóbulo.

Por otro lado, el uso de sistemas multicanales en la adquisición de información acústica es reciente en el campo de los sonidos respiratorios, dado que inicialmente se utilizaban dos o tres micrófonos [7, 8]. El propósito de la adquisición multicanal es emular el procedimiento de auscultación clínica que se realiza en distintos puntos sobre la pared torácica. Mediante un arreglo de estetoscopios electrónicos se adquiere información acústica desde los ápices hasta las bases pulmonares para incluir el comportamiento espacio-temporal de los sonidos denominados bronquiales, bronquio-vesiculares y vesiculares.

2.2 ANTECEDENTES

La imagenología basada en la intensidad sonora es un campo relativamente nuevo en el estudio cuantitativo de los sonidos respiratorios. Los primeros intentos realizados en este campo se enfocaron sobre todo a la obtención de mapas de contorno de la intensidad del sonido pulmonar, como una forma novedosa de visualización [9]. O'Donnell y Kraman en 1982 se enfocaron a estudiar la homogeneidad en la distribución espacial de la intensidad de los sonidos respiratorios a flujo controlado. El promedio de la intensidad del SR se determinó en una ventana de tiempo de 0.1 segundos, una vez que los sujetos alcanzaron un flujo respiratorio de 1.3 L/s. Con la intensidad promedio se formaron mapas inspiratorios en una cuadrícula con una separación de 3 cm en dirección vertical y 2 cm en dirección horizontal [9]. Para formar la superficie o mapa, las intensidades promedio se unieron mediante una función lineal, es decir, no se realizó la interpolación de los datos. Además, es importante señalar que los registros del SR no fueron adquiridos en forma simultánea. Los resultados arrojaron que la intensidad de los sonidos respiratorios aumenta hacia las bases y se mantiene estable en un plano horizontal. Además encontraron diferencias significativas entre el lado derecho y el lado izquierdo, es decir, asimetrías en la distribución del SR y variaciones dependientes de cada sujeto.

Dosani y Kraman en 1983, realizaron el análisis de la variabilidad en la intensidad del sonido pulmonar en sujetos normales basándose en la suposición de que la intensidad del sonido pulmonar es relativamente uniforme sobre áreas pulmonares equivalentes [11]. En este esfuerzo los autores utilizaron mapas bidimensionales para visualizar la información acústica. Los valores de los mapas se obtuvieron mediante la técnica de corrección por flujo de la intensidad promedio del SR. El procedimiento incluyó el cálculo de la intensidad promedio del SR en una ventana de 25 ms., cuando el flujo respiratorio fue mayor a los 1.3 L/s, dividido por el flujo máximo alcanzado. Un resultado importante es el relacionado con el establecimiento de asimetrías en un sujeto sano; uno de los conceptos que se enseña a los estudiantes de medicina al utilizar la auscultación pulmonar de acuerdo con la referencia [10] es: “una asimetría en la intensidad del sonido entre hemitórax pulmonares debe asociarse con enfermedad pulmonar”.

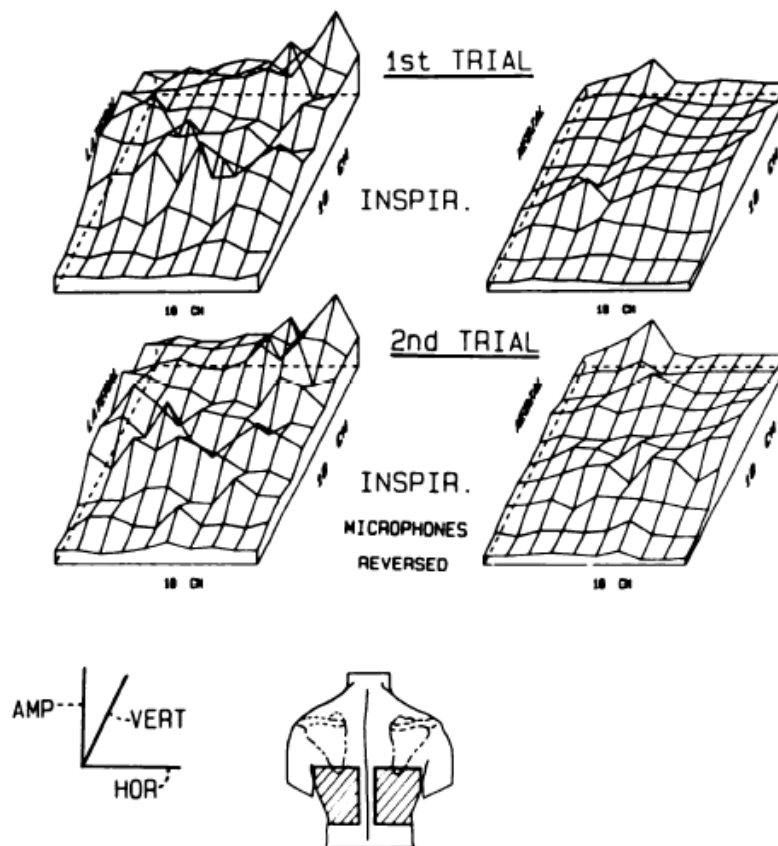


Figura 2.1. Mapas de contorno de la amplitud del sonido respiratorio en la fase inspiratoria obtenido por Dosani y Kraman en 1983, figura tomada de [11].

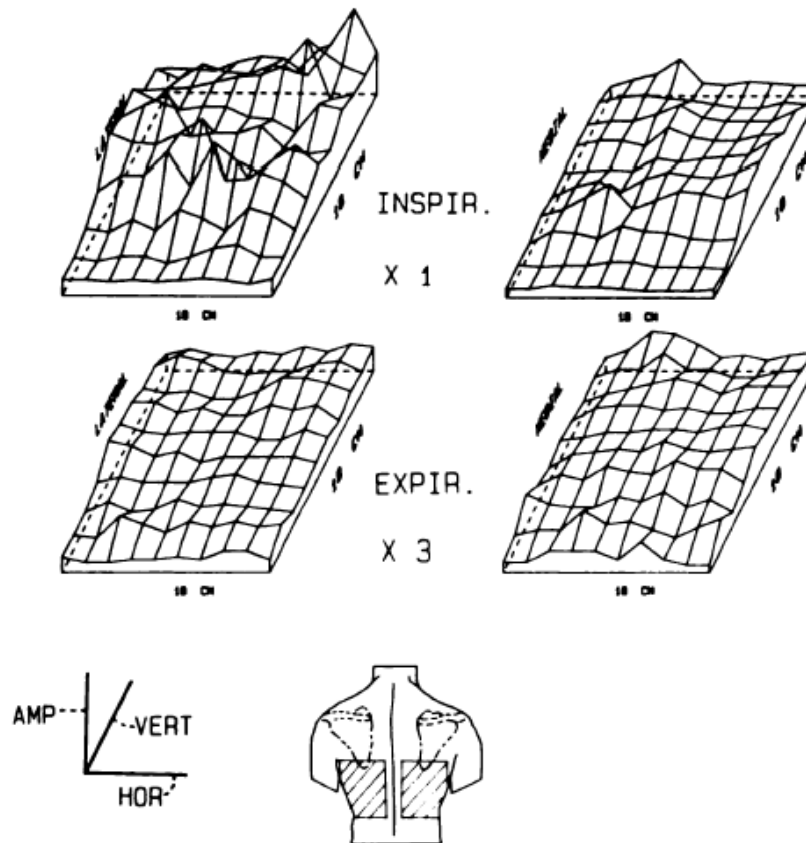


Figura 2.2. Mapas de contorno de la amplitud del sonido respiratorio en las fases inspiratoria y espiratoria (Dosani y Kraman, tomada de [11]).

Además, Dosani y Kraman en [11] generaron mapas bidimensionales de la información acústica en una rejilla de 18 por 18 cm, considerando puntos de auscultación en 10 renglones por 10 columnas, con una separación de 2 cm. Es importante señalar que los SR se adquirieron en forma simultánea empleando dos micrófonos en 18 posiciones simétricas sobre la pared torácica posterior-lateral a nivel de las bases pulmonares. En la figura 2.1 se muestran los mapas obtenidos, para el lado izquierdo y derecho de la parte posterior del tórax, para dos inspiraciones diferentes. Con el propósito de evitar la posible diferencia de la respuesta en frecuencia de los micrófonos, en un segundo intento se invirtió la posición de los 2 micrófonos. En la figura es evidente, a pesar de la baja resolución espacial del mapa que existen diferencias en los patrones acústicos generados en el hemitórax izquierdo y derecho. En la figura 2.2 se presentan los mapas obtenidos para la fase inspiratoria y la espiratoria de un sujeto sano. Se puede observar que los patrones de sonido durante la espiración son diferentes a los obtenidos durante la inspiración, implicando diferencias en los mecanismos de producción y transmisión del sonido.

En 2004 Charleston *et al.* propusieron el concepto de *imagenología acústica* utilizando una mayor resolución espacial y temporal de la información asociado con los SRs [7]... Los autores evaluaron diferentes técnicas de interpolación del tipo determinista que permitieran generar imágenes acústicas respiratorias basadas en un arreglo de múltiples sensores colocados en las superficies anterior y posterior del tórax [2]. Estudiaron el desempeño de las funciones de interpolación lineal, cúbica, spline, Hermite, Lagrange y vecinos más cercanos, con el fin de producir imágenes de intensidad de los sonidos respiratorios durante las dos fases respiratorias, a flujos de 0.5 y 1.0 L/s. Para seleccionar el interpolador óptimo los índices de desempeño incluyeron la varianza residual normalizada, la covarianza de predicción, la covarianza residual y el máximo error cuadrado residual. Los índices utilizados se determinaron con base a la información acústica estimada por el interpolador y la adquirida por micrófonos adicionales al arreglo de adquisición. Los resultados mostraron que la función interpolante Hermite es la más confiable para mapas acústicos de superficie.

La figura 2.3 muestra esquemáticamente el arreglo de sensores propuesto por Charleston *et al.* [2] para la superficie torácica anterior y posterior así como el arreglo de sensores sobre la superficie posterior de un sujeto. La figura 2.4 ilustra un ejemplo de las imágenes acústicas generadas con las diferentes funciones interpolantes, una de las ventajas de las imágenes en la figura 2.4 c y d es la transición suave entre las diferentes zonas acústicamente activas lo cual puede redundar en una más fácil asociación entre las zonas acústicas y las zonas anatómicas que permiten un mejor entendimiento de la actividad pulmonar, tanto espacial como temporalmente.

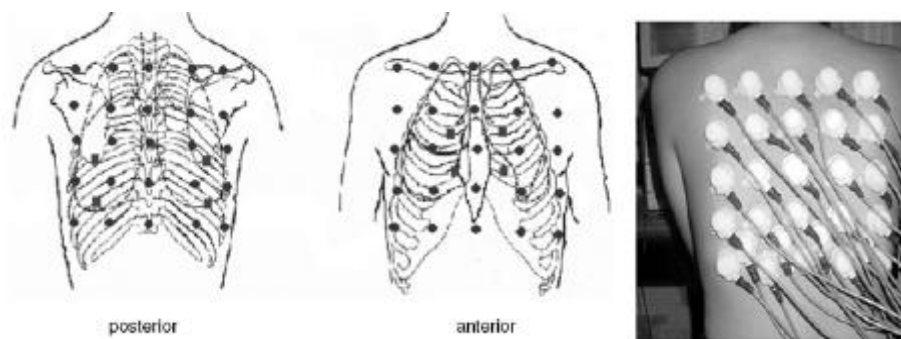


Figura 2.3. Posiciones del arreglo de sensores utilizados por [2].

Las posiciones seleccionadas para colocar los micrófonos se basaron en consideraciones anatómicas que permitieran adquirir un espectro amplio de los sonidos pulmonares, desde los ápices hasta las bases pulmonares. El arreglo de micrófonos incluyó cinco filas y cinco columnas separadas 5 cm de acuerdo con lo escrito por otros autores como Ploysongsang [4], quienes indicaron que para extraer información espacial usando un arreglo fijo de micrófonos, es necesario que las señales adyacentes conserven cierta correlación pero que no sean completamente redundantes.; obteniendo que una adecuada distribución espacial de los micrófonos se encuentra entre 5-7 cm.

Sin embargo, hasta el momento de esta tesis no se han realizado estudios de repetibilidad de las imágenes obtenidas por la técnica propuesta por Charleston en la referencia [2].

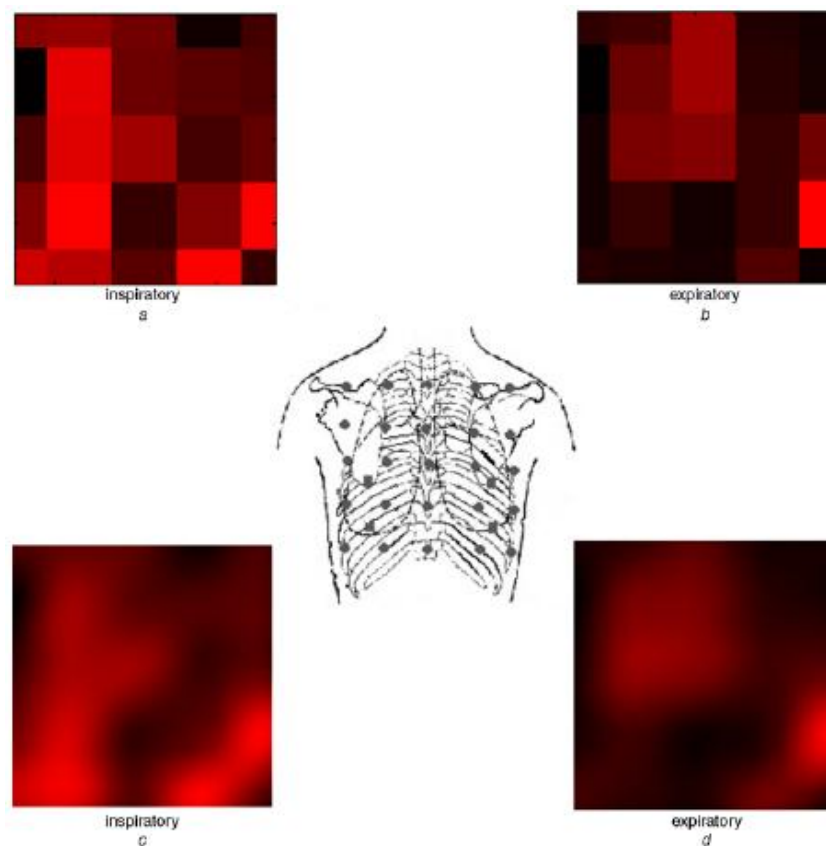


Figura 2.4. Imágenes acústicas obtenidas por [2] en fase inspiratoria y espiratoria usando una función de interpolación de vecinos más cercanos (a, b) y Hermite (c, d).

En 2006 Cinel *et al.* [12] propusieron la imagenología de respuesta vibratoria (VRI), la cual es una técnica que mide la energía de vibración de los sonidos pulmonares generados durante la respiración y la ventilación mecánica. Cuando el aire entra y sale de los pulmones, las vibraciones se propagan a través del tejido pulmonar y son registradas con sensores de superficie. El dispositivo que emplean usa 36 sensores organizados en 6 columnas, que son espacialmente distribuidas sobre la espalda del paciente. La energía de vibración es transmitida al dispositivo del VRI donde es procesada y se crea una imagen dinámica digital. En la imagen, los pulmones son representados lado a lado, y la imagen simula el tamaño y estructura de la espina. La figura 2.5 muestra el arreglo de sensores utilizado y una de las imágenes obtenidas durante un ciclo respiratorio completo en un sujeto sano no fumador de 30 años.

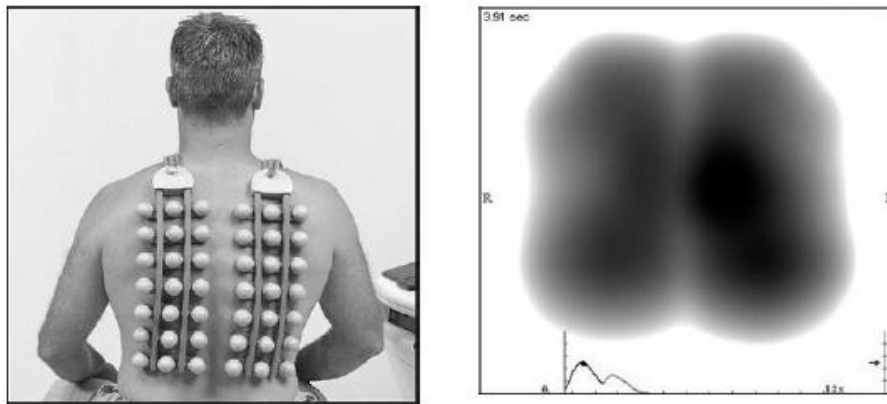


Figura 2.5. Imágenes tomadas de [12] donde se muestran las columnas de sensores utilizadas y la imagen VRI obtenida en un ciclo respiratorio completo.

2.3 PROPUESTA

Las investigaciones enfocadas a entender la distribución espacial del SR así como la posible ubicación de las fuentes sonoras que lo producen, hacen evidente la necesidad de usar arreglos matriciales de micrófonos para adquirir señales de la actividad respiratoria en forma simultánea. En consecuencia, el análisis multicanal de los SRs ha implicado la creación o propuesta de nuevas herramientas que ayuden a incrementar el conocimiento del comportamiento pulmonar [2,7].

La obtención de imágenes de intensidad de la actividad respiratoria representa un gran apoyo en el estudio de la actividad pulmonar si consideramos que la intensidad del sonido respiratorio es uno de los parámetros que se evalúan en la clínica y que generalmente, se relaciona con el grado de ventilación regional. En este sentido, la simetría o asimetría en la

distribución de la intensidad de los sonidos respiratorios, representada en las imágenes acústicas propuestas, pudiera reinterpretarse en términos de normalidad o anormalidad pulmonar.

Dado que existe la necesidad de visualizar el estado pulmonar utilizando un mapeo no invasivo del tórax que implique el uso de tecnología no costosa, que Charleston *et al* [2] encontraron que la función de interpolación Hermite permite generar imágenes acústicas torácicas confiables y basándose en la **hipótesis** de que esta imagen acústica, obtenida por mapeo bidimensional de los sonidos respiratorios, proporciona información coincidente con la obtenida por auscultación médica y con la imagen de radiología, se plantea entonces lo siguiente:

*La premisa fundamental para la presente investigación radica en la posibilidad de generar una imagen acústica representativa en sujetos sanos estableciendo su variabilidad intra e inter sujetos. En consecuencia, es necesario realizar una validación de la misma, argumentación que define el **objetivo general** de la presente tesis. Además, se investiga dentro de los **objetivos particulares** tanto el grado de coincidencia que existe entre la información de la auscultación y la proporcionada por la imagen acústica torácica, como la variabilidad intra e intersujeto, realizando como último paso una fusión entre la imagen representativa obtenida y una imagen de radiología torácica con el fin de localizar las zonas de actividad respiratoria reflejada en los mapas acústicos sobre las estructuras anatómicas pulmonares.*

Con la finalidad de realizar la validación de las imágenes acústicas torácicas inspiratorias en una primera etapa se realizó la adquisición de una base de datos de sonidos respiratorios y placas radiográficas de sujetos clínicamente sanos. Enseguida se obtuvieron las imágenes inspiratorias a partir de la interpolación Hermite. Para validar las imágenes fue necesario evaluar la variabilidad de las mismas tanto intra como inter sujetos. Para el primer caso se implementó el cálculo de la información mutua cuadrática de Cauchy-Schwartz empleando el método de la ventana de Parzen, mientras que para el segundo caso fue necesario realizar una alineación de las imágenes acústicas a partir de la alineación de las imágenes de rayos X con el fin de llevar todas las imágenes a un mismo plano coordinado y poder obtener imágenes acústicas promedio inter sujetos e imágenes de varianza para finalmente realizar a partir de la transformada discreta wavelet la fusión entre la información de la imagen de radiología y la de la imagen acústica.

REFERENCIAS

- [1]. Hoffman E. A and, Chon D., "Computed Tomography Studies of Lung Ventilation and Perfusion", *Proc Am Thorac Soc* 2005, vol. 2. pp. 492-498.
- [2]. Charleston – Villalobos S., Cortés- Rubiano S., González – Camarena R., Chi-Lem G., Aljama – Corrales T. "Respiratory Acoustic Thoracic Imaging (RATHI) : assessing deterministic interpolation techniques ". *Medical & Biological Engineering & Computing* 2004. Vol. 42, pp. 618-626.
- [3]. P. Leblanc, P. T. Macklem, and W. R. D. Ross, "Breath Sounds and Distribution of Pulmonary ventilation", *American Review of Respiratory Disease* 1970, vol. 102, pp. 10-16.
- [4]. Ploysongsang, Y., R. R. Martin, W. R. Ross, R. G. Loudon, and P. T.Macklem.. "Breath sounds and regional ventilation." *Am. Rev. Respir. Dis.* 1977. 116:187–199.
- [5]. S. S. Kraman, "Does Laryngeal Noise Contribute to the Vesicular Lung Sound?", *Am. Rev. Respir. Dis.*, 124:292-294, 1981.
- [6]. S. S. Kraman, "Vesicular(normal) Lungs Sounds: How are They Made Where do They Come From, and What do They Mean", *Sem.Respir. Med.*, Vol. 6, No. 3, pp. 183 – 191, 1985.
- [7]. Charleston S., González R., Castellanos P., Aljama T., "Multichannel Computerized Phonopneumography", , 27th *Annual Conference Of The International Lung Sounds Association (ILSA)*, Estocolmo-Helsinki, Septiembre 2002.
- [8]. R.L.H. Murphy, "Localization of chest sounds with 3Ddisplay and lung sound mapping.", U.S. Patent 5,844,997, Dec. 1, 1998.
- [9]. O'Donnell, D. M., and S. S. Kraman. 1982. Vesicular lung sound amplitude mapping by automated flow-gated phonopneumography. *J.Appl. Physiol.* 53:603–609.
- [10]. H. Pasterkamp, S. S. Kraman and G. R. Wodicka, "Respiratory Sounds Advances Beyond the Stethoscope", *Am J Respir Crit Care Med*, Vol. 156. pp. 974–987, 1997.
- [11]. Dosani R. & Kraman SS. "Lung sound intensity variability in normal men. A contour phonopneumographic study". *Chest* 1983; Vol.83, pp. 628-631.
- [12]. Cinel I., S. Jean, R.P. Dellinger. "Dynamic Lung Imaging Techniques in Mecahanically Ventilated Patients". *Yearbook of Intensive Care and d Emergency Medicine*. Vol. 2007. Part 8, pp. 371-380.

CAPÍTULO III

MARCO TEÓRICO

3.1 CONCEPTOS PARA LA GENERACIÓN DE LA IMAGEN ACÚSTICA

3.1.1 INTERPOLACIÓN

En numerosos fenómenos de la naturaleza es posible observar cierta regularidad en la forma de producirse, esto permite sacar conclusiones de su evolución en situaciones en que no existen medidas directamente. El método de interpolación consiste en suponer que el curso de los acontecimientos continuará en el futuro, convirtiéndose en las reglas que utilizamos para llegar a una nueva conclusión.

En el campo del análisis numérico, se denomina interpolación a la obtención de valores intermedios a partir del conocimiento de un conjunto discreto de puntos de una curva, una superficie o una función. La interpolación se puede definir como global o local, en el primer caso una única función se aplica a través de todo el intervalo de interés, mientras que en el segundo, se aplica un algoritmo repetitivo a un conjunto de puntos dentro del intervalo de interés [1].

Existen diversas funciones interpolantes y algunas de ellas han sido probadas en diferentes áreas del conocimiento, como la representación de la información cerebral [2]. En lo que respecta a la interpolación de información multicanal de sonidos respiratorios la función de interpolación determinista, local o segmentaria, de Hermite fue considerada la más apropiada para generar imágenes acústicas bajo ciertos criterios de desempeño según el estudio realizado en [3], por lo tanto es la función utilizada en este trabajo.

3.1.1.1 INTERPOLACIÓN DETERMINISTA

En la interpolación determinista la curva o superficie de interés pasa por todos los puntos cuyos valores son conocidos o fueron medidos. Como se mencionó la interpolación puede ser global o local. En el primer caso se encuentran la interpolación polinómica global, en términos por ejemplo de los polinomios de Lagrange, mientras que en el segundo, se encuentran los polinomios segmentarios, como la función de interpolación Hermite o los *splines*.

3.1.1.2 INTERPOLACIÓN POLINÓMICA

Dada una función f de la cual se conocen sus valores en un número finito de abscisas $x_0, x_1, x_2, \dots, x_m$, se llama interpolación polinómica global al proceso de hallar un polinomio $p_n(x)$ de grado n que satisface la siguiente relación [4]:

$$p_n(x_k) = f(x_k) \quad \forall k = 0, 1, \dots, m. \quad (3.1.1)$$

La interpolación polinómica global se utiliza para conocer de un modo aproximado los valores de una función de la cual sólo se conoce su comportamiento en un número finito de abscisas. A menudo no se cuenta con la expresión de la función y el objetivo es encontrar un polinomio que permita calcular otros valores desconocidos para la función con una precisión deseable establecida; mediante el error de interpolación.

Uno de los interpoladores polinómicos globales más conocidos es el polinomio de Lagrange. Sea f la función a interpolar y sean $x_0, x_1, x_2, \dots, x_m$ las abscisas conocidas con $f_0, f_1, f_2, \dots, f_m$ los valores que toma la función f en las abscisas definidas anteriormente, entonces el polinomio de grado n interpolador de Lagrange es de la forma:

$$p(x) = \sum_{j=0}^n f_j L_{n,j}(x) = \sum_{j=0}^n f_j L_j(x), \quad n \leq m, \quad (3.1.2)$$

donde los polinomios $L_{n,j}(x) = L_j(x)$ de grado n se calculan del modo siguiente:

$$L_j(x) = \prod_{i \neq j} \frac{x - x_i}{x_j - x_i} = \frac{(x - x_0)(x - x_1) \dots (x - x_{j-1})(x - x_{j+1}) \dots (x - x_n)}{(x_j - x_0)(x_j - x_1) \dots (x_j - x_{j-1})(x_j - x_{j+1}) \dots (x_j - x_n)}. \quad (3.1.3)$$

El problema con la función polinómica global es la naturaleza oscilatoria de los polinomios de grado mayor, que puede producir fluctuaciones en el comportamiento global del polinomio. La alternativa es dividir el intervalo de interés en una colección de sub intervalos y construir un polinomio interpolante diferente en cada uno de ellos, generando lo que se conoce como

interpolación local o segmentaria. En este caso, debe de existir una continuidad de la información entre los diferentes intervalos, es decir, la función debe ser continuamente diferenciable. El polinomio interpolador Hermite es una de las posibles opciones, en este caso el polinomio toma los mismos valores que la función a la que interpola en las abscisas conocidas y en los puntos de su derivada. Si se conocen los valores de f y f' en cada uno de los puntos $x_0 < x_1 < \dots, x_n$ se puede ajustar un polinomio Hermite de grado 3 en cada uno de los sub intervalos $[x_0, x_1]$, $[x_1, x_2]$, ..., $[x_{n-1}, x_n]$ para obtener una función que sea continuamente diferenciable en el intervalo $[x_0, x_n]$. El polinomio interpolador Hermite de grado $2m+1$ de la función $f \in C^1$ es de la forma:

$$P_{2m+1}(x) = \sum_{i=0}^m f_i \phi_i(x) + \sum_{i=0}^m f'_i \varphi_i(x) \quad (3.1.4)$$

Con

$$\begin{aligned} \phi_i(x) &= (1 - 2L'_i(x_i)(x - x_i))L_i^2(x) \\ \varphi_i(x) &= (x - x_i)L_i^2(x), \quad i = 0, \dots, m \end{aligned} \quad (3.1.5)$$

Donde L son los polinomios de Lagrange de grado 1 definidos anteriormente.

3.1.1.3 FUNCIÓN INTERPOLANTE HERMITE

Un conjunto de datos en 2D a ser interpolado define la función de intensidad $f(P, n)$ de variables independientes P , n a diferentes valores de niveles de gris o de una paleta de colores. P es un conjunto finito de píxeles con coordenadas (p_k, p_l) y n es el tiempo discreto en el cual el conjunto de datos en 2D fue adquirido. Estos elementos definen a la imagen $S(P, f(P, n))$ [5]. La interpolación transforma la imagen $S(P, f)$ en otra imagen $S'(P', f')$ con el fin de incrementar el nivel de discretización de S .

En el presente trabajo se presenta la formulación de la función interpolante Hermite en 1D, la extensión a 2D se lleva a cabo asumiendo que la interpolación es separable. Es decir, la interpolación de la imagen en 2D es obtenida a partir de la interpolación 1D consecutiva, primero filas y posteriormente columnas.

En la función interpolante Hermite la salida $f^I(p_k, n)$ en $S^I(P^I, f^I)$ se obtiene a partir de la posición de los píxeles p_k y p_{k+1} por:

$$f^I(p_k, n) = \frac{f(p_k, n)(p_{k'} - p_{k+1})^2}{p_{k+1} - p_k} \frac{2 p_{k'} - p_k + p_{k+1} - p_k}{3} + \frac{f(p_{k+1}, n)(p_{k'} - p_k)^2}{p_{k+1} - p_k} \frac{2 p_{k+1} - p_{k'} + p_{k+1} - p_k}{3} \\ + \frac{f'(p_k, n)(p_{k'} - p_k)}{p_{k+1} - p_k} \frac{p_{k+1} - p_{k'}}{2} + \frac{f'(p_{k+1}, n)(p_{k'} - p_{k+1})}{p_{k+1} - p_k} \frac{p_{k'} - p_k}{2} . \quad (3.1.6)$$

Como $f^I(p_{k'}, n)$ es continua, entonces se cumple que $f^I(p_k, n) = f'(p_k, n)$ [3].

3.2 CONCEPTOS PARA EVALUAR LA SIMILITUD DE LAS IMÁGENES ACÚSTICAS INTRA SUJETO

3.2.1 INFORMACIÓN MUTUA

La información mutua (MI) entre dos variables aleatorias es un concepto enraizado en la teoría de la información y esencialmente mide la cantidad de información que una variable contiene acerca de otra. Es decir, MI puede ser considerada como la reducción de incertidumbre de una variable dado que la otra variable es conocida [6]. El concepto de información mutua fue introducido simultáneamente por Viola *et al.* [7] y Maes *et al.* [8] como una medida de similitud entre imágenes 2D y 3D.

La información mutua de dos imágenes es una combinación de los valores de entropía de ambas imágenes tanto marginal como conjuntamente. La entropía de Shannon puede interpretarse como una medida de la dispersión de una función de densidad de probabilidad. Una distribución con pocos valores altos de probabilidad tiene una entropía baja mientras que el máximo valor de entropía se obtiene cuando la densidad de probabilidad es de tipo uniforme. La entropía de una imagen puede ser calculada estimando la función de densidad de probabilidad (*pdf*) de las intensidades de la imagen de la forma:

$$H(X) = - \sum_{x \in X} p_X(x) \log_2 p_X(x) , \quad (3.2.1)$$

donde $p_X(x)$ es la función de densidad de probabilidad de los pixeles de la imagen X . La definición de información mutua de dos imágenes, representadas por X y por Y , es:

$$I(X, Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y), \quad (3.2.2)$$

Donde $H(X)$ y $H(Y)$ denotan las entropías marginales de X y Y respectivamente, mientras que $H(X, Y)$ es la entropía de la función de densidad conjunta de las intensidades de las imágenes definida como:

$$H(X, Y) = - \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p_{XY}(x, y) \log_2 p_{XY}(x, y). \quad (3.2.3)$$

Sustituyendo (3.2.2) y (3.2.3) en (3.2.1) y simplificando la notación la información mutua se puede expresar en su forma discreta como:

$$I(X, Y) = \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p_{XY}(x, y) \log_2 \frac{p_{XY}(x, y)}{p_X(x)p_Y(y)}. \quad (3.2.4)$$

La expresión de la información mutua en forma continua es:

$$I(X, Y) = \iint p_{XY}(x, y) \log_2 \frac{p_{XY}(x, y)}{p_X(x)p_Y(y)} dx dy. \quad (3.2.5)$$

Si la información mutua, $I(X, Y)$, presenta un valor grande se puede implicar que las imágenes se encuentran altamente relacionadas.

La información mutua también puede ser considerada como la divergencia de Kullback-Leibler, conocida como entropía cruzada [9], entre la pdf conjunta $p_{XY}(x, y)$ y el producto de las densidades marginales $p_X(x)p_Y(y)$. La divergencia de Kullback-Leibler entre dos pdfs $f(x)$ y $g(x)$ se define como:

$$D_k(f, g) = \int f(x) \log_2 \frac{f(x)}{g(x)} dx . \quad (3.2.6)$$

Esta divergencia al ser positiva se puede considerar como una medida de distancia entre las pdfs $f(x)$ y $g(x)$, por lo tanto la información mutua puede ser concebida como una medida de distancia entre la pdf conjunta $p_{XY}(x, y)$ y el producto de las marginales, $p_X(x)p_Y(y)$:

$$I(X, Y) = D_k(p_{XY}(x, y), p_X(x)p_Y(y)) . \quad (3.2.7)$$

Sin embargo, Renyi [10] demostró que esta medida de divergencia es complicada de implementar, debido a las integrales implicadas en la fórmula. Por lo tanto existe una necesidad de medidas alternativas fáciles de implementar como es el caso de la entropía cuadrática.

3.2.2 INFORMACIÓN MUTUA CUADRÁTICA

No hay razón para restringirse a la entropía de Shannon o a la entropía cruzada de la divergencia de Kullback-Leibler. En esta sección se definirá la información mutua calculada a través de las formas cuadráticas de las pdfs, utilizando medidas que cumplan con la condición de independencia estadística y que la información mutua resultante sea no negativa.

La independencia estadística es una relación fundamental entre dos variables aleatorias y se define como la igualdad entre la función densidad de probabilidad conjunta y el producto de las pdfs marginales. Por ejemplo dos variables X y Y son independientes una de la otra si:

$$p_{XY}(x, y) = p_X(x)p_Y(y) . \quad (3.2.8)$$

Considerando a la información mutua como una medida de distancia entre estas dos pdfs, la distancia es nula cuando las variables son independientes. Cuando la distancia es máxima las dos variables se encontrarán lejos del estado de independencia y su dependencia será alta.

Una posible medida de distancia que cumple el criterio de independencia es la basada en la desigualdad de Cauchy-Schwartz [11]: $\left(\int f(x)^2 dx \right) \left(\int g(x)^2 dx \right) \geq \left(\int f(x)g(x) dx \right)^2$ donde la

igualdad se obtiene si y sólo si $f(x) = \xi g(x)$, donde ξ es un escalar constante. Si $f(x)$ y $g(x)$ son pdfs, entonces $\int f(x)dx = 1$ y $\int g(x)dx = 1$, por lo tanto $f(x) = \xi g(x)$ implica que $\xi = 1$. Entonces para dos pdfs $f(x)$ y $g(x)$ la igualdad se sostiene si y sólo si $f(x) = g(x)$. Por lo que la distancia Cauchy-Schwartz entre dos pdfs se define como:

$$D_{CS}(f, g) = \log \frac{\left(\int f(x)^2 dx \right) \left(\int g(x)^2 dx \right)}{\left(\int f(x)g(x) dx \right)^2}. \quad (3.2.9)$$

Obviamente $D_{CS}(f, g) \geq 0$, con igualdad, si y sólo si $f(x) = g(x)$, implicando que las integrales involucradas son todas formas cuadráticas de las pdfs. Basándose en $D_{CS}(f, g)$ se define la Información Mutua Cuadrática Cauchy-Schwartz entre dos variables aleatorias X y Y como:

$$I_{CS}(X, Y) = D_{CS} \left(p_{XY}(x, y), p_X(x)p_Y(y) \right). \quad (3.2.10)$$

Sustituyendo $p_{XY}(x, y)$ y $p_X(x)p_Y(y)$ en (3.2.9):

$$I_{CS}(X, Y) = \log \frac{\left(\iint p_{XY}(x, y)^2 dx dy \right) \left(\iint (p_X(x)p_Y(y))^2 dx dy \right)}{\left(\iint p_{XY}(x, y)p_X(x)p_Y(y) dx dy \right)^2}. \quad (3.2.11)$$

A partir de (3.2.11) se pueden definir los siguientes tres términos:

$$\begin{aligned} V_J &= \iint p_{XY}(x, y)^2 dx dy \\ V_M &= \iint (p_X(x)p_Y(y))^2 dx dy \\ V_C &= \iint p_{XY}(x, y)p_X(x)p_Y(y) dx dy. \end{aligned} \quad (3.2.12)$$

Donde V_J es la entropía norma-2 de la pdf conjunta, V_M es la entropía norma-2 de la pdf marginal factorizada y V_C es la correlación cruzada o producto interno entre la pdf conjunta y la pdf marginal factorizada [9]. Con estos tres términos la Información Mutua Cuadrática Cauchy-Schwartz puede ser expresada de la siguiente forma:

$$I_{CS} = \log V_J - 2 \log V_C + \log V_M . \quad (3.2.13)$$

Tal como se ha visto a lo largo de esta sección, el cálculo de la entropía y de la información mutua, simple o cuadrática, depende de la función de densidad de probabilidad (pdf) de las variables y siendo ésta la primera a estimarse. Para variables continuas existen integrales inevitables dentro de las definiciones de entropía e información mutua, por lo tanto la estimación de la pdf debe de ser apropiadamente seleccionada con el fin de que las integrales puedan ser simplificadas.

Si existe un conocimiento *a priori* acerca de la distribución del conjunto de datos o se asume un modelo, entonces se pueden utilizar los métodos paramétricos para estimar el modelo de la función de densidad de probabilidad y posteriormente calcular la entropía y la información mutua. Sin embargo, en la mayoría de los problemas la única información disponible acerca del dominio se encuentra contenida dentro de los datos colectados y no existe información *a priori* acerca de éstos, tal es el caso de los datos de las imágenes manejadas en este trabajo y, por lo tanto, se emplea la técnica de estimación no paramétrica de la ventana de Parzen para evaluar las funciones de densidad de probabilidad necesarias para el cálculo de la entropía y de la información mutua cuadrática.

3.2.3 METODO DE LA VENTANA DE PARZEN

El método de la ventana o *kernel* de Parzen apareció en los años 60 y es considerado el más popular. De acuerdo a este método uno debe primero determinar una función kernel, por simplicidad en esta investigación se consideró a una función gaussiana simétrica (3.2.14) como kernel [12] de la forma:

$$G(x, \sigma^2) = \frac{1}{\sqrt{\pi} \sigma^k} \exp\left(-\frac{x^T x}{2\sigma^2}\right), \quad (3.2.14)$$

donde σ controla el tamaño del kernel y x puede ser un conjunto de variables de dimensión n -D. Para un conjunto de variables como lo es el caso de los pixeles de una imagen, la función de densidad f se aproxima como:

$$f(x) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N G(x - a(i), \sigma^2), \quad (3.2.15)$$

Donde N es el número de pixeles en la imagen y los parámetros $a(i)$ representan los valores de los pixeles y x los valores donde se centra la estimación. La ecuación 3.2.15 significa que cada valor $a(i)$ dentro del conjunto de datos es incluido por una función kernel y que la densidad f en su totalidad es el promedio de las funciones kernel, ver figura 3.1. Sin embargo, un parámetro relevante en la estimación de la pdf es σ y existen diferentes procedimientos reportados en la literatura [12]. En este trabajo, el valor óptimo de σ se determinó mediante la relación:

$$\sigma = D \sqrt{\frac{Y_{\max} - Y_{\min}}{N}}, \quad (3.2.16)$$

Donde D es la dimensión de la base de datos, mientras que Y_{\min} y Y_{\max} representan los valores máximos y mínimos de los datos.

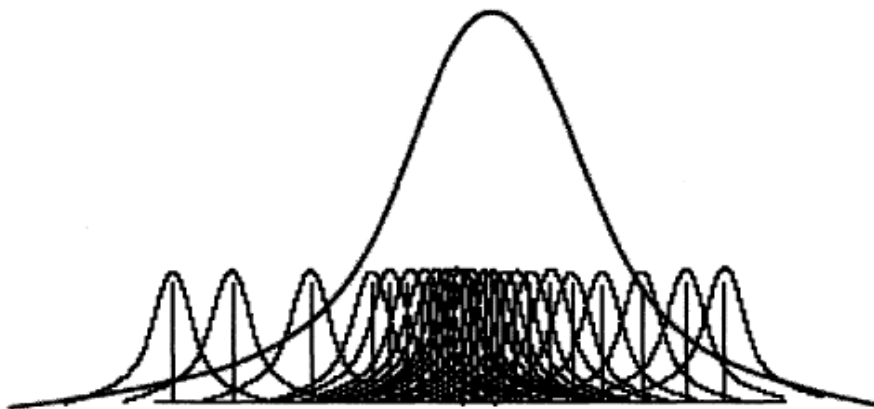


Figura 3.1. Estimación de una función de densidad continua mediante

La teoría de la estimación no paramétrica de Parzen fue desarrollada en los años 70 y se demuestra que el estimador es consistente para estimar funciones de densidad con una velocidad de convergencia óptima para densidades con morfologías suaves.

3.2.4 INTEGRACIÓN DEL PRODUCTO DE VENTANAS GAUSSIANAS PARA EL CÁLCULO DE LA INFORMACIÓN MUTUA CUADRÁTICA

Xu menciona que resulta difícil la integración de la entropía de Shannon con el estimador de kernel gaussiano (Parzen) para el cálculo computacional de la pdf. Sin embargo, establece que si se utiliza como alternativa la entropía cuadrática, la integración del producto de dos funciones gaussianas puede ser evaluada por otra función gaussiana y se genera un método simple para el cálculo de la I_{CS} [9]. En [9] se demuestra que:

$$\int_{-\infty}^{\infty} G(y-a_i, \Sigma_1) G(y-a_j, \Sigma_2) dy = G(a_i-a_j, \Sigma_1+\Sigma_2) \quad (3.2.17)$$

En consecuencia, para un conjunto de datos similar a las imágenes acústicas manejadas en esta tesis, se puede utilizar el método de integración de kernel gaussiano representada por la ecuación 3.2.16 para estimar la entropía norma-2 de la manera siguiente:

$$\begin{aligned} V &= \int_{-\infty}^{\infty} f_X(x)^2 dx \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N G(x-a_i, \sigma^2) \right) \left(\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N G(x-a_j, \sigma^2) \right) dx \\ &= \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \int_{-\infty}^{\infty} G(x-a_i, \sigma^2) G(x-a_j, \sigma^2) dx \quad (3.2.18) \\ &= \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G(a_i - a_j, 2\sigma^2) \end{aligned}$$

La combinación de las entropías cuadráticas con el método de la ventana de Parzen lleva a un estimador de entropía que involucra pares de muestras.

Ahora bien, dado el conjunto de datos $a_i = [a_{1i}, a_{2i}]^T | i=1, \dots, N$ de una variable aleatoria $X = [x_1, x_2]^T$ y siguiendo el mismo procedimiento que en 3.2.18. los términos que conforman la información mutua cuadrática I_{CS} en la ecuación 3.2.13 se expresan como:

$$\begin{aligned}
 V_J &= \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G(a_i - a_j, 2\sigma^2) \\
 &= \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G(a_{1i} - a_{1j}, 2\sigma^2) G(a_{2i} - a_{2j}, 2\sigma^2) \\
 V_M &= \left(\frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G(a_{1i} - a_{1(j)}, 2\sigma^2) \right) \left(\frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G(a_{2i} - a_{2(j)}, 2\sigma^2) \right) \\
 V_C &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N G(a_{1i} - a_{1(j)}, 2\sigma^2) \right) \left(\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N G(a_{2i} - a_{2(j)}, 2\sigma^2) \right) \quad (3.2.19)
 \end{aligned}$$

Con relación a un par de imágenes, $a(i)$ y $a(j)$ representan los valores de los píxeles de cada una de ellas. En la figura 3.2 se muestra un ejemplo de los valores de I_{CS} para imágenes ecocardiográficas generadas a partir de la imagen que se encuentra en la esquina superior izquierda, imagen de referencia, mediante su rotación a diferentes ángulos, la información fue normalizada con el valor más alto. Nótese que a ángulos menores a 30 grados, el valor de I_{CS} es alto mientras que conforme se incrementa el ángulo, el valor de I_{CS} disminuye.

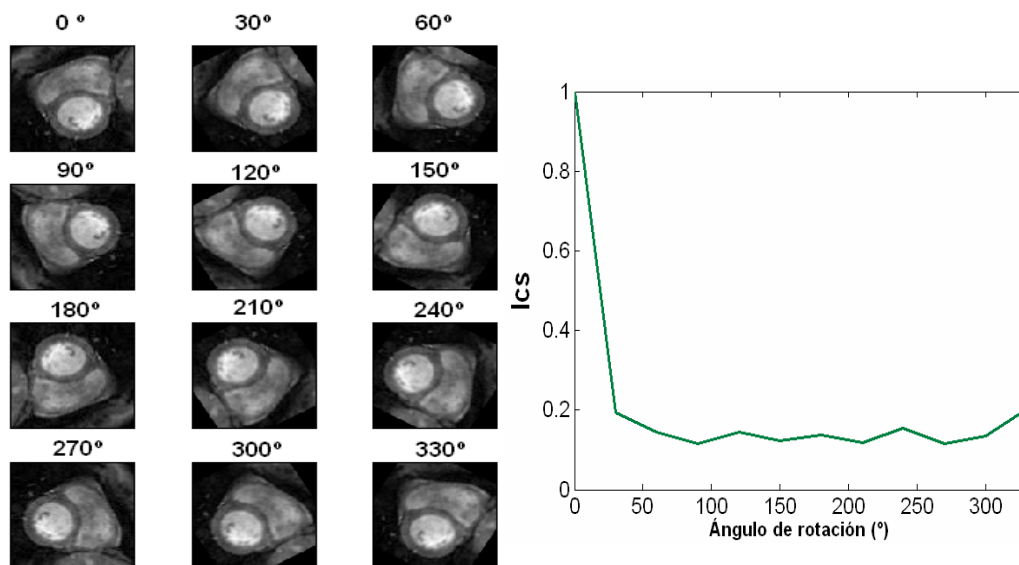


Figura 3.2 Variación del valor de ICS entre imágenes ecocardiográficas rotadas.

3.3 CONCEPTOS PARA EVALUAR LA SIMILITUD DE LAS IMÁGENES ACÚSTICAS INTER SUJETO

Las imágenes médicas son comúnmente utilizadas, dentro del cuidado de la salud, para diagnóstico, planeación y guía de tratamientos y para el monitoreo de enfermedades progresivas. Dentro de la investigación médica, la información de dos o más imágenes de modalidades distintas constituye comúnmente información complementaria y la integración correcta de éstas constituye una gran ayuda clínica. El primer paso en este proceso de integración de la información consiste en llevar las modalidades involucradas a una alineación espacial en un proceso conocido como registro. Aun y cuando las imágenes sean de la misma modalidad pero de sujetos diferentes, como lo es el caso de la información en esta tesis, se necesita de un proceso de registro. Posteriormente, se requiere de un paso de fusión para un despliegue integrado de los datos involucrados. [13].

3.3.1 REGISTRO DE IMÁGENES

Se utiliza el término de registro para definir la alineación espacial entre imágenes del mismo sujeto o de sujetos diferentes, adquiridas con la misma o diferente modalidad. La palabra registro puede hacer alusión a dos definiciones. La primera consiste en determinar una transformación T que pueda relacionar la posición de ciertas características dentro de una imagen o espacio coordinado con la posición de las características correspondientes en otra imagen o sistema coordinado. La segunda definición se basa en determinar la transformación \mathcal{T} que relacione tanto las características correspondientes entre imágenes, como los valores de intensidad en dichas posiciones. La transformación \mathcal{T} involucra los procesos de remuestreo e interpolación [14]. Utilizando un lenguaje geométrico, la transformación involucrada en el registro puede ser considerada como un mapeo. Sea el mapeo que transforma una posición x de una imagen A a otra imagen B , entonces:

$$T: x_A \mapsto x_B \Leftrightarrow T \left(\begin{matrix} \curvearrowright \\ \curvearrowleft \end{matrix} \right) x_B . \quad (3.3.1)$$

donde T representa un mapeo espacial. Por otro lado, si se considera el mapeo de intensidades además del de posiciones, \mathcal{T} representa un mapeo más completo ya que mapea una imagen a otra imagen mientras que T genera un mapeo entre coordenadas.

Asumiendo que las dos imágenes A y B consisten en mapeos de los puntos del paciente, dentro de sus respectivos campos de visión o dominios Ω a valores de intensidad, las imágenes se pueden representar matemáticamente de la forma:

$$\begin{aligned} A: x_A \in \Omega_A &\mapsto A(x_A) \\ B: x_B \in \Omega_B &\mapsto B(x_B) \end{aligned} \quad (3.3.2)$$

donde $A(x_A)$ representa el valor de la intensidad en la posición x_A y en forma similar $B(x_B)$ para la imagen B . En general, las imágenes probablemente tienen diferentes campos de visión, y por lo tanto los dominios Ω_A y Ω_B son diferentes. En consecuencia, para comparar las imágenes A y B sería necesario que ambas estuvieran definidas en x_A para poder obtener $B(x_A)$. Sin embargo, B no está definida en la posición x_A y es necesario efectuar una transformación, denominada B^T , para que $A(x_A)$ y $B^T(x_A)$ representen la misma posición, con un cierto error.

Además, considerando que las imágenes A y B representan al mismo objeto X , ya sea en la misma o en diferente modalidad, existe una relación entre las posiciones espaciales en A y B . La modalidad A es tal que la posición $x \in X$ se mapea a x_A y la modalidad B mapea x a x_B . El proceso de registro consistiría en encontrar la transformación espacial que mapea x_A a x_B sobre el traslape de los dominios Ω_{AB}^T tal que $\Omega_{AB}^T = \{x_A \in \Omega_A \mid T^{-1}(x_A) \in \Omega_B\}$. La clasificación de los métodos para el registro de imágenes médicas se basa en los nueve criterios que enlista Maintz [11] y que se proporcionan a continuación:

- I. Dimensionalidad de los datos
- II. Naturaleza de la base del registro
 - a. Extrínseca
 - b. Intrínseca
 - c. No basada en la imagen
- III. Naturaleza de la transformación
 - a. Rígida
 - b. Afín
 - c. Proyectiva
 - d. Curva

- IV. Dominio de la transformación
- V. Interacción
 - a. Automático
 - b. Semiautomático
 - c. Interactivo
- VI. Procedimiento de optimización
 - a. Cálculo de parámetros
 - b. Búsqueda de parámetros
- VII. Modalidades involucradas
 - a. Monomodal
 - b. Multimodal
- VIII. Sujeto
 - a. Intra sujeto
 - b. Inter sujeto
 - c. Atlas
- IX. Objeto

Un procedimiento de registro puede siempre descomponerse en tres pilares fundamentales: el planteamiento del problema, el paradigma del registro y el procedimiento de optimización. Estos elementos proveen una clasificación única de acuerdo a los nueve criterios mencionados anteriormente.

3.3.1.1 DIMENSIONALIDAD DE LOS DATOS

El interés de esta categoría radica en saber si todas las dimensiones son espaciales o si el tiempo es considerado como una dimensión adicional. Generalmente el registro de dos imágenes 2D/2D o 3D/3D no involucra al tiempo y pueden realizarse fuera de línea, sin embargo la mayoría de las aplicaciones 2D/3D, por ejemplo una imagen CT previa a la cirugía con una de RX durante la cirugía, involucran procedimientos de registro dentro de quirófano y se encuentran sujetas al tiempo.

3.3.1.2 NATURALEZA DE LA BASE DEL REGISTRO

La naturaleza de la base del registro se divide en extrínseca, basada en objetos extraños introducidos dentro del espacio de la imagen e intrínseca basada en la información generada por el paciente. Los métodos extrínsecos se basan en objetos sujetos al paciente de forma invasiva o no invasiva, éstos están diseñados para ser visibles y detectables con precisión en todas las modalidades, por lo que el registro es relativamente fácil y no requiere métodos complejos de optimización.

Los métodos de registro intrínseco se basan solamente en el contenido de la imagen del paciente. El registro puede estar basado en un conjunto de puntos identificados generalmente de forma interactiva por el usuario denominados *landmarks*, en la alineación de estructuras binarias segmentadas generalmente superficies y bordes (basada en segmentación) o basada directamente en medidas calculadas a partir de los valores de intensidad de la imagen (basada en las propiedades de los voxels).

Además existe el registro no basado en la imagen donde se emplea un sistema coordinado calibrado entre las dos imágenes. En éste las imágenes deben de ser de la misma zona anatómica y el paciente debe de permanecer sin moverse entre la obtención de la imagen de una modalidad y la imagen de la otra modalidad.

3.3.1.3 NATURALEZA Y DOMINIO DEL REGISTRO

Se dice que una transformación del sistema coordinado de la imagen es *rígida* solamente cuando se permiten rotaciones y traslaciones. Si la transformación mapea líneas paralelas a líneas paralelas es llamada *afín*, si mapea líneas a líneas es llamada *proyectiva* y si mapea líneas a curvas es llamada *elástica*.

Una transformación rígida o afín puede ser descrita usando una ecuación matricial simple de la forma $y_i = a_{ij}x_j$ donde x y y son los vectores de coordenadas anterior y actualizado, respectivamente. En el caso de la transformación rígida en 3D, la ecuación se restringe a la forma:

$$\begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ 1 \end{pmatrix} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & t \\ & r & & \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.3.3)$$

donde t es un vector de translación arbitrario y r es una matriz de rotación de 3 x 3 definida por:

$$r_{il} = r_{ij}^{(1)} r_{jk}^{(2)} r_{kl}^{(3)} \quad r^{(1)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_1 & -\sin \alpha_1 \\ 0 & \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 \end{pmatrix} \quad (3.3.4)$$

$$r^{(2)} = \begin{pmatrix} \cos \alpha_2 & 0 & \sin \alpha_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha_2 & 0 & \cos \alpha_2 \end{pmatrix} \quad r^{(3)} = \begin{pmatrix} \cos \alpha_3 & -\sin \alpha_3 & 0 \\ \sin \alpha_3 & \cos \alpha_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

donde $r^{(i)}$ rota a la imagen alrededor del eje i un ángulo α_i . En el caso de la transformación afín, r no tiene restricciones.

Una transformación se dice que tiene dominio global si se aplica a la imagen completa, y local si las secciones dentro de la imagen tienen cada una su propia transformación. En la siguiente figura se ilustra el concepto de naturaleza y dominio de la transformación.

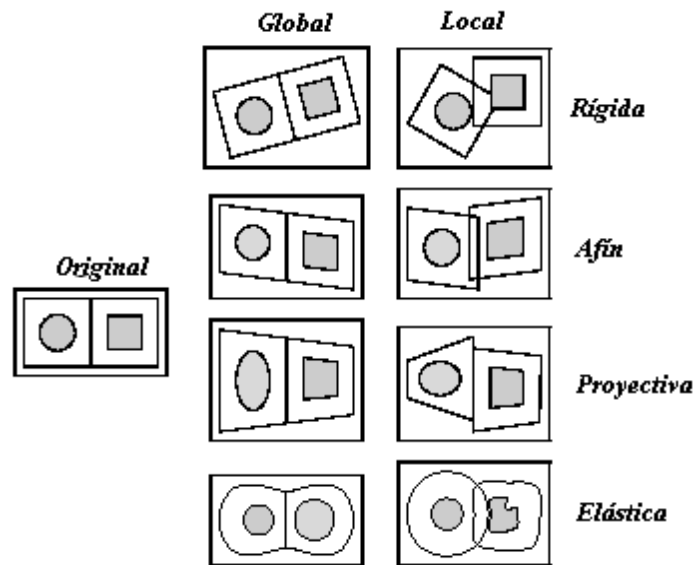


Fig. 3.3 Dominio y naturaleza de la transformación.

3.3.1.4 INTERACCIÓN Y PROCEDIMIENTO DE OPTIMIZACIÓN

Esta categoría se refiere al grado de interacción que se requiere con el usuario. El algoritmo de registro puede ser automático, semiautomático o interactivo. La optimización del procedimiento puede estar basada en el cálculo de los parámetros involucrados en la transformación y determinados directamente del conjunto de datos disponibles o puede estar determinada por la localización del mínimo de alguna función de costo en el espacio de parámetros.

3.3.1.5 MODALIDADES INVOLUCRADAS, SUJETO Y OBJETO

Dentro del campo de la imagenología médica la modalidad hace referencia a la técnica de imagenología utilizada, el sujeto se refiere a si todas las imágenes fueron adquiridas en uno o en varios sujetos o se utiliza un atlas, mientras que el objeto indica la zona anatómica a la cual pertenece el registro de imágenes.

3.3.2 FUSIÓN DE IMÁGENES

La fusión de imágenes es el proceso de combinar dos o más imágenes o algunas de sus características para formar una nueva imagen. La idea es que la nueva imagen sea más adecuada ya sea para la interpretación por parte de un usuario o para un procesamiento posterior, como su segmentación [15]. Generalmente, la fusión de imágenes es requerida en medicina con el fin de obtener información más completa acerca del paciente, por ejemplo combinando tomografía computada con resonancia magnética nuclear y tomografía por emisión de positrones. La fusión es útil para el monitoreo del crecimiento de tumores, verificación de tratamientos y comparación de datos del paciente con atlas anatómicos, entre otras aplicaciones [16].

Las técnicas de fusión de imágenes se desarrollan en tres niveles de procesamiento distintos de acuerdo al paso en el que la fusión se lleve a cabo, es decir a nivel de píxeles, a nivel de características o a nivel de reglas de decisión. La fusión a nivel de píxeles consiste en combinar información de diferentes imágenes en una base píxel a píxel para mejorar el desempeño de una tarea de procesamiento de imágenes como la segmentación o la extracción de características. La fusión a nivel de características permite la detección de características útiles con mayor grado de confianza. Finalmente, la fusión a nivel de reglas de decisión permite que la información de múltiples fuentes sea usada efectivamente al nivel más alto de abstracción [17,18].

En resumen, el problema que la fusión de imágenes trata de solucionar, es el de combinar información de varias imágenes de la misma escena, con el fin de obtener una imagen que contenga la mejor información de las imágenes originales. Por lo tanto, la imagen fusionada tiene una mejor calidad que cualquiera de las originales.

Existen varios métodos para efectuar la fusión entre imágenes, en esta tesis se utiliza la fusión basada en *wavelets* debido a las siguientes razones:

1. Es un método multiescala (análisis multiresolución) apropiado para manejar imágenes de diferentes resoluciones. En años recientes, algunos investigadores han estudiado la representación multiescala o descomposición piramidal de una señal y han establecido que la información multiescala puede ser útil en algunas aplicaciones de procesamiento de imágenes incluyendo la fusión [15].
2. La transformada discreta *wavelet* (DWT) permite la descomposición de imágenes en diferentes tipos de coeficientes, preservando la información de la imagen.
3. Los coeficientes de diferentes imágenes pueden ser combinados para obtener nuevos coeficientes, tal que la información de las imágenes originales sea incorporada apropiadamente.
4. Una vez que los coeficientes se combinan, la imagen fusionada final se obtiene a través de la transformada discreta *wavelet* inversa (IDWT), donde la información requerida se conserva en los coeficientes fusionados.

La figura 3.4 muestra dos diagramas de descomposición multiescala genérica. En 3.4(a) las imágenes fuente deben de tener la misma resolución espacial, si sus resoluciones son diferentes se requiere un remuestreo (RS) seguido de un proceso de registro entre las imágenes (IR). La DWT se aplica a ambas imágenes y se realiza una descomposición de cada una de las imágenes originales. Esto es representado en la ilustración multiescala con diferentes estilos de barras (horizontales, diagonales, verticales y ningunas). Hay dos niveles de descomposición tal como se muestra en la subimagen superior izquierda, donde los diferentes cuadros negros asociados a cada nivel de descomposición son coeficientes correspondientes a la misma representación espacial de la imagen, en cada imagen original, es decir, la misma posición de los píxeles en las imágenes originales. Solamente coeficientes del mismo nivel y de la misma representación deben fusionarse, permitiendo que los coeficientes multiescala puedan obtenerse. Esto es indicado en la figura mediante la representación de los detalles diagonales donde las flechas curvas indican que ambos coeficientes son combinados para obtener el nuevo coeficiente multiescala. Una vez que la representación multiescala fusionada se genera, la imagen fusionada final se obtiene a través de la IDWT.

En la figura 3.4 (b) hay dos imágenes fuente con diferentes niveles de resolución, la DWT se aplica solamente sobre la de mayor resolución espacial y se obtiene una representación multiescala. La imagen más pequeña no es transformada, si aún la imagen 2 y la subimagen 1 tienen diferente resolución espacial, se requiere realizar un remuestreo (RS) seguido de un registro (IR). Posteriormente, un solo tipo de coeficientes de la imagen multiescala será fusionado con los píxeles originales de la imagen más pequeña, obteniéndose una representación multiescala fusionada y a través de la IDWT se genera la imagen final.

A continuación se establecen los fundamentos teóricos básicos de la técnica de fusión seleccionada en esta tesis; es conveniente revisar brevemente la técnica de descomposición de señales e imágenes por *wavelets*.

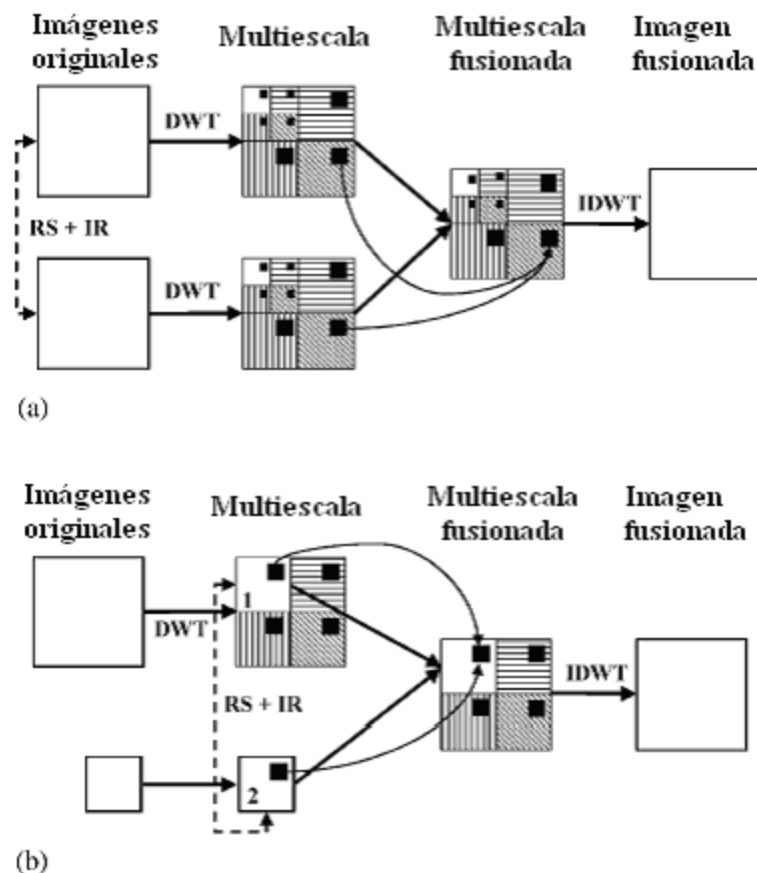


Figura 3.4. Fusión de imágenes por descomposición *wavelets* de las imágenes involucradas. Figuras tomadas de referencia [15].

3.3.2.1 INTRODUCCIÓN A WAVELETS

Las ondillas o *wavelets* son funciones matemáticas que representan a los datos en diferentes componentes de frecuencia, permitiendo posteriormente analizar cada uno de los componentes en una resolución ajustada a su escala. Las funciones *wavelets* presentan ventajas sobre el método de Fourier al analizar situaciones físicas donde la señal contiene discontinuidades y espigas. El concepto se desarrolló independientemente como una herramienta matemática para la descomposición jerárquica de funciones, en los campos de las matemáticas, física cuántica, ingeniería eléctrica y geología sísmica. El intercambio de ideas entre estas disciplinas durante los últimos años ha llevado a aplicaciones de los *wavelets* en compresión de imágenes, turbulencia, visión humana, radar y predicción de terremotos [19].

La idea fundamental de los *wavelets* es analizar una señal o imagen de acuerdo a una escala dada. Las *wavelets* son funciones que satisfacen ciertos requerimientos matemáticos y son utilizados para representar datos u otras funciones. La idea de aproximar una función a partir de la superposición de otras se inició en la primera mitad del siglo XIX cuando Joseph Fourier descubrió que podía superponer senos y cosenos para representar otras funciones. En el análisis por *wavelets*, la escala utilizada para representar a un conjunto de datos juega un papel especial, ya que éstas procesan datos a diferentes escalas y resoluciones, así, si una señal se analiza con una “ventana” grande se aprecian las características gruesas, mientras que si se utiliza una “ventana” pequeña se resaltan las características finas.

Las *wavelets*, funciones bases de la Transformada Wavelet, son generadas a partir de una función *wavelet* básica, denominada *wavelet* madre, mediante traslaciones y dilataciones.

Las funciones matemáticas incluyendo dilatación y traslación forman un conjunto de “ventanas” de análisis. Estas funciones permiten reconstruir la señal original a través de la Transformada *wavelet* inversa.

La transformada *wavelet* es eficiente para el análisis local de señales no estacionarias y con transiciones rápidas, mapeando a la señal en una representación tiempo-escala. El aspecto temporal de las señales es preservado y provee un análisis de multiresolución con “ventanas” dilatadas. La Transformada *wavelet* no es solamente local en tiempo, sino también en frecuencia.

Para establecer los conceptos teóricos de la transformada *wavelet*, a continuación se revisa el concepto de análisis multiresolución, los subespacios de representación de funciones en 1D que se crean y las correspondientes funciones base que originan las funciones base escala y

wavelets. Además, considerando que en la presente tesis la fusión de imágenes se efectúa utilizando la wavelet Haar, en esta sección se describen sus características.

3.3.2.2 ANÁLISIS MULTIRESOLUCIÓN

El análisis multiresolución permite descomponer funciones o señales en múltiples subespacios o escalas. Posteriormente, esas escalas pueden ser asociadas a diferentes bandas de frecuencia. La multiresolución se describe por una secuencia de subespacios cerrados V_i en $L^2 \mathbb{R}$ tal que se cumple que:

$$\dots \subset V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \subset \dots \subset L^2 \mathbb{R}, \quad (3.3.5)$$

Donde \mathbb{R} indica el conjunto de los números reales y $L^2(\mathbb{R})$ indica las funciones que son absolutamente integrables al cuadrado en \mathbb{R} . La ecuación 3.3.5 se puede interpretar en el sentido que cada subespacio de funciones se encuentra contenido en otro más completo. Cuando la resolución se incrementa con i tendiendo a $-\infty$, la función aproximada debería converger a la función original que se está descomponiendo, tal que $\bigcup_i V_i = L^2 \mathbb{R}$. Mientras que cuando la resolución se decreta a cero con i tendiendo a $+\infty$, las aproximaciones contienen cada vez menos información de la función original y convergen a cero: $\bigcap_i V_i = 0$ con $i \in \mathbb{Z}$.

Un segundo conjunto de subespacios son los subespacios W_i que contienen información de la diferencia entre las funciones de aproximación entre dos subespacios V_i , es decir, los “detalles” de una función. Por lo tanto, existen elementos de una función dada en los diferentes subespacios V_i y W_i de forma que la suma directa de subespacios $V_i \oplus W_i = V_{i-1}$, es decir, las funciones aproximadas van adquiriendo mayor cantidad de detalles hasta llegar a la función original. Una ecuación equivalente a la 3.3.5 también genera las funciones en $L^2(\mathbb{R})$ pero considerando subespacios W_i de la forma:

$$V_0 \oplus \sum_{i=0}^{-\infty} W_i = L^2(\mathbb{R}), \quad (3.3.6)$$

Donde cada uno de los subespacios V_i y W_i tienen sus funciones base de representación; las funciones escala y *wavelets*.

3.3.2.3 FUNCIÓN DE ESCALA

Las funciones de escala, en el análisis de multiresolución, juegan el papel de funciones promedio. La correlación entre la función de escala y una función continua arbitraria produce la aproximación promediada de la última, y en consecuencia las funciones en los espacios V_i aparecen cada vez más suaves o con menores transiciones. Las funciones base de representación de los diferentes subespacios V_i se forman por escalamientos y traslaciones de la función de escala básica $\phi(t)$ de la forma:

$$\phi_{i,k}(t) = 2^{-i/2} \phi(2^{-i}t - k), \quad (3.3.7)$$

Donde 2^{-i} representa el factor de escala y k el término de traslación.

Las funciones de escala básica $\phi(t)$ que se emplean satisfacen la condición de ortogonalidad, tal que las traslaciones discretas $\phi(t-k)$ con $k \in \mathbb{Z}$ forman un conjunto ortonormal [19]. La proyección de una función $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$ en la base ortonormal $\phi(t-k)$ es una correlación entre la función $f(t)$ original y la función de escala $\phi(t)$ muestreada a intervalos enteros. Al proyectar $f(t)$ en la base de la función de escala, se obtiene una aproximación menos detallada de aquella. Todas las aproximaciones de $f(t)$ forman un subespacio $V_0 \in L^2(\mathbb{R})$. El espacio vectorial V_0 puede ser interpretado como el conjunto de todas las posibles aproximaciones de la función en $L^2(\mathbb{R})$ generado por el conjunto ortonormal $\phi(t-k)$.

Las funciones de escala para todas las escalas $s = 2^i$ con $i \in \mathbb{Z}$ generadas a partir de la misma $\phi(t)$, son todas de forma similar. Debido a que la función de escala básica $\phi(t)$ genera la

base ortonormal $\phi(t-k)$ de V_0 , con un paso de traslación entero, la función de escala dilatada $\phi(t/2)$ generará la base ortonormal $\phi(2^{-1}t-k)$ de V_1 con un paso de traslación igual a 2, y $\phi(t/4)$ generará la base ortonormal $\phi(2^{-2}t-k)$ de V_2 con un paso de traslación igual a 4, y así sucesivamente. Entonces, existe un conjunto de bases ortogonales de las funciones de escala. Cada base de la función de escala es ortonormal en el espacio de la misma escala, es decir $\langle \phi_{i,k}, \phi_{i,n} \rangle = \delta_{k,n}$ para todo $k, n \in \mathbb{Z}$.

Las aproximaciones de una función $f(t)$ en diferentes resoluciones deben ser similares, ya que son todas generadas por la misma función de escala con escalas diferentes. Los espacios de aproximación V_i pueden ser, entonces, deducidos unos de otros por simple dilatación:

$$f(t) \in V_i \Leftrightarrow f(2t) \in V_{i-1} \quad (3.3.8)$$

Toda la información útil para calcular la función de aproximación en el nivel de menor resolución i , está contenida en la función de aproximación en el nivel de mayor resolución $i-1$. Entonces, V_i es un subespacio de V_{i-1} . [20]

3.3.2.4 BASES WAVELET

Como la proyección de una función sobre la base de la función de escala ortonormal es una aproximación menos detallada en un nivel de resolución particular, se pierde algo de información en el proceso. Para resolver el problema anterior, se usan las proyecciones sobre otras funciones, denominadas wavelet ortonormales (o simplemente *wavelets*), para obtener esta información complementaria. Las *wavelets* son generadas a partir de la *wavelet* madre $\psi(t)$ por traslaciones y dilataciones discretas de la forma:

$$\psi_{i,k}(t) = 2^{-i/2} \psi(2^{-i}t - k) \quad (3.3.9)$$

La proyección de $f(t)$ sobre las bases wavelet ortonormales es una correlación entre ésta y $\psi(t)$ muestreada a intervalos discretos. Las proyecciones de las funciones en $L^2(\mathbb{R})$ sobre la base wavelet ortonormal $\psi(2^{-i}t-k)$ forman un subespacio W_i . Como la base wavelet es ortogonal a la base de la función de escala $\phi(2^{-i}t-k)$ el subespacio W_i es el complemento ortogonal del subespacio V_i .

3.3.2.5 TRANSFORMADA WAVELET

La transformada wavelet de una función $f(t)$ es la descomposición de ésta en un conjunto de funciones wavelets $\psi_{s,\tau}(t)$ generadas a partir de la translación y cambio de escala de la misma wavelet madre y se definen como:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (3.3.10)$$

La transformada wavelet de $f(t)$ se expresa entonces de la siguiente forma:

$$W_f(s,\tau) = \int f(t) \psi_{s,\tau}^*(t) dt \quad (3.3.11)$$

Se utilizan siempre factores de escala $s \geq 0$. Las *wavelets* son dilatadas cuando la escala $s > 1$ y son contraídas cuando $s < 1$. Así, cambiando el valor de s se cubren rangos diferentes de frecuencias, valores grandes corresponden a frecuencias de menor rango mientras que valores pequeños corresponden a frecuencias de mayor rango [21].

3.3.2.6 TRANSFORMADA WAVELET EN DOS DIMENSIONES

La transformada wavelet descrita en el inciso anterior puede ser extendida a dos dimensiones para aplicaciones de procesamiento de imágenes. La transformada wavelet de una imagen bidimensional $f(x, y)$ es:

$$W_f(s_x, s_y; u, v) = \frac{1}{\sqrt{s_x s_y}} \iint f(x, y) \psi\left(\frac{x-u}{s_x}; \frac{y-v}{s_y}\right) dx dy \quad (3.3.12)$$

La cuál es una función en cuatro dimensiones, pero puede ser reducida a un conjunto de funciones bidimensionales de u, v con diferentes escalas cuando los factores de escala son tales que $s_x = s_y = s$.

La transformada wavelet ortogonal multiresolución en dos dimensiones se calcula por proyecciones recursivas sobre las bases de la función de escala y las bases wavelet. Sea $\phi(x, y) = \phi(x) \phi(y)$ el modelo wavelet basado en una función de escala separable, donde $\phi(x)$ y $\phi(y)$ son funciones de escala unidimensionales. Las traslaciones discretas de $\phi(x)$ y $\phi(y)$ dilatadas generan los subespacios de aproximación multiresolución separables V_i . La proyección ortogonal de una imagen $f(x, y)$ sobre el conjunto de la función de escala en un nivel de resolución i es, por lo tanto, el producto interno $c_i(x, y) = \langle f(x, y), \phi_i(x) \phi_i(y) \rangle$, la cuál es una aproximación de la imagen en un nivel de menor resolución.

A partir de las funciones de escala se generan las wavelets $\psi(x)$ y $\psi(y)$ tal que el conjunto de traslaciones discretas de las mismas es ortogonal al conjunto de traslaciones discretas de las funciones de escala, definiéndose tres wavelets bidimensionales:

$$\begin{aligned} \psi^1(x, y) &= \phi(x) \psi(y) \\ \psi^2(x, y) &= \psi(x) \phi(y) \\ \psi^3(x, y) &= \psi(x) \psi(y) \end{aligned} \quad (3.3.13)$$

Las diferencias de información entre las aproximaciones $c_i(x, y)$ y $c_{i+1}(x, y)$ en dos niveles adyacentes de resolución son iguales a las proyecciones ortogonales de $f(x, y)$ sobre las tres bases wavelets, resultando tres imágenes detalles [19]:

$$\begin{aligned} d_i^1(x, y) &= \langle f, \psi^1 \rangle \\ d_i^2(x, y) &= \langle f, \psi^2 \rangle \\ d_i^3(x, y) &= \langle f, \psi^3 \rangle \end{aligned} \quad (3.3.14)$$

La versión discreta de la transformada wavelet se realiza vía el filtrado en sub-bandas, mediante el uso de filtros digitales deterministas. Cada sub-banda de frecuencia puede conectarse con el concepto matemático de sub espacios como el proporcionado por la ecuación 3.3.6 y los filtros digitales se pueden conectar con las funciones base de escalamiento y wavelets [15].

3.3.2.7 WAVELET DE HAAR

La wavelet de Haar es la primera función que se desarrolló y la más sencilla. Es discontinua y se asemeja a la función escalón. La función base de escala de Haar $\phi: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ se define a partir de:

$$\phi(t) = \begin{cases} 1 & t \in [0, 1) \\ 0 & t \notin [0, 1) \end{cases} \quad (3.3.15)$$

Definiendo a $\phi_i^j: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ como:

$$\phi_i^j(t) = \sqrt{2^j} \phi(2^j t - i), \quad j = 0, 1, \dots \text{ e } i = 0, 1, \dots, 2^j - 1, \quad (3.3.16)$$

Donde el índice j se refiere a la dilación e i representa la translación en el subespacio V^j . La constante $\sqrt{2^j}$ es elegida tal que $\langle \phi_i^j, \phi_i^j \rangle = \int_0^1 \phi_i^j(t) dt = 1$. Si el intervalo de la función de escala es distinto a $[0, 1)$ la constante de normalización cambia. La función wavelet de Haar $\psi: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ se define como:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & t \in [0, 0.5] \\ -1 & t \in [0.5, 1] \\ 0 & t \notin [0, 1] \end{cases} \quad (3.3.17)$$

Así $\psi_i^j : R \rightarrow R$ define al subespacio W^j y se expresa de la siguiente forma:

$$\psi_i^j(t) = \sqrt{2^j} \psi(2^j t - i), \quad j = 0, 1, \dots \text{ e } i = 0, 1, \dots, 2^j - 1. \quad (3.3.18)$$

La constante $\sqrt{2^j}$ es elegida de manera similar a la descrita para la base de escala. Cuando se consideran señales bidimensionales (imágenes) se emplea la transformada unidimensional en cada fila de la imagen y posteriormente se aplica a cada columna.

3.3.2.8 FUSIÓN DE IMÁGENES VÍA LA TRANSFORMADA WAVELET

Como se mencionó en la sección 3.3.2.1, es necesario combinar la información en cada nivel de descomposición, es decir, los coeficientes wavelets y de aproximación, de las imágenes que se quieren fusionar. En este trabajo la metodología de fusión que proporcionó mejores resultados fue la propuesta por Burt y col [22]. Una vez que las imágenes se descomponen mediante la transformada *wavelet*, el paso siguiente es definir cómo combinar la información en los diferentes niveles de descomposición o sub-bandas de información.

La combinación de información en [22] considera dos medidas, la medida de similitud y la medida de relevancia o importancia; dependiendo de sus valores se toma una estrategia de combinación de los coeficientes en la descomposición. La medida de similitud se estima a partir de la correlación entre los coeficientes *wavelets* de las imágenes que se desean fusionar en uno de los niveles de descomposición o escala dada. Si la similitud es grande entonces los coeficientes de la imagen fusionada en ese nivel de descomposición corresponderán al promedio de los coeficientes de ambas imágenes. En contraste, la medida de relevancia puede basarse en la comparación de la energía de los coeficientes wavelets de cada imagen; entre más importante sea una característica en una imagen, ésta poseerá una mayor amplitud o energía. Otra posibilidad, es la del contraste de un píxel con su entorno en una ventana dada; cuando la energía o el contraste son relevantes,

los coeficientes de la imagen original serán copiados al nivel de descomposición correspondiente para generar la imagen fusionada.

REFERENCIAS

- [1] Cortés R. Sandra, "Imagenología acústica pulmonar". Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana. Septiembre 2001. Capítulo 3, pp. 21.
- [2] G. J. Grevera, J. K. Udupa, and Y. Miki, "A task specific evaluation of three dimensional image interpolation techniques", *IEEE. T. Med. Imag.*, 18, pp. 137-143, 1999.
- [3] S. Charleston-Villalobos, S. Cortés-Rubiano, R. González-Camarena, G. Chi-Lem, T. Aljama-Corrales, "Respiratory acoustic thoracic imaging (RATHI): assessing deterministic interpolation techniques", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp.618-626, Sept 2004.
- [4] R. Burden, J.D. Faires, "Análisis Numérico", Capítulo 3, editorial Iberoamericana, pp.93-140, 1985.
- [5] Grevera G., J.K. Udupa , "An objective comparison of 3-d image interpolation methods", *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 17, pp. 642-652. 1998.
- [6] W. Chen, Z.Ou, W. Song, "A Coarse-to-Refined Approach of Medical Image Registration Based on Combining Mutual Information an Shape Information", *Neural Networks and Brain 2005, ICNN&B 05*, vol. 2, pp. 816-820.
- [7] P.Viola, W.M. Wells HI. "Alignment by maximization of mutual information," *International Journal of Computer*, vol.24, pp.137-154,1997.
- [8] F. Maes, A. Collignon, D. Vandermeulen, G. Marchal, P. Suetens, "Multimodality image registration by maximization of mutual information," *IEEE T.Med. Imag.* vol.16, pp.187-198, 1997.
- [9] Dongxin Xu, "Energy, entropy and Information Potential for Neural Computation", Ph. D., Dissertation , University of Florida 1999.
- [10] R. O. Duda and P. E. Hart, "Pattern Classification", John Wiley & Sons, New York, 1973.
- [11] J. B. Antoine Maintz, Max A.Viergever, "A Survey of Medical Image Registration". *Medical Image Analysis* , vol. 2, num.1, pp. 1-37. Oxford University Press, 1998.
- [12] Derek L. G. Hill, Phillipp G. Batchelor, Mark Holden, David J. Hawkes, "Medical Image Registration". *Phys. Med. Biol.* R1-R45, IOP Publishing Ltd. 2001.
- [13] Pajares G., and De la Cruz J. M., "A Wavelet-Based Image Fusion Tutorial", *Pattern Recognition* 2004, vol. 37, pp. 1855-1872.
- [14] Ravi Krishna Sharma, "Probabilistic Model-based Multisensor Image Fusion", Ph. D., Oregon Graduate Institute of Science and Technology, October 1999.
- [15] Zhang Q. P., Liang M., Sun W. C., "Medical Diagnostic Image Fusion Based on Feature Mapping Wavelet Neural Networks", *Proc. Third International Conference on Image and Graphics 2004*, pp. .
- [16] Maître Henri, Bloch Isabelle, "Image Fusion". Preprint submitted Elsevier Science, École Nationale Supérieure des Télécommunications, France, 1997.
- [17] Graps A. "An Introduction to Wavelets". *IEEE Computational Science and Engineering*, vol. 2, num. 2, IEEE Computer Society, Summer 1995
- [18] Y. Sheng, "The Transforms and Applications Handbook". CRC Press, 1996.
- [19] Gamba, P.; Lange, R.; Saccomano, C.. Trabajo Final "Estudio de la Aplicación Wavelet al Diagnóstico Asistido por Computadora de Mamografías". UNICEN, 1999.
- [20] P. J. Burt and R. J. Kolczynski, "Enhanced Image Capture through Fusion", *Proc.* 1993.

CAPÍTULO IV

METODOLOGÍA

4.1 ADQUISICIÓN DE LA BASE DE DATOS

La base de datos se conformó de los registros de los sonidos respiratorios de 12 sujetos sanos respirando a 1.0, 1.5 y 2.0 L/s adquiridos en una cámara subamortiguada en la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, de las anotaciones y comparaciones en intensidad acústica hechas por los médicos tras la auscultación de los sujetos en posiciones específicas que se detallan en este capítulo y de las placas radiográficas con marcadores externos tomadas en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER).

4.1.1 ADQUISICIÓN DE LOS SONIDOS RESPIRATORIOS

4.1.1.1 ARREGLO DE MICRÓFONOS

En este trabajo se propuso utilizar veinticinco micrófonos distribuidos en un arreglo matricial de 5 x 5, tal como se hizo en [1]. Sin embargo, con la finalidad de cubrir completamente el área pulmonar, la distancia horizontal (d_h) entre los micrófonos se adaptó a las características antropométricas de cada paciente y se fijó a partir de la distancia entre la línea media y la proyección de la línea clavicular media, tal como se muestra en la figura 4.1. (a). Mientras que la distancia vertical fue de 6 cm para todos los sujetos. Ambas distancias se encontraron dentro de los límites de 5 a 7 cm establecidos por Kompis y Wodicka [2].

La primera fila de micrófonos fue colocada 6 cm por debajo de la apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical, y con el fin de obtener un arreglo regular, se colocó una línea de micrófonos sobre la columna vertebral. La nomenclatura de los micrófonos fue la misma que la utilizada en [1], la cual incluye tres letras correspondientes a la cara (Anterior o Posterior), lado (L para izquierdo y R para derecho) y línea vertical (Media, Clavicular o axilar) y un número indicando la fila. El arreglo colocado y la nomenclatura asociada se muestran en la figura 4.1 (b).

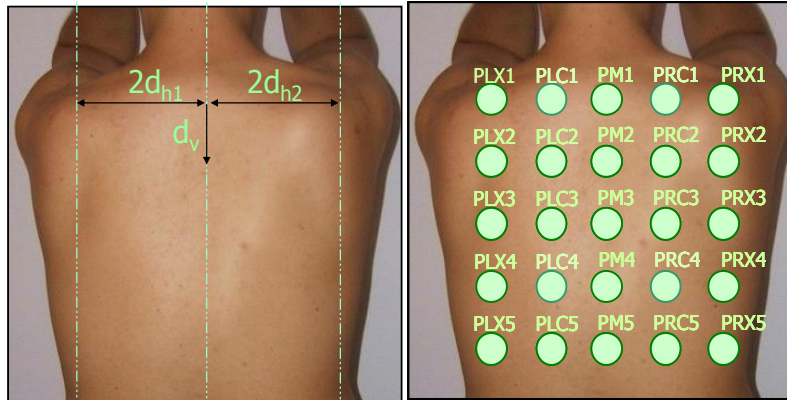


Figura.4.1. (a) Distancias entre micrófonos, y (b) Arreglo de micrófonos y nomenclatura utilizada

Se utilizaron micrófonos subminiatura tipo electret BT-1834 Knowles® con una respuesta en frecuencia plana de 0.05 a 3.0 KHz. Éstos fueron acoplados por una campana de aire, colocados con un disco de doble adhesivo.

4.1.1.2 PROTOCOLO DE AQUISICIÓN

La adquisición de los sonidos respiratorios se realizó en una cámara subamortiguada en la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa bajo la presencia de médicos expertos en auscultación pulmonar. Éstos fueron los encargados de tomar las medidas anatómicas de cada sujeto a partir de las cuales se definieron las distancias inter micrófonos y de colocar el arreglo de los mismos sobre la espalda del sujeto en estudio.

El protocolo consistió en hacer que los sujetos respiraran a través de una boquilla siguiendo un patrón de flujo a 1.0, 1.5 y 2.0 L/s desplegado en la pantalla de un osciloscopio y siguiendo las indicaciones del médico presente. Durante la maniobra los sujetos permanecieron de pie con las manos en la nuca y los codos ligeramente hacia adelante con el fin de disminuir la interferencia de las escápulas y respiraron a través de un pneumotacógrafo Fleish, acoplado a un transductor de presión Validyne® que registró la señal de flujo respiratorio. El equipo para adquirir el flujo fue calibrado antes de realizar los registros con un rotámetro.

Se registraron 25 canales de sonido respiratorio y una señal de flujo utilizando una computadora personal estándar con procesador AMD Duron de 1GHz de velocidad y 250 MB de

memoria RAM. La digitalización se realizó con una tarjeta de conversión A/D National Instruments PCI-6071E de 12 bits de resolución y se fijó una frecuencia de muestreo de 10 kHz.

Para la adquisición de las señales se utilizó el programa ACQANARS diseñado en ambiente Labview® y desarrollado con anterioridad en el Laboratorio de Procesamiento de Señales e Imágenes Biomédicas de la UAM-I, figura 4.2 (a). Para visualizar y transformar las señales de formato binario a formato texto se empleó el programa Lec_bin también realizado en Labview® e ilustrado en la figura 4.2 (b).

La maniobra tomó alrededor de 15 s por flujo estudiado y consistió en aproximadamente 5 segundos de apnea inspiratoria seguidos de 5 segundos de respiración siguiendo el patrón de flujo y finalmente 5 segundos de apnea espiratoria. Además se adquirió una señal de calibración para los micrófonos a campo abierto para cada sujeto. Para este estudio se realizaron dos registros por flujo por sujeto, por lo que se obtuvieron 6 archivos de sonido respiratorio por cada paciente.

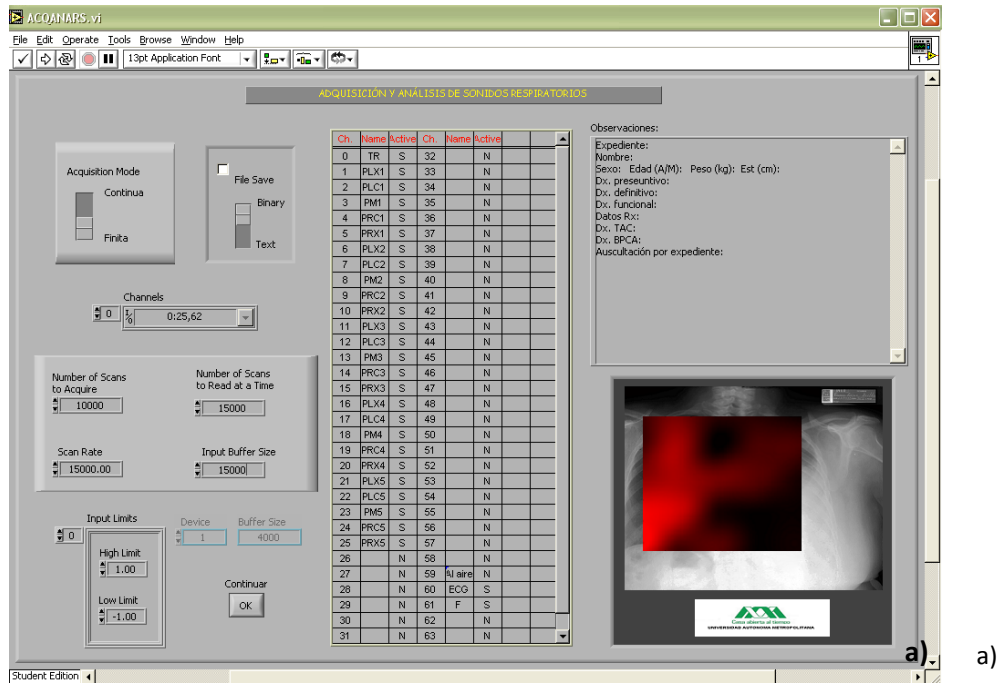
4.1.1.3 SUJETOS

En este estudio participaron 12 varones sanos y no fumadores con edad promedio de 24.6 ± 1.5 años, peso promedio de 77.3 ± 11.0 kg, altura de 174.4 ± 7.8 cm y un índice de masa corporal promedio de 25.8 ± 2.7 kg/cm². Todos los sujetos incluidos en la base de datos otorgaron su consentimiento por escrito, de acuerdo a la declaración de Helsinki, para participar en el protocolo de adquisición tras haber sido informados de los detalles del mismo.

4.1.2 AUSCULTACIÓN

Los dos médicos realizaron la auscultación de los 12 sujetos empleando el mismo estetoscopio. Las 25 posiciones donde tenían que ser colocados los micrófonos fueron auscultadas y se realizaron anotaciones siguiendo una escala establecida de acuerdo a la intensidad del sonido sobre la zona pulmonar escuchada. Durante esta fase del estudio los sujetos mantuvieron la misma posición que en la adquisición de los sonidos respiratorios y respiraron a un flujo de 1.5 L/s siguiendo el patrón respiratorio desplegado sobre el monitor del osciloscopio.

El estudio consistió en que los médicos indicaran si el sonido en la posición auscultada era aumentado, normal, disminuido o abolido (no existente).



a)



b)

Fig 4.2 a) Programa ACQANARS empleado para la adquisición de los sonidos respiratorios y el flujo. b) Programa LEC_BIN usado para visualizar las señales y transformarlas a formato de texto

Además se escogieron cuatro puntos específicos: PLC1, PLC4, PRC1 y PRC4, para evaluar las similitudes entre ápices (PLC1 vs. PRC1), bases (PLC4 vs. PRC4), hemitórax izquierdo (PLC1 vs. PLC4) y hemitórax derecho (PRC1 vs. PRC4). Al estudiar estas posiciones los médicos indicaron si la intensidad del sonido de una con respecto a otra era igual, mayor o menor. En la figura 4.3 se muestran las 25 posiciones auscultadas resaltando PLC1, PLC4, PRC1 y PRC4. En la figura 4.4 se muestran el proceso de auscultación (a) la hoja de anotaciones correspondientes (b).

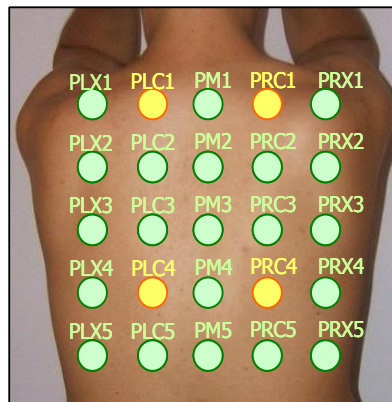


Fig.4.3 Posiciones auscultadas y puntos de comparación entre bases, ápices y ambos hemitórax.

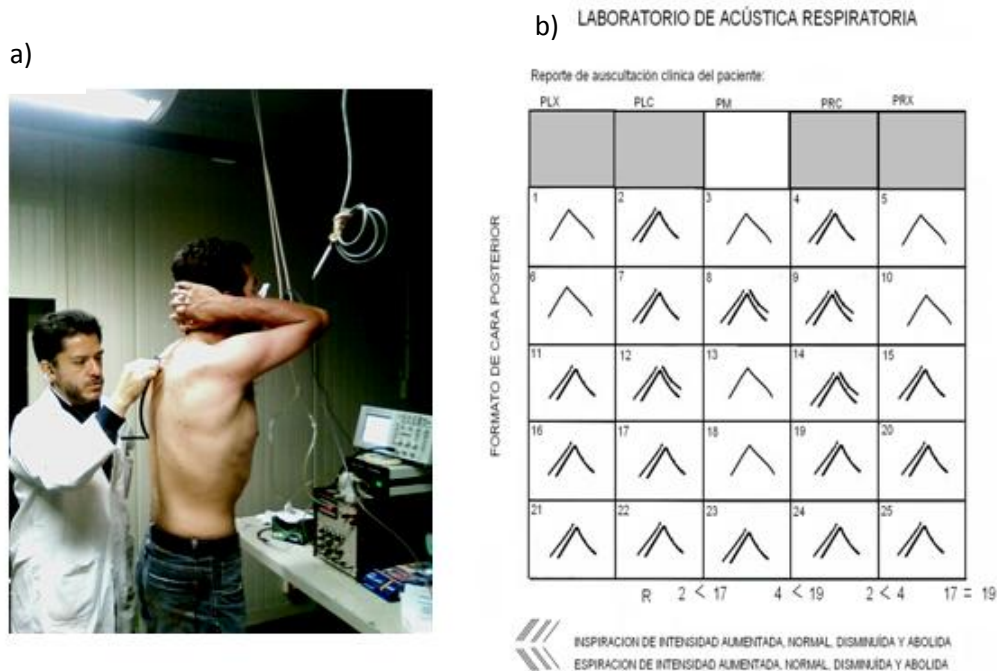


Figura 4.4. (a) Auscultación pulmonar y (b) Hoja de anotaciones donde se señala si el sonido escuchado es normal, disminuido, aumentado o abolido. Además se muestran las comparaciones hechas entre las posiciones 2(PLC1), 17(PLC4), 4(PRC1) y 19(PRC4).

4.1.3 PLACAS RADIOGRÁFICAS

El estudio de la variabilidad intersujeto requirió de la utilización de placas radiográficas del tórax para realizar el registro entre imágenes acústicas de sujetos diferentes. Las placas radiográficas fueron adquiridas en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER) con ayuda de un médico experto y se colocaron cuatro monedas como marcadores externos con la finalidad de tener una idea de las proporciones de los sujetos al visualizar la radiografía.

El primer marcador se colocó a 6 cm de la apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical y 10 cm hacia la derecha, los otros tres fueron colocados en una fila a 10 cm hacia abajo, quedando un marcador sobre la columna vertebral y los otros dos a 10 cm de sus extremos, tal como se muestra en la figura 4.5. Durante la toma de la placa los sujetos mantuvieron las manos detrás de la nuca y los codos hacia a delante en una posición similar a la adoptada durante la adquisición y se les pidió que mantuvieran una apnea inspiratoria.

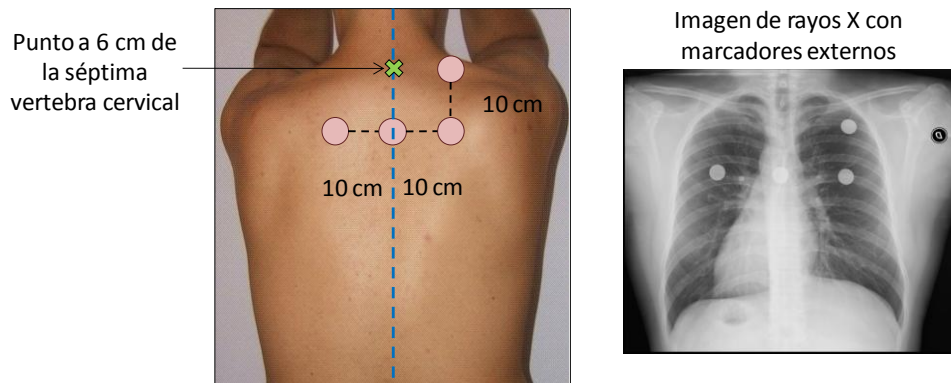


Figura 4.5. Marcadores externos colocados y radiografía obtenida.

4.2 GENERACIÓN DE LAS IMÁGENES ACÚSTICAS

Una vez que se obtuvieron los registros de sonidos respiratorios de los doce sujetos sanos con el programa ACQANARS éstos fueron transformados a formato texto con el programa LEC_BIN. Para generar las imágenes acústicas se empleó una interfaz gráfica de usuario en el paquete MATLAB® 6.5.0 instalado en una computadora personal DELL® con procesador Intel® PENTIUM® 4 a 3.4 GHz y memoria RAM de 2 GB.

4.2.1 PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ADQUIRIDAS

Una vez que se obtuvieron los registros de sonidos respiratorios éstos fueron calibrados con la señal adquirida a campo abierto para cada sujeto y pre procesados para eliminar el nivel de DC. Posteriormente se aplicó un filtro FIR de orden 201 pasa banda de 75 a 800 Hz con el fin de disminuir la interferencia del corazón y minimizar el ruido de alta frecuencia y finalmente se obtuvieron las envolventes de las señales a partir del valor absoluto de la transformada de Hilbert.

La señal de flujo fue calibrada a partir de las características de la tarjeta de adquisición y del nivel de DC agregado por el pneumotacógrafo y enseguida fue filtrada con un FIR orden 201 a 1 Hz para eliminar el ruido. Posteriormente se segmentó la curva en inspiraciones y espiraciones y se implementó un algoritmo que localizara de manera automática el valor absoluto máximo dentro del segundo tercio de cada fase. La figura 4.6 muestra un ejemplo de las 25 señales respiratorias registradas y la curva de flujo correspondiente y en la figura 4.7 se observan las envolventes de las señales calibradas y pre procesadas además de que las líneas verticales indican los valores absolutos máximos encontrados para cada fase inspiratoria o espiratoria dentro del segundo tercio de su curva de flujo.

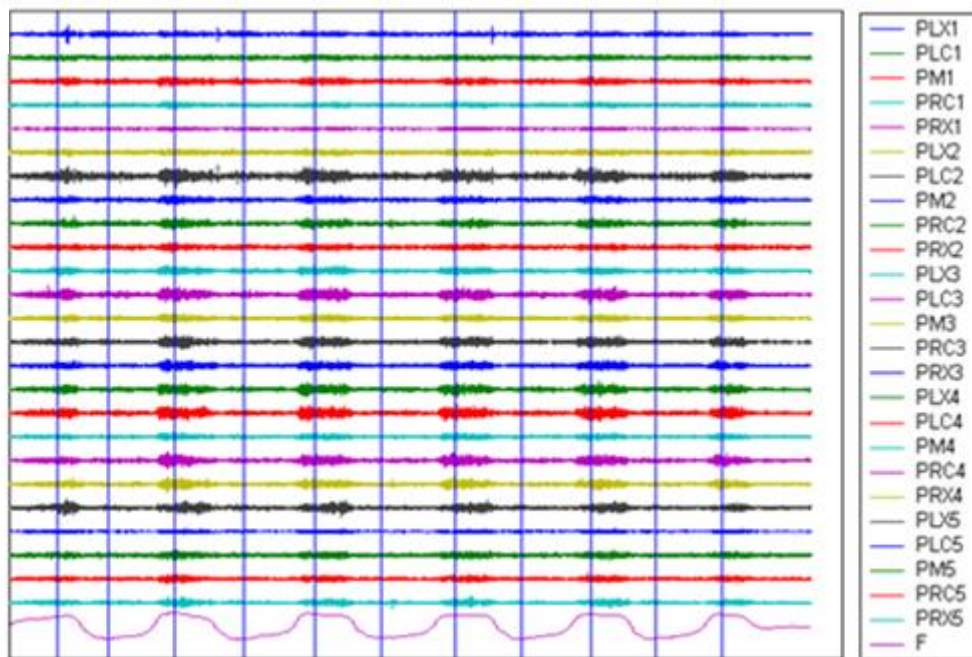


Fig.4.6 a) Ejemplo de las 25 señales de sonido respiratorio y de la curva de flujo a 1.5 L/s.

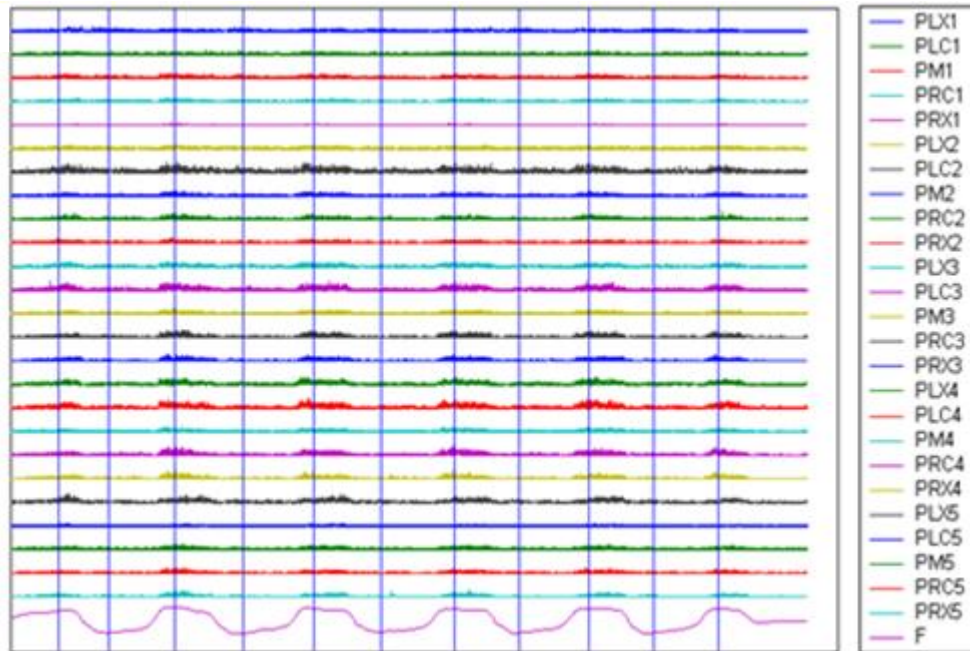


Fig. 4.7 Envolventes de las señales calibradas y pre procesadas, las líneas verticales indican los máximos absolutos dentro del segundo tercio de cada fase respiratoria.

4.2.2 INTERPOLACIÓN HERMITE

Para cada fase, una vez que se obtuvo el valor máximo dentro del segundo tercio de la curva de flujo, se centró en éste una ventana de 1000 muestras considerando una señal de flujo relativamente constante y para cada micrófono se obtuvo un valor acústico promedio. Se formó una matriz de estos 25 valores y utilizando la función interpolante Hermite se generó la imagen acústica de la fase respiratoria estudiada. En la figura 4.8 se ilustra este procedimiento.

La función de interpolación fue programada de tal manera que el usuario pudiera escoger los tamaños horizontal y vertical de la imagen, por lo que el número de puntos interpolados entre dos puntos consecutivos varió de acuerdo al tamaño del sujeto estudiado y del tamaño de las placas de rayos X. En promedio se interpolaron 125 puntos en forma horizontal y 90 puntos en forma vertical entre dos puntos consecutivos y las imágenes en promedio fueron de 1445 x 1988 píxeles.

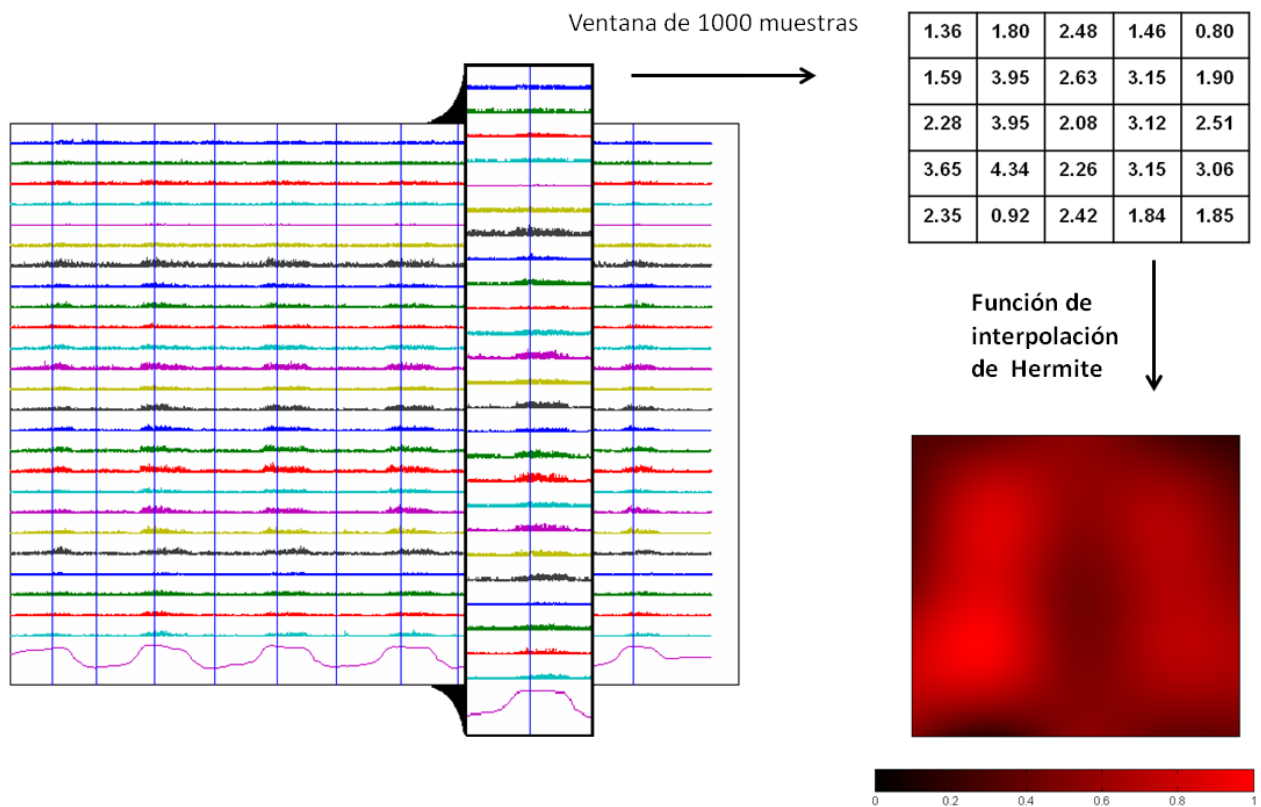


Fig. 4.8 Procedimiento para obtener la imagen acústica.

4.3 GENERACIÓN DE IMÁGENES ACÚSTICAS PROMEDIO

Para cada flujo y sujeto se obtuvieron dos imágenes acústicas promedio inspiratorias a partir de cuatro imágenes acústicas seleccionadas dentro de cada registro tal que tuvieran un valor de flujo cercano y no existiera una varianza de flujo muy elevada. La figura 4.9 ilustra la generación de una imagen promedio.

Las imágenes acústicas promedio fueron generadas para estudiar las variaciones en la distribución de la información acústica al variar el flujo respiratorio. Además las imágenes a 1.5 L/s fueron utilizadas para estudiar la relación entre la información de la imagen acústica y la reportada por los médicos tras la auscultación explicada en el inciso 4.1.2.

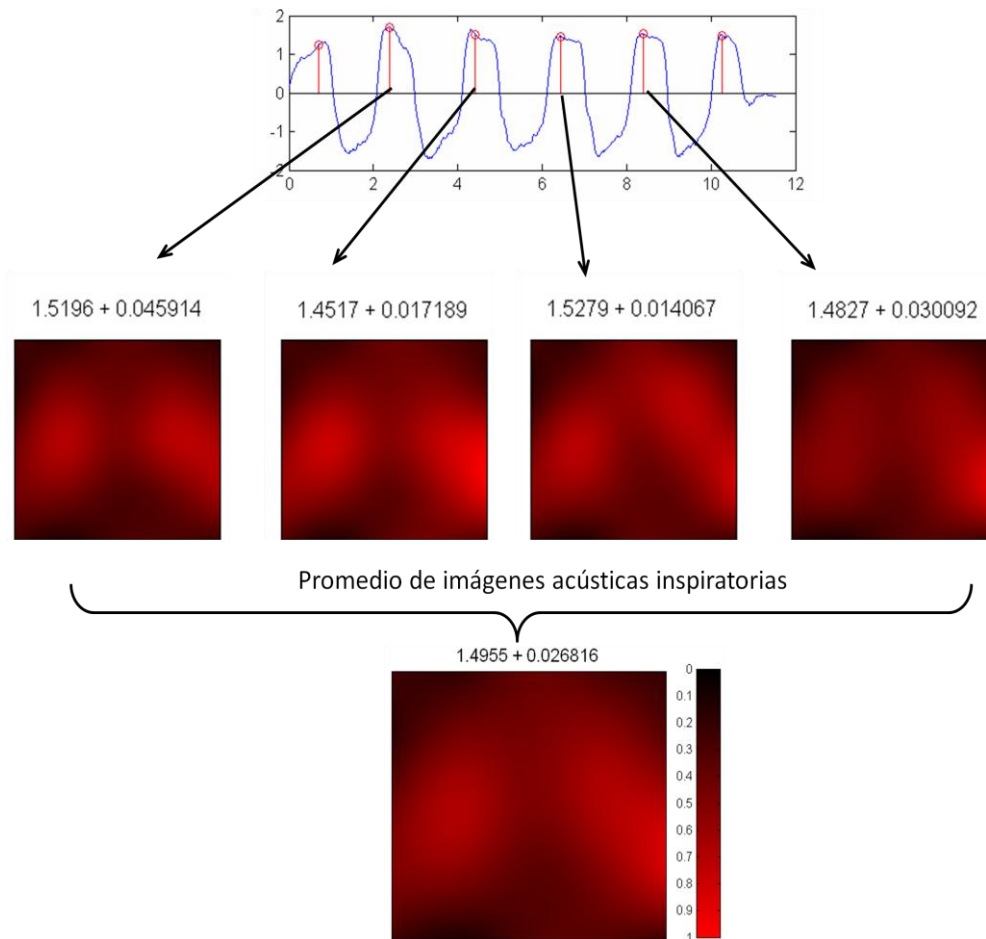


Fig. 4.9 Generación de la imagen acústica promedio inspiratoria.

4.4 COMPARACIÓN IMAGEN ACÚSTICA – AUSCULTACIÓN

La información proporcionada por los médicos tras la auscultación de los sujetos y la generada por la imagen acústica se cotejó a partir de la comparación de las intensidades acústicas entre posiciones específicas correspondientes a los ápices izquierdo vs derecho (PLC1 vs. PRC1), bases izquierda vs derecha (PLC4 vs. PRC4), ápice izquierdo vs base izquierda (PLC1 vs. PLC4) y ápice derecho vs base derecha (PRC1 vs. PRC4).

Para evaluar la información sobre las imágenes acústicas inspiratorias promedio a 1.5 L/s se calculó un valor acústico promedio sobre las posiciones estudiadas, considerando un área equivalente a la del estetoscopio empleado para la auscultación. Se realizó una comparación similar a la efectuada por los especialistas fijando una tolerancia de 5 % del valor máximo de la intensidad acústica entre dos posiciones comparadas, como igualdad. La figura 4.10 muestra las

áreas equivalentes a la campana del estetoscopio sobre las posiciones estudiadas en la imagen acústica para obtener los valores de intensidad promedio y realizar las comparaciones descritas anteriormente.

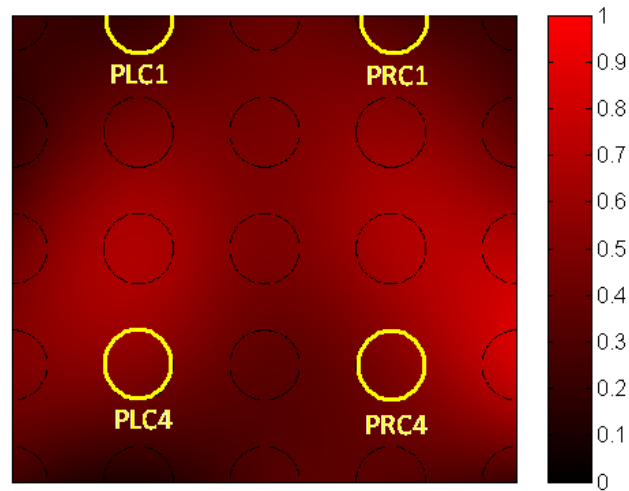


Fig.4.10. Áreas del estetoscopio sobre las posiciones empleadas para comparar la información acústica promedio y la auscultación.

4.5 EVALUACIÓN DE LA VARIABILIDAD INTRASUJETO

La variabilidad inter sujeto se evaluó en las imágenes acústicas inspiratorias a los tres flujos estudiados. Se utilizó la información mutua cuadrática basada en la desigualdad de Cauchy-Schwartz como medida de similitud ya que ésta permite la cuantificación de información en imágenes de bajo contenido estructural y permite un cálculo computacional menos costoso al simplificar el cálculo de la función de densidad de probabilidad conjunta. Además se implementó la ecuación 3.2.16 para el cálculo del tamaño óptimo del kernel de Parzen.

En esta investigación se estudió la similitud o repetitividad de las imágenes acústicas intra sujeto de forma global, por hemitórax y en sub imágenes, tal como se observa en la figura 4.11. Para los tres casos se emplearon cuatro imágenes acústicas por cada registro y se consideró a la imagen de la primera fase inspiratoria como la imagen base contra la cual se evaluaron las otras tres ya fuera completas, por mitades o en 16 sub imágenes. Los valores obtenidos para cada

comparación fueron normalizados a partir del valor máximo de I_{cs} , correspondiente a comparar la imagen de referencia con ella misma.

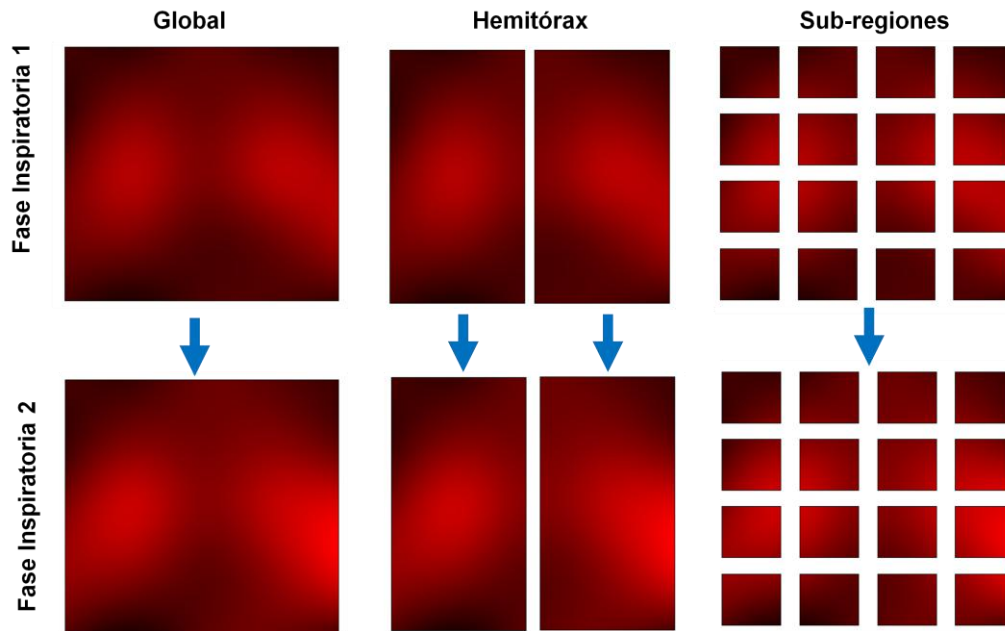


Fig.4.11 Formas en que se evaluó la similitud intra sujeto con la información mutua cuadrática de Cauchy-Schwartz.

4.6 EVALUACIÓN DE LA VARIABILIDAD INTERSUJETOS

La variabilidad inter sujetos se evaluó a través del cálculo de una imagen promedio inter sujeto y una imagen de la varianza asociada. Para obtener estas imágenes fue necesario llevar a todas las imágenes acústicas promedio de los sujetos a un mismo plano coordenado y esto fue realizado a partir de la alineación o registro de las imágenes de rayos X con marcadores externos.

El primer paso dentro de la metodología seguida consistió en seleccionar una placa de rayos X torácica patrón con ayuda del médico experto y en realizar el registro de ésta con el resto de las placas radiográficas empleando una interfaz gráfica de usuario en Matlab[®] 6.5.0 que permite seleccionar de forma manual los puntos entre las dos imágenes a alinear.

Con el fin de facilitar el proceso de registro entre las imágenes se crearon marcadores sobre éstas tomando en cuenta las distancias medidas con los marcadores externos, de tal forma que se

lograra localizar sobre las placas de rayos X las posiciones del arreglo de micrófonos tomando a la apófisis espinosa de la séptima cervical como punto base a partir del cual se midió la equivalencia de 6 cm para colocar el arreglo matricial, figura 4.12. Las alineaciones se hicieron empleando la transformación afín sobre las imágenes globales y en total se tomaron 20 puntos de referencia: 16 marcadores extrínsecos y 4 puntos anatómicos correspondientes a las bases y ápices pulmonares (figura 4.13.)



Fig. 4.12 Placa de rayos X torácica con los marcadores agregados por procesamiento de la imagen.

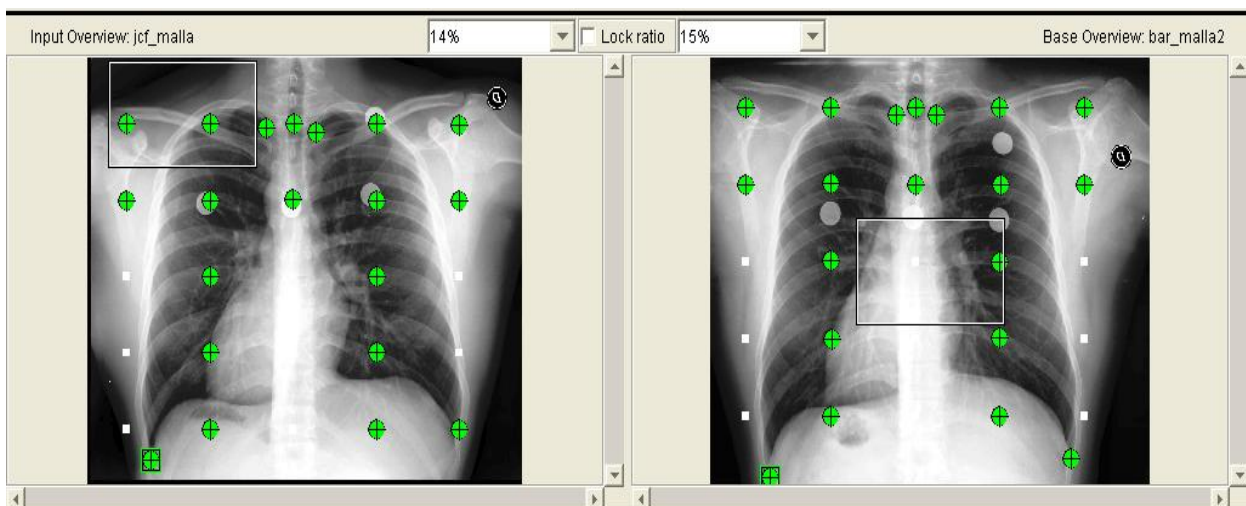


Fig. 4.13 Puntos de referencia utilizados para realizar el registro afín entre la imagen elegida como base (derecha) y una de las imágenes a alinear (izquierda).

Una vez que fueron obtenidas las transformaciones que alinean cada imagen de rayos X con la imagen base se aplicaron sobre las imágenes acústicas inspiratorias promedio del sujeto

correspondiente, con la finalidad de llevarlas a todas al mismo sistema de coordenadas y obtener posteriormente las imágenes acústicas promedio intersujeto inspiratorias por flujo y su imagen de varianza. La figura 4.14 ilustra este procedimiento.

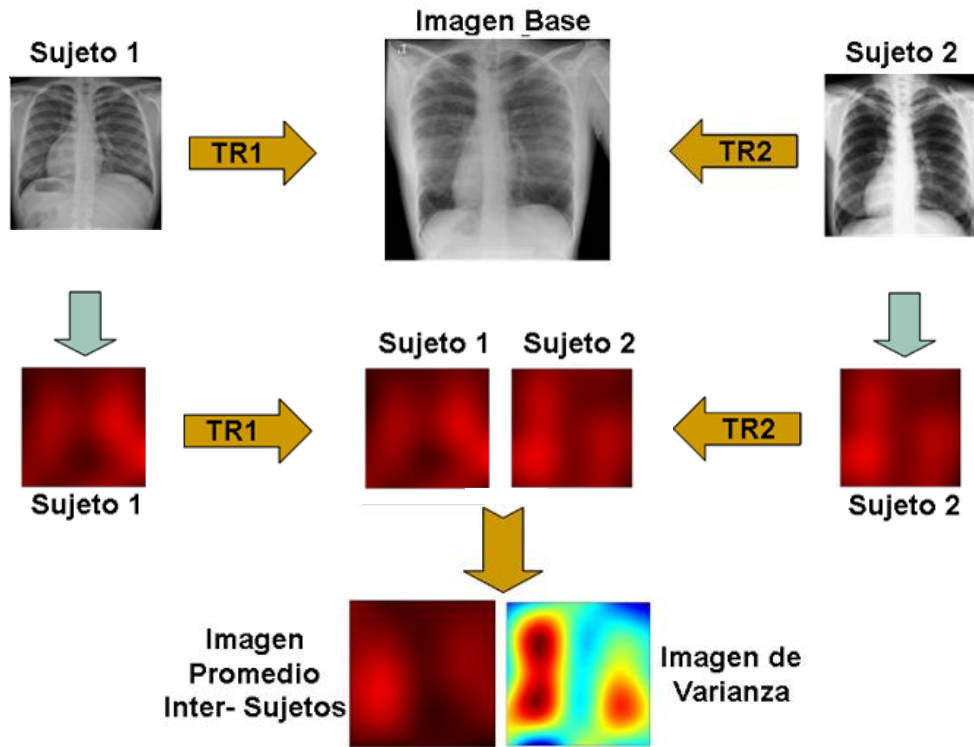


Fig.4.14 Esquematación del procedimiento para evaluar la similitud inter sujetos.

4.7 FUSIÓN ENTRE LA IMAGEN ACÚSTICA Y LA IMAGEN DE RAYOS X

La fusión entre la imagen acústica y la imagen de rayos x fue implementada a través de la transformada wavelet Haar discreta con una descomposición a cinco niveles y se empleó el criterio de Burt como regla de fusión.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

5.1 IMÁGENES ACÚSTICAS INSPIRATORIAS

Para cada sujeto sano se adquirieron dos registros a tres flujos respiratorios, incluyendo en promedio cuatro fases respiratorias por registro. Por lo tanto, se obtuvieron cuatro imágenes acústicas inspiratorias y una imagen acústica promedio por registro por sujeto y por flujo, además se calcularon las imágenes promedio inter sujetos a los tres flujos estudiados y se generaron las imágenes de varianza correspondientes. En total se trabajó con veinticuatro imágenes acústicas sencillas y seis imágenes acústicas promedio por cada sujeto y con tres imágenes acústicas promedio intersujeto con dimensiones promedio de 1445 x 1988 píxeles.

En relación a la visualización de las imágenes acústicas, las imágenes fueron desplegadas empleando una paleta normalizada de color rojo con 256 niveles de intensidad. El valor más bajo, cero asociado al color negro, corresponde a la zona de la imagen que presenta un silencio acústico mientras que el valor más alto, uno asociado al rojo más brillante, indica el sonido respiratorio más intenso. Además, es conveniente puntualizar que las imágenes incluidas en el presente escrito se forman con base a la información acústica adquirida durante la inspiración y en la zona posterior del tórax.

5.1.1 DISTRIBUCIÓN DE LA INFORMACIÓN RESPIRATORIA EN LAS IMÁGENES ACÚSTICAS

En la figura 5.1 se muestra como ejemplo las imágenes generadas durante las fases inspiratorias de un sujeto respirando a un flujo de 1.5 L/s y su imagen promedio correspondiente.

La distribución espacial de la información respiratoria presenta en general dos lóbulos o manchas rojas con información acústica relevante, que correspondería a las zonas pulmonares. Además, se observan zonas oscuras o con menor contenido de información a lo largo de la región que atañe a la columna vertebral y hacia los lados del sujeto sobre todo en las regiones basales, ver figura 5.2.

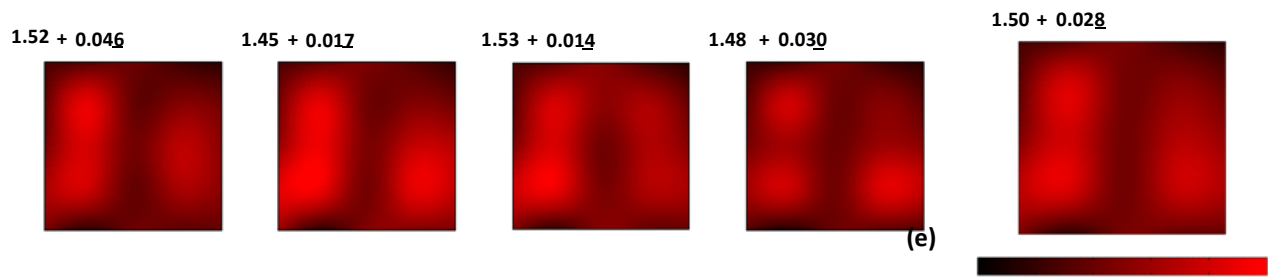


Fig.5.1.- (a), (b), (c) y (d) corresponden a imágenes acústicas inspiratorias a 1.5 L/s mientras que (e) corresponde a la imagen promedio.

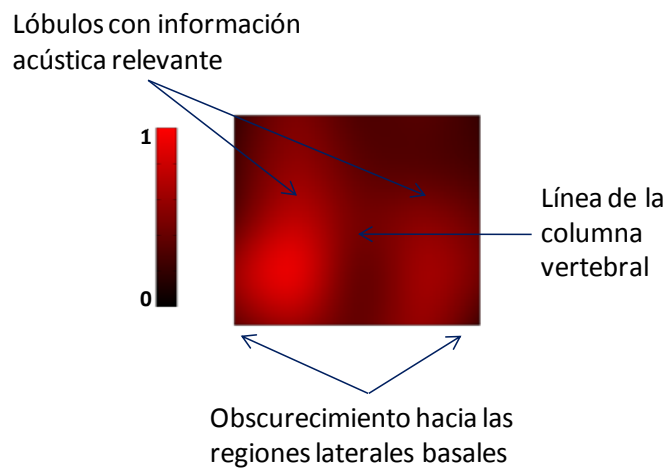


Fig.5.2 Distribución espacial general de la información respiratoria en las imágenes acústicas de sujetos sanos.

5.1.2 EFECTO DEL FLUJO RESPIRATORIO EN LA VARIACIÓN DE LA INFORMACIÓN ACÚSTICA

Al estudiar el impacto del flujo respiratorio sobre la distribución acústica y la magnitud de la información respiratoria se observó que la distribución de la información se mantiene de manera global, sin embargo, un incremento en el flujo respiratorio implicó un aumento en la amplitud de los sonidos respiratorios en todos los sensores del arreglo matricial y por lo tanto, la intensidad reflejada sobre la imagen acústica se incrementó. Al comparar las intensidades de las imágenes acústicas promedio del mismo sujeto se observó que el color rojo llega a ser más intenso en las imágenes a 2.0 L/s que en las imágenes a 1.0 L/s, resultado que es repetible para los doce sujetos

sanos incluidos en el protocolo. Para comprobar el hallazgo anterior se calculó la norma de cada una de las imágenes promedio y se corroboró que ésta aumenta conforme se eleva el flujo al cual fue generada la imagen. Los valores de las normas de las imágenes promedio a 1.0 L/s se encontraron en el rango de 91 y las de 2.0 L/s tuvieron una norma promedio de 112, lo cual refleja un incremento en la magnitud conforme aumenta el flujo inspiratorio.

En lo referente a la distribución de la información, aunque ésta se mantiene tal como se describió en el inciso anterior, se puede observar un incremento en el área e intensidad de los lóbulos rojos esto asociado sobre todo al aumento en la intensidad del sonido respiratorio en conjunto con una mayor participación de estructuras pulmonares en el desarrollo de la ventilación. La figura 5.3 ilustra estos resultados con el ejemplo de un sujeto respirando a los tres flujos estudiados.

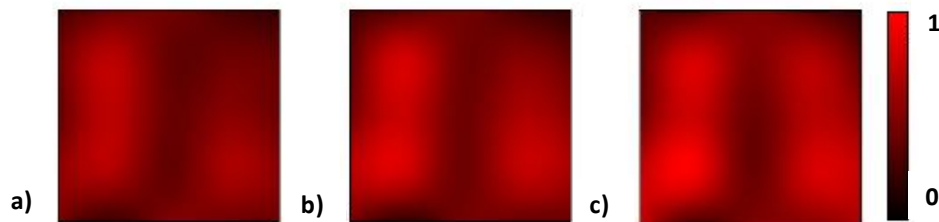


Fig. 5.3 Imágenes acústicas promedio a) 1.0 L/s, b) 1.5 L/s y c) 2.0 L/s sobre las cuales se aprecia la variación en intensidad y distribución de la información acústica con respecto al flujo.

5.1.3 IMÁGENES ACÚSTICAS INSPIRATORIAS A LOS TRES FLUJOS ESTUDIADOS

En esta sección se presentan solamente algunos ejemplos de las imágenes acústicas obtenidas por fase y por promedio. Las imágenes promedio de los doce sujetos se presentan en el anexo 1.

5.1.3.1 IMÁGENES ACÚSTICAS POR FASE

Se realizaron dos registros por flujo por sujeto y para generar las imágenes acústicas se tomaron cuatro fases inspiratorias por registro. La figura 5.4 presenta las imágenes de un sujeto respirando a los tres flujos estudiados. Las imágenes presentadas se despliegan en la paleta de 256 niveles de rojo y se encuentran normalizadas con el valor más alto de sonido inspiratorio a cada flujo estudiado.

Flujo a 1.0 L/s Registro 1

 1.06 ± 0.021  1.01 ± 0.018  1.05 ± 0.024  1.09 ± 0.019 

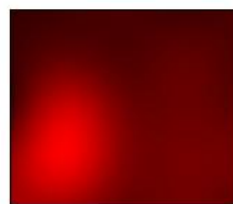
Flujo a 1.0 L/s Registro 2

 1.03 ± 0.016  0.99 ± 0.008  0.99 ± 0.019  1.07 ± 0.018 

Flujo a 1.5 L/s Registro 1

 1.53 ± 0.034  1.58 ± 0.018  1.59 ± 0.019  1.54 ± 0.018 

Flujo a 1.5 L/s Registro 2

 1.48 ± 0.023  1.54 ± 0.044  1.58 ± 0.015  1.49 ± 0.017 

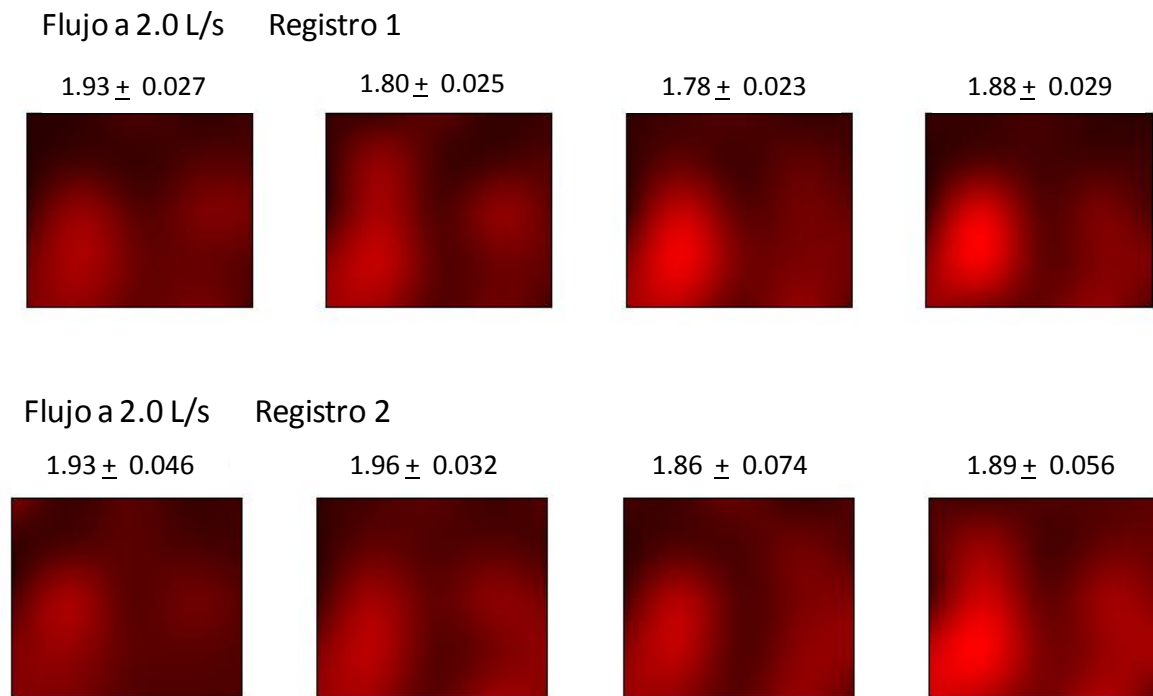


Fig. 5.4 Imágenes acústicas inspiratorias de un sujeto respirando a razón de 1.0 L/s, 1.5 L/s y 2.0 L/s.

En este ejemplo se observa que las imágenes de un mismo sujeto presentan la misma distribución de la información acústica y que su magnitud va aumentando conforme se incrementa el flujo respiratorio. En total se generaron veinticuatro imágenes acústicas inspiratorias por cada sujeto. El tamaño de las imágenes fue en promedio de 1445 x 1988 píxeles con una desviación estándar de 151 x 82 píxeles dependiendo de las características antropométricas de los sujetos estudiados.

5.1.3.2 IMÁGENES ACÚSTICAS PROMEDIO

Se obtuvo una imagen acústica promedio por cada cuatro fases inspiratorias en cada registro, es decir que se manejaron dos imágenes acústicas promedio por sujeto por flujo. En la figura 5.5 se muestran las imágenes promedio de las imágenes anteriores.

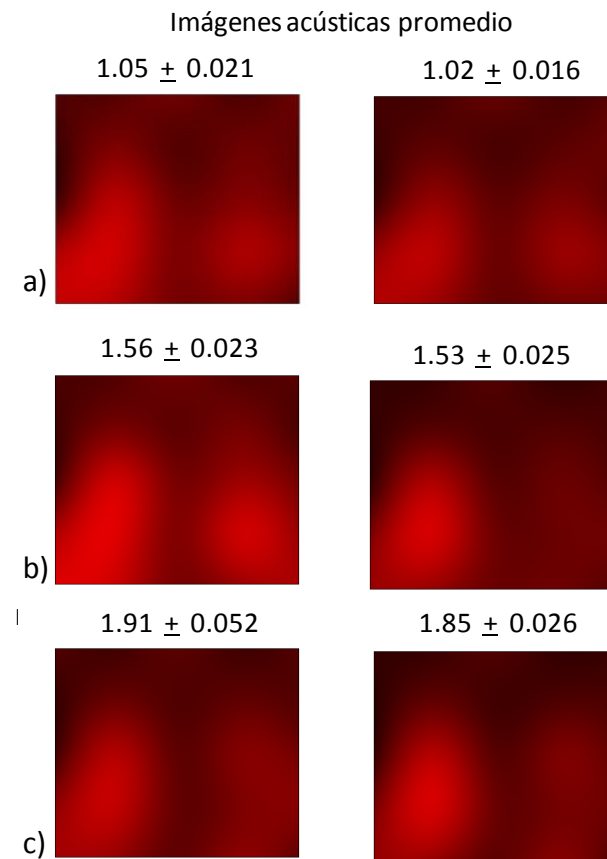


Fig. 5.5 Imágenes acústicas promedio.- a) 1.0 L/s, b) 1.5 L/s y c) 2.0 L/s.

5.2 COMPARACIÓN IMAGEN ACÚSTICA PROMEDIO – AUSCULTACIÓN

El cotejo entre la información de las imágenes acústicas promedio a 1.5 L/s y la información obtenida tras la auscultación, por dos médicos expertos, de los doce sujetos se realizó a partir de las comparaciones entre las intensidades acústicas de cuatro posiciones específicas dentro del arreglo de micrófonos (PLC1, PLC4, PRC1, PRC4), tal como se describió en el capítulo anterior en la sección 4.1.2.

En el apéndice 1 se presentan los reportes elaborados por los médicos al auscultar las posiciones sobre las cuáles se colocaron los veinticinco micrófonos con el fin de cerciorarse de que los doce sujetos presentaban sonidos respiratorios normales a un flujo de 1.5 L/s. La tabla 5.1 contiene las comparaciones realizadas sobre las cuatro posiciones estudiadas por los médicos y los valores de las intensidades acústicas promedio encontradas en las imágenes. Los resultados dados por los médicos fueron reportados como comparaciones subjetivas, mientras que los calculados sobre la

imagen se presentan como diferencias entre las intensidades acústicas de las dos posiciones comparadas además, se proporciona el porcentaje de la intensidad menor sobre la más alta de entre ambas.

Se encontró un 85 % de concordancia entre lo reportado por ambos médicos tras la auscultación de los pacientes y la comparación de las intensidades en las cuatro posiciones específicas.

En general, en la información respiratoria multicanal adquirida de todos los sujetos se presentan diferencias verticales en las intensidades del SR con valores mayores a la tolerancia del 5% establecida para la igualdad, con una variación promedio del 48 % sobre el hemitórax izquierdo y una variación promedio del 35 % en información acústica sobre el hemitórax derecho, mientras que las diferencias horizontales presentaron un promedio de 18 % al comparar las regiones apicales y de 28 % al comparar las regiones basales. En las regiones apicales 10 sujetos alcanzaron valores por arriba del 5 % de tolerancia y en las regiones basales 11 lo hicieron. Solamente en la comparación vertical izquierda todos los sujetos presentaron diferencias por arriba de la tolerancia establecida para la igualdad.

TABLA 5.1 RESULTADOS DE LA COMPARACIÓN DE LA INFORMACIÓN DE LAS IMÁGENES ACÚSTICAS CON LA OBTENIDA POR AUSCULTACIÓN

Sujeto 1						
Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.29 - 0.80	64 % (PLC1 < PLC4)	0.31 - 0.75	59 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 = PRC4	0.36 - 0.34	5 % (PRC1 = PRC4)	0.37 - 0.35	5 % (PRC1 = PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 ≤ PRC1	PLC1 = PRC1	0.29 - 0.36	19 % (PLC1 < PRC1)	0.31 - 0.37	16 % (PLC1 < PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 > PRC4	PLC4 > PRC4	0.80 - 0.34	58 % (PLC4 > PRC4)	0.75 - 0.35	53 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 2						
Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4		0.24 - 0.51	53 % (PLC1 < PLC4)	0.24 - 0.52	54 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 ≤ PRC4		0.34 - 0.50	32 % (PRC1 < PRC4)	0.38 - 0.51	25 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1		0.24 - 0.34	29 % (PLC1 < PRC1)	0.24 - 0.38	37 % (PLC1 < PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 ≤ PRC4		0.51 - 0.50	2 % (PLC4 = PRC4)	0.52 - 0.51	2 % (PLC4 = PRC4)

Sujeto 3						
Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.41 - 0.72	43 % (PLC1 < PLC4)	0.43 - 0.90	52 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 > PRC4	0.25 - 0.51	51 % (PRC1 < PRC4)	0.30 - 0.47	36 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC1	0.41 - 0.25	39 % (PLC1 > PRC1)	0.43 - 0.30	30 % (PLC1 > PRC1)
LC4 vs. PRC4	PLC4 ≤ PRC4	PLC4 = PRC4	0.72 - 0.51	29 % (PLC4 > PRC4)	0.90 - 0.47	48 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 4						
Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4		0.41 - 0.85	52 % (PLC1 < PLC4)	0.31 - 0.79	61 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 ≤ PRC4		0.41 - 0.71	42 % (PRC1 < PRC4)	0.33 - 0.63	48 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1		0.41 - 0.41	0 % (PLC1 = PRC1)	0.31 - 0.33	6 % (PLC1 < PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4		0.85 - 0.71	16 % (PLC4 > PRC4)	0.79 - 0.63	20 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 5						
Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia

Comparación	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4		0.42 - 0.73	42% (PLC1 < PLC4)	0.39 - 0.79	51 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 ≤ PRC4		0.39 - 0.81	52 % (PRC1 < PRC4)	0.36 - 0.77	53 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1		0.42 - 0.39	7 % (PLC1 > PRC1)	0.39 - 0.36	8 % (PLC1 > PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4		0.73 - 0.81	10 % (PLC4 < PRC4)	0.79 - 0.77	3 % (PLC4 = PRC4)

Sujeto 6

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.49 - 0.86	43% (PLC1 < PLC4)	0.60 - 0.78	23 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 > PRC4	PRC1 > PRC4	0.83 - 0.37	55 % (PRC1 > PRC4)	0.77 - 0.45	42 % (PRC1 > PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC1	0.49 - 0.83	41 % (PLC1 < PRC1)	0.60 - 0.77	22 % (PLC1 < PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 > PRC4	PLC4 > PRC4	0.86 - 0.37	57 % (PLC4 > PRC4)	0.78 - 0.45	42 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 7

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.49 - 0.69	29% (PLC1 < PLC4)	0.45 - 0.82	45 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 ≤ PRC4	PRC1 = PRC4	0.38 - 0.54	30% (PRC1 < PRC4)	0.41 - 0.53	23 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 = PRC1	0.49 - 0.38	22% (PLC1 > PRC1)	0.45 - 0.41	9 % (PLC1 > PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 ≤ PRC4	PLC4 < PRC4	0.69 - 0.54	22 % (PLC4 > PRC4)	0.82- 0.53	35 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 8

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4		0.46 - 0.65	29% (PLC1 < PLC4)	0.36 - 0.54	33 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4		0.57 - 0.58	2% (PRC1 = PRC4)	0.46 - 0.56	18 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1		0.46- 0.57	19% (PLC1 < PRC1)	0.36 - 0.46	22 % (PLC1 < PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4		0.65 - 0.58	11 % (PLC4 > PRC4)	0.54- 0.56	4 % (PLC4 = PRC4)

Sujeto 9

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia

PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC5	0.41 - 0.81	49% (PLC1 < PLC4)	0.48 - 0.87	45 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 = PRC5	0.30 - 0.53	43% (PRC1 < PRC4)	0.32 - 0.61	48 % (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC2	0.41- 0.30	27% (PLC1 > PRC1)	0.48 - 0.32	33 % (PLC1 > PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 ≥ PRC4	PLC4 > PRC5	0.81- 0.53	35 % (PLC4 > PRC4)	0.87 - 0.61	30 % (PLC4 > PRC4)

Sujeto 10

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.28 - 0.83	66% (PLC1 < PLC4)	0.30 - 0.78	62 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 = PRC4	0.24 - 0.53	55% (PRC1 < PRC4)	0.26 - 0.53	51% (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC1	0.28 - 0.24	14% (PLC1 > PRC1)	0.30 - 0.26	13 % (PLC1 > PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4	PLC4 = PRC4	0.83- 0.53	36 % (PLC4 > PRC4)	0.78 - 0.53	32% (PLC4 > PRC4)

Sujeto 11

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.28 - 0.77	64% (PLC1 < PLC4)	0.23 - 0.84	73 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 = PRC4	0.28 - 0.28	0% (PRC1 = PRC4)	0.23 - 0.41	44% (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC1	0.28 - 0.28	0% (PLC1 = PRC1)	0.23 - 0.23	0 % (PLC1 = PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4	PLC4 = PRC4	0.77 - 0.28	64% (PLC4 > PRC4)	0.84 - 0.41	51% (PLC4 > PRC4)

Sujeto 12

Comparación	Auscultación		Imagen Registro 1		Imagen Registro 2	
	Médico 1	Médico 2	IAP	% Diferencia	IAP	% Diferencia
PLC1 vs. PLC4	PLC1 < PLC4	PLC1 < PLC4	0.43 - 0.74	42% (PLC1 < PLC4)	0.53 - 0.77	31 % (PLC1 < PLC4)
PRC1 vs. PRC4	PRC1 = PRC4	PRC1 = PRC4	0.40 - 0.61	34% (PRC1 < PRC4)	0.44 - 0.70	37% (PRC1 < PRC4)
PLC1 vs. PRC1	PLC1 < PRC1	PLC1 < PRC1	0.43 - 0.40	7% (PLC1 > PRC1)	0.53 - 0.44	17 % (PLC1 > PRC1)
PLC4 vs. PRC4	PLC4 = PRC4	PLC4 = PRC4	0.74 - 0.61	18% (PLC4 > PRC4)	0.77 - 0.70	9% (PLC4 > PRC4)

Se emplearon 2 imágenes acústicas promedio por sujeto para realizar la comparación con la información de la auscultación. En la tabla 5.2 se presenta un resumen de cómo se distribuyó la información acústica dentro de las 24 imágenes. Se observa que en el pico inspiratorio de 1.5 L/s la intensidad acústica en el ápice izquierdo es menor que la de la base izquierda en todos los casos. Sin embargo en lado derecho, la intensidad del sonido es menor en el 75% de los casos e igual en un 16.7 %. Al comparar ambos ápices las imágenes reflejan que en el 50 % de los casos la intensidad en el izquierdo es superior a la del derecho y en 37.5 % es mayor, mientras que al cotejar las intensidades en las bases se obtiene que la de la base izquierda es 79.2% más fuerte que la de la derecha. Es decir que se obtiene una mayor intensidad del sonido respiratorio en las bases y al comparar entre ambos hemitórax, el izquierdo presenta una mayor intensidad.

TABLA 5.2 DISTRIBUCIÓN DE LA INFORMACIÓN ACÚSTICA EN LAS IMÁGENES A 1.5 L/s

Comparación entre regiones	Porcentaje de imágenes (no. imágenes)		
	Mayor	Menor	Igual
PLC1 vs. PRC1 (Ápice izquierdo vs. Ápice derecho)	50% (12)	37.5% (9)	12.5% (3)
PLC4 vs. PRC4 (Base izquierda vs. Base derecha)	79.2% (19)	4.1% (1)	16.7% (4)
PLC1 vs. PLC4 (Ápice izquierdo vs. Base izquierda)	0% (0)	100% (24)	0% (0)
PRC1 vs. PRC4 (Ápice derecho vs. Base derecha)	8.3% (2)	75% (18)	16.7% (4)

La tabla 5.3 muestra el porcentaje de coincidencia entre la información de la imagen acústica y la de la auscultación, el porcentaje de concordancia al comparar la base izquierda contra la base derecha fue de 40 %, al cotejar el ápice izquierdo con el ápice derecho se obtuvo un 50% de coincidencia, existió un 82.5 % de similitud entre lo reportado por los médicos y lo encontrado en la imagen al comparar la región apical derecha contra la región basal derecha y finalmente, se obtuvo un 100 % de coincidencia al cotejar la intensidad acústica del ápice izquierdo con la de la base izquierda.

TABLA 5.3 COINCIDENCIA AUSCULTACIÓN – IMAGEN ACÚSTICA

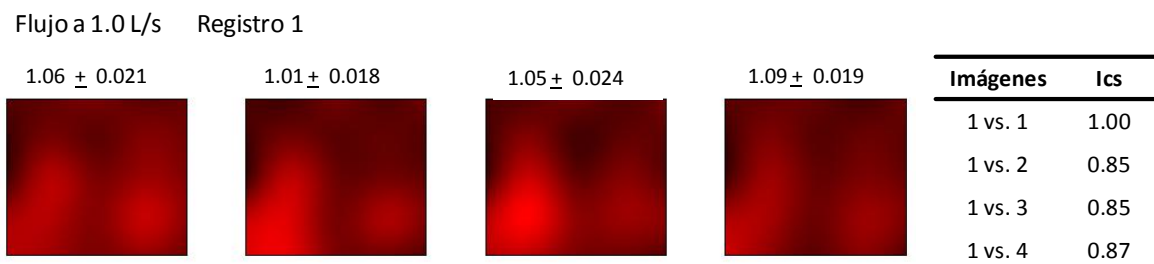
Comparación	% de Coincidencia
PLC1 vs. PRC1 (Ápice izquierdo vs. Ápice derecho)	50
PLC4 vs. PRC4 (Base izquierda vs. Base derecha)	40
PLC1 vs. PLC4 (Ápice izquierdo vs. Base izquierda)	100
PRC1 vs. PRC4 (Ápice derecho vs. Base derecha)	82.5

5.3 EVALUACIÓN DE LA VARIABILIDAD INTRA-SUJETO

La variabilidad intra-sujeto fue evaluada a partir de la información mutua cuadrática basada en la desigualdad de Cauchy-Schwartz tal como se describió en los capítulos de marco teórico y metodología. Los resultados obtenidos al comparar las imágenes completas se presentan en el inciso siguiente, posteriormente se muestran los valores encontrados al aplicar la medida de similitud a los hemitórax derechos e izquierdos y finalmente, las comparaciones al dividir las imágenes en 16 segmentos.

5.3.1 COMPARACIÓN POR IMÁGENES COMPLETAS

Se presentan como ejemplo las imágenes acústicas de un sujeto respirando a 1.0, 1.5 y 2.0 L/s y la información mutua cuadrática encontrada al comparar la imagen generada con la primera fase inspiratoria de cada flujo con las imágenes correspondientes a las siguientes tres fases. Posteriormente en las tablas 5.4, 5.5, 5.6 y 5.7 se muestran los resultados obtenidos para cada sujeto a cada flujo respiratorio estudiado.



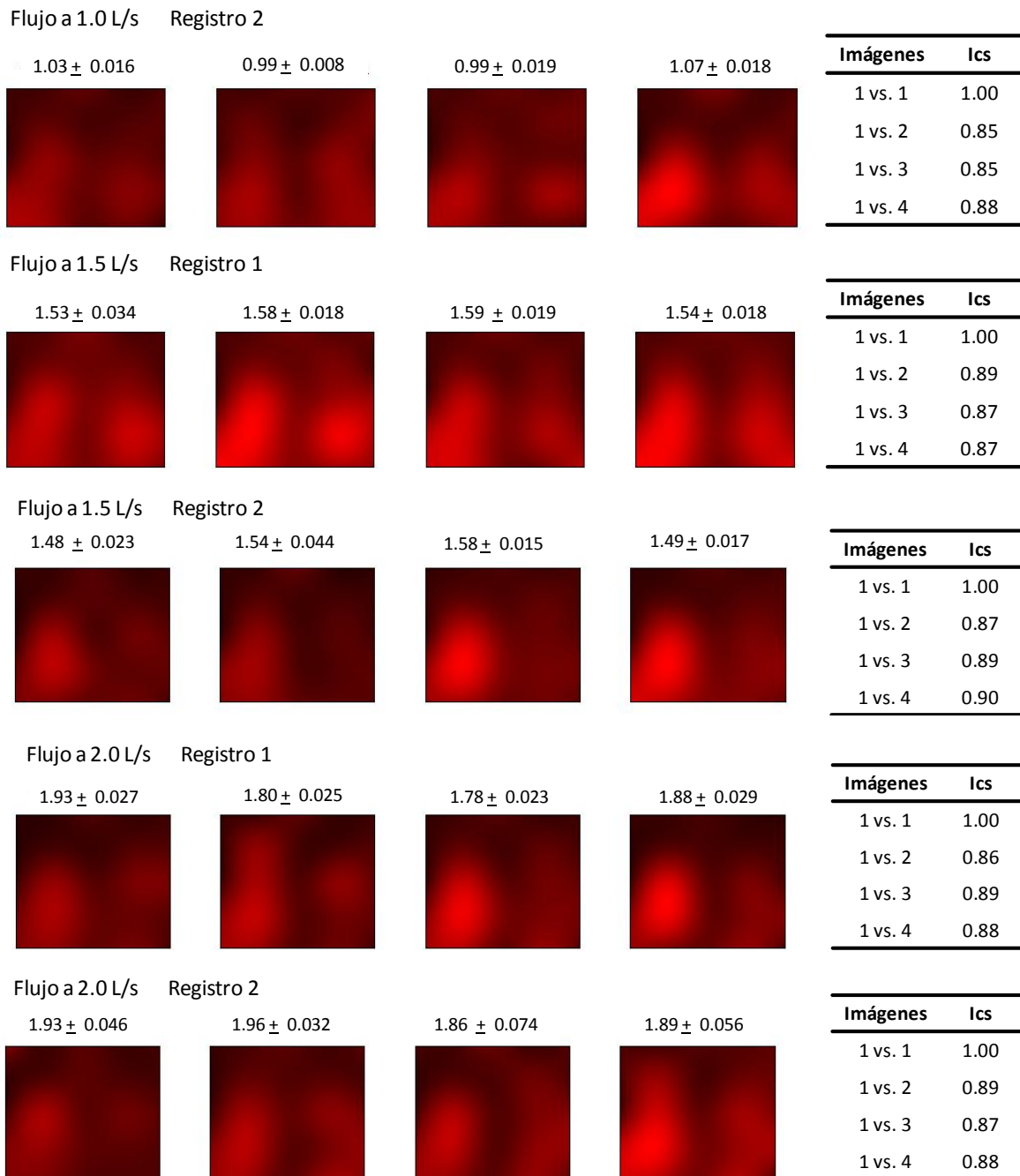


Fig. 5.6 Ics de las imágenes acústicas de un sujeto respirando a los tres flujos estudiados.

TABLA 5.4 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO A 1.0 L/s

Información Mutua Cuadrática de Cauchy-Schwartz (lcs) Intrasujeto a 1.0 L/s							
Sujeto	Registro	lcs normalizada entre Imágenes				lcs	
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4	prom	σ óptima
1	1	1.00	0.86	0.86	0.87	0.90	0.0041
	2	1.00	0.86	0.87	0.88	0.90	0.0045
2	1	1.00	0.87	0.85	0.86	0.90	0.0045
	2	1.00	0.87	0.85	0.86	0.90	0.0049
3	1	1.00	0.86	0.87	0.86	0.90	0.0048
	2	1.00	0.89	0.89	0.86	0.91	0.0047
4	1	1.00	0.85	0.88	0.86	0.90	0.0047
	2	1.00	0.85	0.82	0.83	0.88	0.004
5	1	1.00	0.85	0.84	0.84	0.88	0.0051
	2	1.00	0.87	0.85	0.86	0.89	0.0043
6	1	1.00	0.83	0.84	0.84	0.88	0.0048
	2	1.00	0.88	0.87	0.90	0.91	0.0043
7	1	1.00	0.88	0.87	0.87	0.90	0.0046
	2	1.00	0.88	0.86	0.85	0.90	0.0049
8	1	1.00	0.84	0.84	0.83	0.88	0.0045
	2	1.00	0.85	0.85	0.86	0.89	0.0052
9	1	1.00	0.85	0.90	0.89	0.91	0.0040
	2	1.00	0.84	0.84	0.85	0.88	0.0049
10	1	1.00	0.87	0.86	0.85	0.90	0.0034
	2	1.00	0.86	0.88	0.89	0.91	0.0044
11	1	1.00	0.85	0.85	0.87	0.89	0.0042
	2	1.00	0.85	0.85	0.88	0.89	0.0038
12	1	1.00	0.83	0.85	0.85	0.88	0.0047
	2	1.00	0.83	0.85	0.86	0.89	0.0044
Promedio		1.00	0.86	0.86	0.86	0.89	0.0045
Desvest*		0.00	0.02	0.02	0.02	0.01	0.0004

TABLA 5.5 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO A 1.5 L/s

Información Mutua Cuadrática de Cauchy-Schwartz (lcs) Intrasujeto a 1.5 L/s							
Sujeto	Registro	lcs normalizada entre Imágenes				lcs	
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4	prom	σ óptima
1	1	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	0.005
	2	1.00	0.88	0.89	0.88	0.91	0.0043
2	1	1.00	0.87	0.84	0.85	0.89	0.0049
	2	1.00	0.88	0.85	0.87	0.90	0.0046
3	1	1.00	0.84	0.85	0.85	0.89	0.004
	2	1.00	0.85	0.87	0.87	0.90	0.0049
4	1	1.00	0.86	0.85	0.87	0.90	0.0043
	2	1.00	0.86	0.85	0.86	0.89	0.0035
5	1	1.00	0.86	0.82	0.87	0.89	0.0052
	2	1.00	0.85	0.88	0.87	0.90	0.0045
6	1	1.00	0.84	0.85	0.85	0.88	0.0045
	2	1.00	0.83	0.84	0.83	0.88	0.0043
7	1	1.00	0.87	0.83	0.86	0.89	0.0042
	2	1.00	0.87	0.86	0.85	0.90	0.0047
8	1	1.00	0.84	0.83	0.84	0.88	0.0046
	2	1.00	0.85	0.83	0.83	0.88	0.0048
9	1	1.00	0.89	0.89	0.90	0.92	0.0040
	2	1.00	0.86	0.86	0.85	0.89	0.0049
10	1	1.00	0.85	0.87	0.87	0.90	0.0041
	2	1.00	0.89	0.92	0.90	0.93	0.0043
11	1	1.00	0.89	0.87	0.87	0.91	0.0042
	2	1.00	0.87	0.89	0.90	0.91	0.0042
12	1	1.00	0.87	0.86	0.84	0.89	0.0048
	2	1.00	0.85	0.82	0.82	0.87	0.0046
Promedio		1.00	0.86	0.86	0.86	0.90	0.0045
Desvest*		0.00	0.02	0.02	0.02	0.02	0.0004

TABLA 5.6 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO A 2.0 L/s

Información Mutua Cuadrática de Cauchy-Schwartz (Ics) Intrasujeto a 2.0 L/s							
Sujeto	Registro	Ics normalizada entre Imágenes				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.86	0.89	0.87	0.91	0.0045
	2	1.00	0.87	0.89	0.87	0.91	0.0042
2	1	1.00	0.86	0.86	0.85	0.89	0.0047
	2	1.00	0.84	0.85	0.84	0.88	0.0052
3	1	1.00	0.88	0.86	0.88	0.91	0.0039
	2	1.00	0.87	0.90	0.86	0.91	0.0043
4	1	1.00	0.88	0.89	0.91	0.92	0.0039
	2	1.00	0.84	0.89	0.86	0.90	0.004
5	1	1.00	0.89	0.88	0.89	0.91	0.0047
	2	1.00	0.85	0.84	0.84	0.88	0.0051
6	1	1.00	0.88	0.86	0.86	0.90	0.0041
	2	1.00	0.87	0.86	0.85	0.89	0.0042
7	1	1.00	0.83	0.86	0.84	0.88	0.0042
	2	1.00	0.87	0.86	0.87	0.90	0.0048
8	1	1.00	0.87	0.85	0.88	0.90	0.0052
	2	1.00	0.86	0.87	0.84	0.89	0.0039
9	1	1.00	0.89	0.87	0.87	0.91	0.0044
	2	1.00	0.88	0.88	0.86	0.90	0.0038
10	1	1.00	0.87	0.87	0.88	0.90	0.0045
	2	1.00	0.86	0.86	0.88	0.90	0.0049
11	1	1.00	0.86	0.89	0.88	0.91	0.0039
	2	1.00	0.89	0.87	0.88	0.91	0.0038
12	1	1.00	0.83	0.86	0.86	0.89	0.0042
	2	1.00	0.84	0.85	0.88	0.89	0.0045
Promedio		1.00	0.86	0.87	0.87	0.90	0.0044
Desvest*		0.00	0.02	0.02	0.02	0.01	0.0004

TABLA 5.7 MEDIDA DE SIMILITUD ENTRE IMÁGENES PROMEDIO
Ics normalizada entre imágenes promedio (Registro 1 vs. registro 2)

Sujeto	1.0 L/s vs.	1.5 L/s vs.	2.0 L/s vs.	1.0 L/s vs.	1.5 L/s vs.
	1.0 L/s	1.5 L/s	2.0 L/s	1.5 L/s	2.0 L/s
1	0.88	0.90	0.91	0.88	0.88
2	1.00	0.90	0.88	0.86	0.88
3	0.89	0.89	0.85	0.86	0.87
4	0.85	0.93	0.88	0.86	0.88
5	0.86	0.85	0.84	0.87	0.85
6	0.92	0.86	0.84	0.90	0.84
7	0.88	0.85	0.85	0.87	0.88
8	0.90	0.93	0.90	0.91	0.89
9	0.84	0.87	0.88	0.85	0.88
10	0.88	0.90	0.90	0.88	0.89
11	0.85	0.87	0.83	0.86	0.86
12	0.87	0.88	0.84	0.87	0.88
Promedio		0.89	0.89	0.87	0.87
Desvest*		0.04	0.03	0.02	0.02

Desvest* = Desviación estándar

Se comparó la imagen de la primera fase respiratoria con ella misma con el fin de obtener un valor de referencia a partir del cual se normalizaron los valores de información mutua cuadrática de las siguientes tres fases y se obtuvo, por lo tanto, un porcentaje de similitud entre la imagen de la primera fase inspiratoria con las imágenes de las siguientes tres fases, tal como se ilustra en la figura 5.6.

Las tablas 5.4, 5.5 y 5.6 muestran la Ics obtenida al comparar las imágenes intra sujeto a 1.0 L/s, 1.5 L/s y 2.0 L/s respectivamente, además se despliegan los valores del ancho de ventana óptimo (σ óptima) calculado con el fin de evaluar idealmente las funciones de densidad de probabilidad al utilizar el método de Parzen. Adicionalmente se presenta el promedio global de la medida de similitud intra sujeto encontrada para cada flujo respiratorio. En general la evaluación de la repetibilidad intra-sujeto de las imágenes acústicas inspiratorias arrojó como resultados que existe un 89 % de similitud entre las imágenes a un flujo respiratorio de 1.0 L/s, las imágenes generadas a 1.5 L/s presentan un 90 % de similitud y las obtenidas a un flujo de 2.0 L/s son repetibles en un 90 %. Mientras que los datos desplegados en la tabla 5.7 muestran que las imágenes promedio intra-sujeto a 1.0 L/s son similares en un 89 %, las imágenes a 1.5 L/s también se asemejan un 89 % y las imágenes a 2.0 L/s un 87 %. Al cotejar las imágenes promedio intra-sujeto a distintos flujos se obtuvo que el patrón de distribución de la información acústica para el mismo sujeto es 87 % repetible tanto al comparar las imágenes a 1.0 L/s con las de 1.5 L/s, como al cotejar las imágenes de 1.5 L/s con las generadas a 2.0 L/s.

Los valores óptimos promedio para el tamaño de la ventana de Parzen fueron de 0.0045 para las imágenes a 1.0 y 1.5 L/s y de 0.0044 para las imágenes a 2.0 L/s.

5.3.2 COMPARACIÓN POR IMÁGENES SEGMENTADAS EN HEMI TÓRAX

Se estudió la variabilidad intra-sujeto dividiendo las imágenes en hemitórax izquierdo y hemitórax derecho empleando nuevamente la información mutua cuadrática de Cauchy Schwartz. Se compararon los hemitórax de cuatro imágenes consecutivas y tal como se hizo en la comparación de imágenes completas, se tomó la imagen de la primera fase inspiratoria como patrón y a partir de ésta se normalizaron los valores de Ics de las siguientes tres imágenes. En la figura 5.7 se muestra el ejemplo del estudio de similitud entre imágenes divididas en hemitórax de un sujeto respirando a un flujo de 1.0 L/s y posteriormente en las tablas 5.8 a 5.13 se presentan los

resultados de los doce sujetos y los valores óptimos del tamaño de ventana con el que se calculó la ventana de Parzen para cada caso.

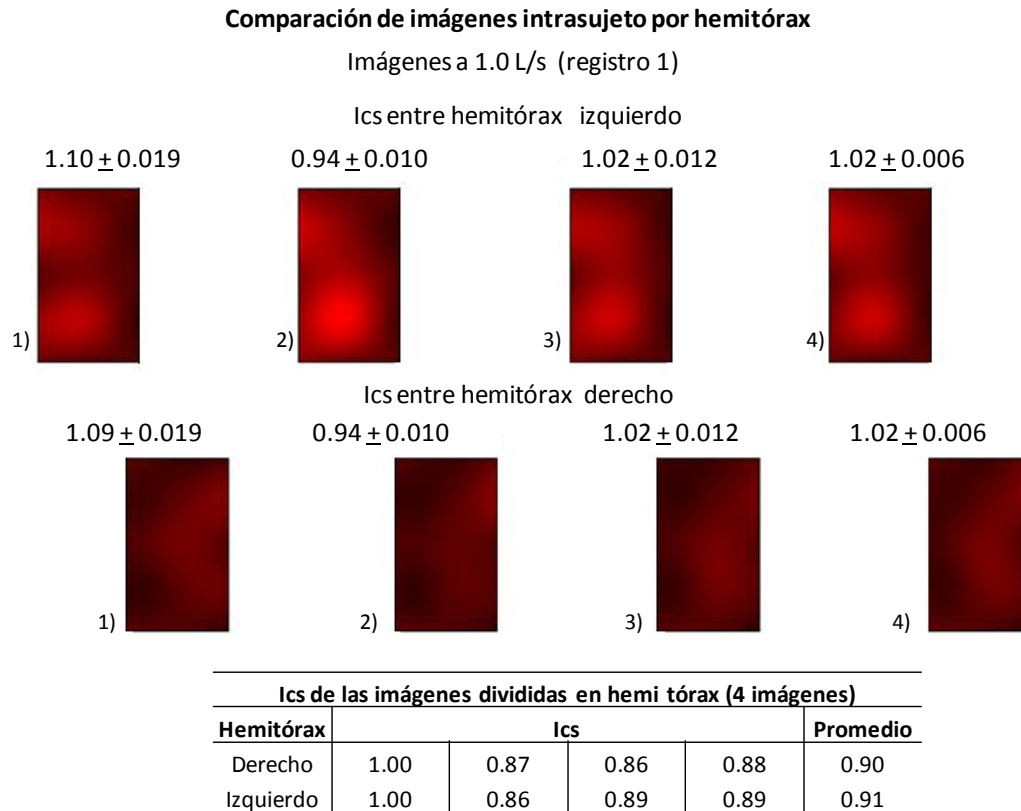


Fig. 5.7 Ics de las imágenes divididas en hemitórax de un sujeto respirando a 1.0 L/s

En general se obtuvo que las imágenes tanto del hemitórax derecho como del izquierdo presentan un 91 % de repetibilidad a los tres flujos estudiados, el valor más bajo se obtuvo a 1.5 L/s en las imágenes del hemitórax derecho y el más alto fue de 95 % en imágenes de 2.0 L/s en ambos hemitórax.

TABLA 5.8 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX DERECHO A 1.0 L/s

Ics intrasujeto a 1.0 L/s en Hemitórax Derecho (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Derecho				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.87	0.86	0.88	0.90	0.0044
	2	1.00	0.86	0.87	0.87	0.90	0.0034
3	1	1.00	0.89	0.86	0.87	0.91	0.0054
	2	1.00	0.87	0.89	0.88	0.91	0.0060
4	1	1.00	0.88	0.90	0.87	0.91	0.0049
	2	1.00	0.89	0.88	0.85	0.91	0.0043
5	1	1.00	0.88	0.92	0.89	0.92	0.0060
	2	1.00	0.88	0.85	0.86	0.90	0.0054
6	1	1.00	0.86	0.84	0.89	0.90	0.0067
	2	1.00	0.91	0.88	0.89	0.92	0.0061
7	1	1.00	0.86	0.85	0.86	0.89	0.0067
	2	1.00	0.93	0.94	0.97	0.96	0.0057
8	1	1.00	0.90	0.88	0.90	0.92	0.0044
	2	1.00	0.88	0.87	0.86	0.90	0.0050
9	1	1.00	0.86	0.88	0.88	0.90	0.0063
	2	1.00	0.88	0.88	0.91	0.92	0.0073
10	1	1.00	0.90	0.94	0.92	0.94	0.0045
	2	1.00	0.87	0.87	0.86	0.90	0.0052
11	1	1.00	0.88	0.87	0.85	0.90	0.0038
	2	1.00	0.87	0.88	0.90	0.91	0.0046
12	1	1.00	0.85	0.89	0.91	0.91	0.0050
	2	1.00	0.88	0.85	0.91	0.91	0.0043
	1	1.00	0.84	0.87	0.87	0.90	0.0060
	2	1.00	0.85	0.86	0.87	0.89	0.0049
Promedio		1.00	0.88	0.88	0.88	0.91	0.0053
Desvest		0.00	0.02	0.02	0.03	0.02	0.0010

TABLA 5.9 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX IZQUIERDO A 1.0 L/s

Ics intrasujeto a 1.0 L/s en Hemitórax Izquierdo (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Izquierdo				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.86	0.89	0.89	0.91	0.0055
	2	1.00	0.84	0.85	0.85	0.88	0.0061
2	1	1.00	0.87	0.89	0.88	0.91	0.0054
	2	1.00	0.89	0.86	0.87	0.91	0.0060
3	1	1.00	0.85	0.85	0.86	0.89	0.0064
	2	1.00	0.91	0.89	0.88	0.92	0.0061
4	1	1.00	0.83	0.86	0.85	0.88	0.0063
	2	1.00	0.87	0.84	0.87	0.90	0.0053
5	1	1.00	0.87	0.88	0.86	0.90	0.0070
	2	1.00	0.88	0.87	0.88	0.91	0.0054
6	1	1.00	0.87	0.87	0.87	0.90	0.0048
	2	1.00	0.89	0.86	0.88	0.91	0.0059
7	1	1.00	0.88	0.85	0.88	0.90	0.0062
	2	1.00	0.90	0.88	0.87	0.91	0.0065
8	1	1.00	0.87	0.86	0.86	0.90	0.0055
	2	1.00	0.85	0.86	0.85	0.89	0.0045
9	1	1.00	0.84	0.89	0.89	0.90	0.0056
	2	1.00	0.83	0.84	0.87	0.88	0.0066
10	1	1.00	0.88	0.89	0.91	0.92	0.0045
	2	1.00	0.90	0.93	0.92	0.94	0.0061
11	1	1.00	0.93	0.91	0.91	0.94	0.0057
	2	1.00	0.88	0.91	0.89	0.92	0.0054
12	1	1.00	0.87	0.89	0.88	0.91	0.0066
	2	1.00	0.87	0.88	0.88	0.91	0.0059
Promedio		1.00	0.87	0.87	0.88	0.91	0.0058
Desvest		0.00	0.02	0.02	0.02	0.01	0.0006

TABLA 5.10 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX DERECHO A 1.5 L/s

Ics intrasujeto a 1.5 L/s en Hemitórax Derecho (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Derecho				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	0.0040
	2	1.00	0.88	0.90	0.90	0.92	0.0044
2	1	1.00	0.89	0.85	0.87	0.90	0.0059
	2	1.00	0.90	0.88	0.90	0.92	0.0052
3	1	1.00	0.84	0.85	0.87	0.89	0.0048
	2	1.00	0.86	0.89	0.88	0.91	0.0048
4	1	1.00	0.93	0.90	0.91	0.93	0.0058
	2	1.00	0.90	0.86	0.89	0.91	0.0047
5	1	1.00	0.89	0.84	0.91	0.91	0.0073
	2	1.00	0.90	0.90	0.91	0.92	0.0062
6	1	1.00	0.87	0.86	0.87	0.90	0.0059
	2	1.00	0.82	0.83	0.84	0.87	0.0061
7	1	1.00	0.91	0.88	0.90	0.92	0.0058
	2	1.00	0.89	0.89	0.88	0.92	0.0052
8	1	1.00	0.85	0.86	0.83	0.88	0.0058
	2	1.00	0.87	0.84	0.85	0.89	0.0063
9	1	1.00	0.92	0.94	0.94	0.95	0.0044
	2	1.00	0.89	0.89	0.88	0.92	0.0051
10	1	1.00	0.88	0.90	0.89	0.92	0.0056
	2	1.00	0.89	0.92	0.90	0.92	0.0046
11	1	1.00	0.91	0.89	0.90	0.92	0.0056
	2	1.00	0.89	0.88	0.90	0.92	0.0039
12	1	1.00	0.89	0.88	0.85	0.91	0.0056
	2	1.00	0.88	0.85	0.86	0.90	0.0060
Promedio		1.00	0.88	0.88	0.89	0.91	0.0054
Desvest		0.00	0.03	0.03	0.03	0.02	0.0008

TABLA 5.11 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX IZQUIERDO A 1.5 L/s

Ics intrasujeto a 1.5 L/s en Hemitórax Izquierdo (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Izquierdo				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.91	0.89	0.90	0.93	0.0065
	2	1.00	0.89	0.90	0.86	0.92	0.0057
2	1	1.00	0.91	0.87	0.87	0.91	0.0067
	2	1.00	0.87	0.85	0.85	0.89	0.0060
3	1	1.00	0.88	0.89	0.87	0.91	0.0054
	2	1.00	0.86	0.85	0.86	0.89	0.0066
4	1	1.00	0.83	0.88	0.89	0.90	0.0058
	2	1.00	0.88	0.88	0.90	0.92	0.0047
5	1	1.00	0.88	0.85	0.87	0.90	0.0055
	2	1.00	0.86	0.91	0.89	0.91	0.0058
6	1	1.00	0.86	0.89	0.90	0.91	0.0063
	2	1.00	0.87	0.89	0.88	0.91	0.0058
7	1	1.00	0.88	0.87	0.87	0.91	0.0053
	2	1.00	0.86	0.87	0.86	0.90	0.0060
8	1	1.00	0.88	0.86	0.89	0.91	0.0062
	2	1.00	0.85	0.86	0.85	0.89	0.0053
9	1	1.00	0.93	0.91	0.91	0.94	0.0056
	2	1.00	0.89	0.84	0.88	0.90	0.0069
10	1	1.00	0.89	0.91	0.92	0.93	0.0057
	2	1.00	0.92	0.93	0.92	0.95	0.0059
11	1	1.00	0.92	0.91	0.89	0.93	0.0058
	2	1.00	0.90	0.91	0.91	0.93	0.0060
12	1	1.00	0.88	0.90	0.86	0.91	0.0059
	2	1.00	0.86	0.85	0.84	0.89	0.0063
Promedio		1.00	0.88	0.88	0.88	0.91	0.0059
Desvest		0.00	0.02	0.03	0.02	0.02	0.0005

TABLA 5.12 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX DERECHO A 2.0 L/s

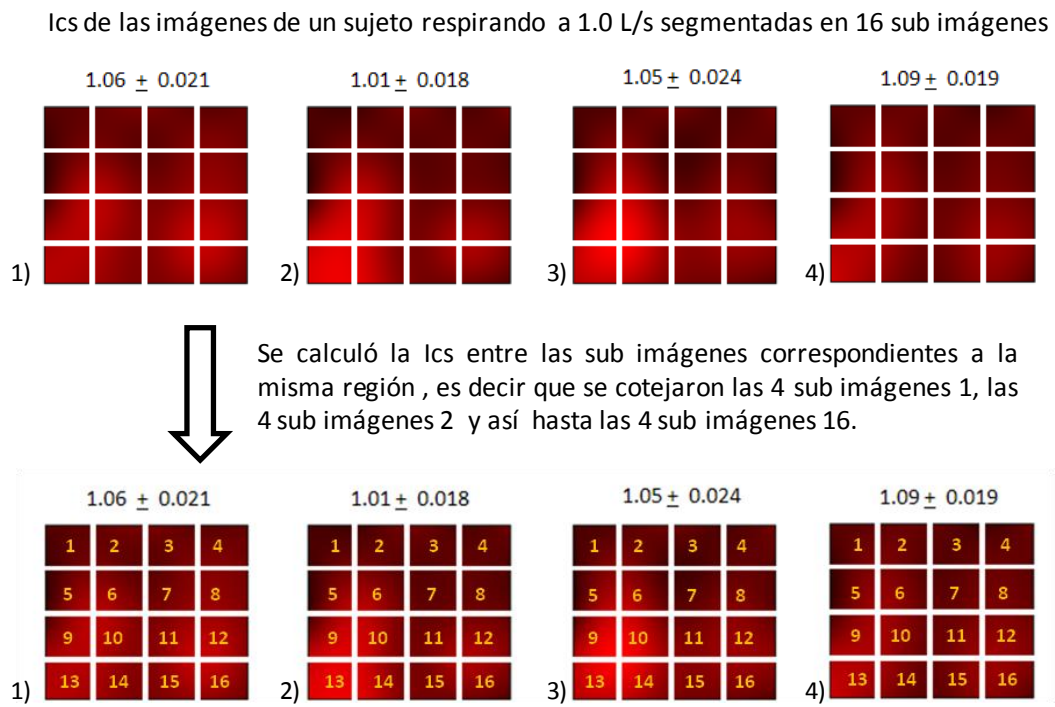
Ics intrasujeto a 2.0 L/s en Hemitórax Derecho (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Derecho				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.87	0.90	0.87	0.91	0.0043
	2	1.00	0.86	0.88	0.87	0.90	0.0035
2	1	1.00	0.87	0.87	0.88	0.90	0.0069
	2	1.00	0.92	0.89	0.89	0.92	0.0065
3	1	1.00	0.90	0.87	0.88	0.91	0.0044
	2	1.00	0.88	0.92	0.87	0.92	0.0039
4	1	1.00	0.92	0.94	0.94	0.95	0.0046
	2	1.00	0.88	0.92	0.91	0.93	0.0050
5	1	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	0.0066
	2	1.00	0.88	0.88	0.87	0.91	0.0056
6	1	1.00	0.89	0.86	0.89	0.91	0.0041
	2	1.00	0.88	0.85	0.84	0.89	0.0036
7	1	1.00	0.85	0.90	0.87	0.91	0.0054
	2	1.00	0.89	0.88	0.88	0.91	0.0048
8	1	1.00	0.87	0.85	0.86	0.90	0.0069
	2	1.00	0.86	0.86	0.85	0.89	0.0054
9	1	1.00	0.91	0.92	0.90	0.93	0.0042
	2	1.00	0.90	0.91	0.89	0.92	0.0045
10	1	1.00	0.88	0.89	0.89	0.91	0.0044
	2	1.00	0.86	0.88	0.87	0.90	0.0050
11	1	1.00	0.90	0.90	0.90	0.93	0.0042
	2	1.00	0.91	0.88	0.90	0.92	0.0035
12	1	1.00	0.86	0.91	0.91	0.92	0.0053
	2	1.00	0.85	0.86	0.89	0.90	0.0049
Promedio		1.00	0.88	0.89	0.88	0.91	0.0049
Desvest		0.00	0.02	0.02	0.02	0.01	0.0010

TABLA 5.13 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO
EN HEMITÓRAX IZQUIERDO A 2.0 L/s

Ics intrasujeto a 2.0 L/s en Hemitórax Izquierdo (4 imágenes)							
Sujeto	Registro	Ics hemitórax Izquierdo				Ics prom	σ óptima
		1 vs 1	1 vs.2	1 vs.3	1 vs.4		
1	1	1.00	0.91	0.90	0.88	0.92	0.0062
	2	1.00	0.92	0.93	0.91	0.94	0.0058
2	1	1.00	0.86	0.87	0.90	0.91	0.0071
	2	1.00	0.87	0.88	0.86	0.90	0.0065
3	1	1.00	0.92	0.89	0.92	0.93	0.0054
	2	1.00	0.94	0.93	0.87	0.94	0.0059
4	1	1.00	0.90	0.88	0.91	0.92	0.0053
	2	1.00	0.85	0.90	0.85	0.90	0.0056
5	1	1.00	0.92	0.92	0.93	0.94	0.0062
	2	1.00	0.84	0.84	0.86	0.88	0.0071
6	1	1.00	0.89	0.90	0.86	0.91	0.0053
	2	1.00	0.88	0.86	0.86	0.90	0.0056
7	1	1.00	0.87	0.86	0.84	0.89	0.0052
	2	1.00	0.88	0.85	0.86	0.90	0.0061
8	1	1.00	0.88	0.87	0.91	0.92	0.0054
	2	1.00	0.88	0.89	0.86	0.91	0.0041
9	1	1.00	0.90	0.91	0.87	0.92	0.0054
	2	1.00	0.89	0.86	0.87	0.91	0.0061
10	1	1.00	0.91	0.87	0.89	0.92	0.0061
	2	1.00	0.91	0.88	0.91	0.93	0.0067
11	1	1.00	0.88	0.94	0.92	0.93	0.0056
	2	1.00	0.89	0.91	0.89	0.92	0.0054
12	1	1.00	0.86	0.88	0.87	0.90	0.0054
	2	1.00	0.87	0.87	0.90	0.91	0.0060
Promedio		1.00	0.89	0.89	0.88	0.91	0.0058
Desvest		0.00	0.02	0.03	0.03	0.02	0.0007

5.3.3 COMPARACIÓN POR IMÁGENES DIVIDIDAS EN 16 SUB-IMÁGENES

Finalmente se realizó el estudio de similitud intra-sujeto dividiendo las imágenes acústicas en 16 sub-imágenes, tal como se muestra en la figura 5.8. Las tablas 5.14, 5.15 y 5.16 muestran los valores promedio encontrados para cada sub imagen a 1.0, 1.5 y 2.0 L/s respectivamente. En el apéndice 2 se anexan los valores de información mutua cuadrática encontrados para cada sujeto. Los valores en las tablas muestran que se tienen valores de similitud altos, ya que éstos se encuentran en un rango del 94 al 97 % de semejanza. Sin embargo se aprecia que los valores más bajos de similitud en los tres flujos corresponden a la región basal derecha en la sub-imagen 12 que presenta un 94 % de similitud a 1.0 L/s, y se va acrecentando ya que a 1.5 L/s las regiones en las sub-Imágenes 11 y 12 presentan la lcs más baja con 94 % de similitud, mientras que a 2.0 L/s las sub-imágenes 8,11 y 12 presentan los valores más bajos con 95 % de similitud.



Ics de las imágenes divididas en 16 segmentos (4 imágenes)					
Sub imagen	Ics				Promedio
1	1.00	0.92	0.92	0.87	0.93
2	1.00	0.89	0.86	0.89	0.91
3	1.00	0.86	0.92	0.91	0.93
4	1.00	0.96	0.97	0.98	0.98
5	1.00	1.00	1.01	0.97	1.00
6	1.00	0.96	0.98	0.98	0.98
7	1.00	0.97	1.01	0.98	0.99
8	1.00	0.98	0.95	0.89	0.96
9	1.00	0.96	0.90	0.95	0.95
10	1.00	0.93	0.90	0.90	0.93
11	1.00	1.00	0.93	0.95	0.97
12	1.00	0.95	0.91	0.94	0.95
13	1.00	0.95	0.97	0.99	0.98
14	1.00	0.97	0.90	0.91	0.95
15	1.00	0.95	0.89	0.94	0.95
16	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98

Fig. 5. 8 Estudio de similitud intra sujeto al dividir las imágenes acústicas en 16 sub- imágenes. En este caso se presentan las imágenes de un sujeto respirando a 1.0 L/s

TABLA 5.14 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO DE LAS 16 SUB IMÁGENES A 1.0 L/s

Ics promedio por sujeto de las 16 subimágenes a1.0 L/s													Promedio
Sub imagen	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Sujeto 8	Sujeto 9	Sujeto 10	Sujeto 11	Sujeto 12	total
1	0.95	0.97	0.95	0.98	0.95	0.93	0.95	0.93	0.96	0.97	0.96	0.94	0.96
2	0.96	0.99	0.96	0.95	0.93	0.95	0.97	0.92	0.96	0.95	0.96	0.98	0.96
3	0.96	0.99	0.96	0.94	0.95	0.94	0.94	0.97	0.96	0.96	0.96	0.98	0.97
4	0.93	0.97	0.97	0.97	0.97	0.94	0.96	0.97	0.97	0.98	0.94	0.94	0.95
5	0.93	0.97	0.96	0.94	0.98	0.95	0.97	0.96	0.96	0.97	0.98	0.95	0.97
6	0.96	0.96	0.97	0.95	0.98	0.94	0.96	0.95	0.95	0.97	0.97	0.96	0.96
7	0.96	0.95	0.97	0.95	0.97	0.96	0.96	0.97	0.96	0.99	0.95	0.93	0.96
8	0.97	0.96	0.96	0.97	0.96	0.93	0.96	0.92	0.96	0.93	0.99	0.98	0.96
9	0.94	0.95	0.94	0.95	0.95	0.96	0.97	0.97	0.97	0.97	0.99	0.95	0.97
10	0.96	0.95	0.97	0.93	0.93	0.96	0.96	0.95	0.95	0.97	0.96	0.95	0.96
11	0.95	0.95	0.96	0.96	0.95	0.96	0.98	0.94	0.97	0.93	0.97	0.94	0.95
12	0.97	0.99	0.95	0.96	0.94	0.95	0.96	0.94	0.96	0.95	0.95	0.93	0.94
13	0.97	0.96	0.98	0.97	0.97	0.98	0.99	0.98	0.99	0.97	0.95	0.97	0.96
14	0.98	0.97	0.99	0.96	0.95	0.96	0.99	0.97	0.98	0.98	0.97	0.97	0.97
15	0.96	0.98	0.98	0.93	0.97	0.97	0.97	0.96	0.96	0.97	0.94	0.96	0.96
16	0.95	0.97	0.96	0.99	0.95	0.95	0.97	0.97	0.96	0.96	0.93	0.98	0.96

TABLA 5.15 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO DE LAS 16 SUB IMÁGENES A 1.5 L/s

Ics promedio por sujeto de las 16 subimágenes a1.5 L/s													Promedio
Sub imagen	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Sujeto 8	Sujeto 9	Sujeto 10	Sujeto 11	Sujeto 12	total
1	0.97	0.98	0.99	0.98	0.97	0.92	0.97	0.96	0.98	0.97	0.99	0.91	0.96
2	0.99	0.97	0.97	0.99	0.96	0.97	0.97	0.92	0.97	0.96	0.95	0.95	0.95
3	0.96	0.97	0.96	0.94	0.95	0.93	0.92	0.92	0.98	0.97	0.95	0.95	0.96
4	0.97	0.97	0.98	0.98	0.95	0.96	0.98	0.94	0.97	0.97	0.98	0.96	0.97
5	0.96	0.94	0.96	0.96	0.97	0.97	0.97	0.97	0.98	0.96	0.99	0.94	0.96
6	0.98	0.95	0.95	0.95	0.97	0.95	0.97	0.95	0.95	0.95	0.99	0.93	0.96
7	0.98	0.96	0.93	0.93	0.93	0.94	0.95	0.96	0.97	0.96	0.97	0.95	0.96
8	0.98	0.95	0.96	0.97	0.98	0.90	0.97	0.96	0.98	0.98	0.95	0.97	0.96
9	0.96	0.95	0.96	0.97	0.94	0.96	0.97	0.97	0.97	0.95	0.97	0.97	0.96
10	0.99	0.95	0.98	0.97	0.94	0.96	0.97	0.93	0.97	0.95	0.96	0.95	0.95
11	0.98	0.95	0.98	0.94	0.96	0.92	0.97	0.94	0.97	0.93	0.97	0.94	0.94
12	0.98	0.93	0.95	0.99	0.96	0.97	0.97	0.92	0.97	0.92	0.96	0.95	0.94
13	0.96	0.97	0.97	0.93	0.94	0.98	0.96	0.93	0.96	0.98	0.96	0.97	0.97
14	0.98	0.98	0.99	0.96	0.92	0.96	0.98	0.96	0.97	0.97	0.97	0.97	0.97
15	0.98	0.97	0.98	0.95	0.94	0.96	0.98	0.94	0.95	0.93	0.95	0.97	0.95
16	0.98	0.97	0.97	0.97	0.98	0.92	0.96	0.96	0.96	0.96	0.96	0.97	0.96

TABLA 5.16 MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO DE LAS 16 SUB IMÁGENES A 2.0 L/s

Ics promedio por sujeto de las 16 subimágenes a 2.0 L/s													Promedio
Sub imagen	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Sujeto 8	Sujeto 9	Sujeto 10	Sujeto 11	Sujeto 12	total
1	0.97	0.98	0.98	0.97	0.98	0.94	0.99	0.97	0.98	0.98	0.98	0.95	0.97
2	0.98	0.98	0.98	0.96	0.96	0.97	0.97	0.96	0.96	0.95	0.94	0.97	0.96
3	0.95	0.98	0.96	0.97	0.93	0.95	0.96	0.96	0.97	0.94	0.95	0.98	0.96
4	0.95	0.98	0.98	0.96	0.98	0.97	0.95	0.97	0.95	0.96	0.96	0.97	0.96
5	0.98	0.96	0.98	0.96	0.97	0.94	0.97	0.98	0.98	0.97	0.96	0.95	0.96
6	0.97	0.96	0.98	0.94	0.93	0.93	0.95	0.97	0.94	0.97	0.97	0.95	0.96
7	0.97	0.96	0.97	0.97	0.98	0.95	0.96	0.95	0.98	0.96	0.97	0.95	0.96
8	0.98	0.96	0.97	0.96	0.97	0.98	0.95	0.92	0.97	0.96	0.95	0.95	0.95
9	0.95	0.96	0.98	0.95	0.97	0.91	0.95	0.97	0.95	0.94	0.96	0.97	0.96
10	0.98	0.96	0.98	0.95	0.93	0.92	0.95	0.96	0.95	0.96	0.97	0.96	0.96
11	0.95	0.96	0.96	0.96	0.92	0.97	0.97	0.94	0.97	0.94	0.98	0.93	0.95
12	0.97	0.92	0.97	0.97	0.94	0.96	0.96	0.95	0.96	0.95	0.92	0.97	0.95
13	0.96	0.97	0.98	0.96	0.97	0.96	0.94	0.95	0.94	0.95	0.97	0.96	0.96
14	0.97	0.99	0.99	0.95	0.96	0.95	0.96	0.97	0.97	0.97	0.98	0.96	0.97
15	0.96	0.96	0.97	0.98	0.97	0.97	0.97	0.94	0.98	0.97	0.97	0.94	0.96
16	0.98	0.94	0.98	0.97	0.98	0.97	0.98	0.97	0.97	0.97	0.96	0.98	0.97

5.4 EVALUACIÓN DE LA VARIABILIDAD INTER-SUJETO

Tal como se describió en el capítulo anterior en el inciso 4.6, la variabilidad inter-sujetos se evaluó a partir del registro de las imágenes de rayos X para una posterior alineación de las imágenes acústicas promedio de los doce sujetos, con el fin de obtener una imagen promedio y una imagen de varianza a 1.0, 1.5 y 2.0 L/s.

5.4.1 REGISTRO DE IMÁGENES DE RAYOS X TORÁCICAS

Se eligió una de las placas radiográficas como base o referencia y se realizó una transformación afín global con 20 puntos de referencia: 16 marcadores extrínsecos y 4 puntos anatómicos correspondientes a las bases y ápices pulmonares para alinear las otras 11 placas de rayos X. En la figura 5.9 se muestra un ejemplo de los puntos empleados para realizar el registro entre dos imágenes y el resultado de esta alineación desplegando una imagen sobre otra. Los círculos en las imágenes de rayos X son marcadores físicos que fueron colocados antes de la toma de la placa mientras que los pequeños cuadrados representan las posiciones de los micrófonos en el arreglo de 5x5 para cada sujeto.

Sobre el despliegue de las imágenes alineadas es posible observar que coinciden las zonas pulmonares de ambas imágenes y la mayoría de los marcadores agregados por procesamiento de la imagen, sin embargo, se distingue que los marcadores metálicos colocados sobre ambos sujetos no se encuentran del todo alineados, a pesar de que se asumen colocados en las mismas posiciones anatómicas en los sujetos. En general se logró una coincidencia similar al alinear las otras diez imágenes de rayos X. Las transformaciones obtenidas para realizar cada registro fueron posteriormente aplicadas a las imágenes acústicas promedio de cada sujeto para alinearlas con la imagen que fue tomada como referencia o base.

5.4.2 IMÁGENES ACÚSTICAS PROMEDIO INTER-SUJETO E IMÁGENES DE VARIANZA

Una vez alineadas las imágenes acústicas promedio, se generó una imagen acústica promedio inter-sujeto por flujo respiratorio estudiado y una imagen de varianza con la finalidad de observar las regiones pulmonares que presenten una mayor variación entre imágenes de diferentes sujetos.

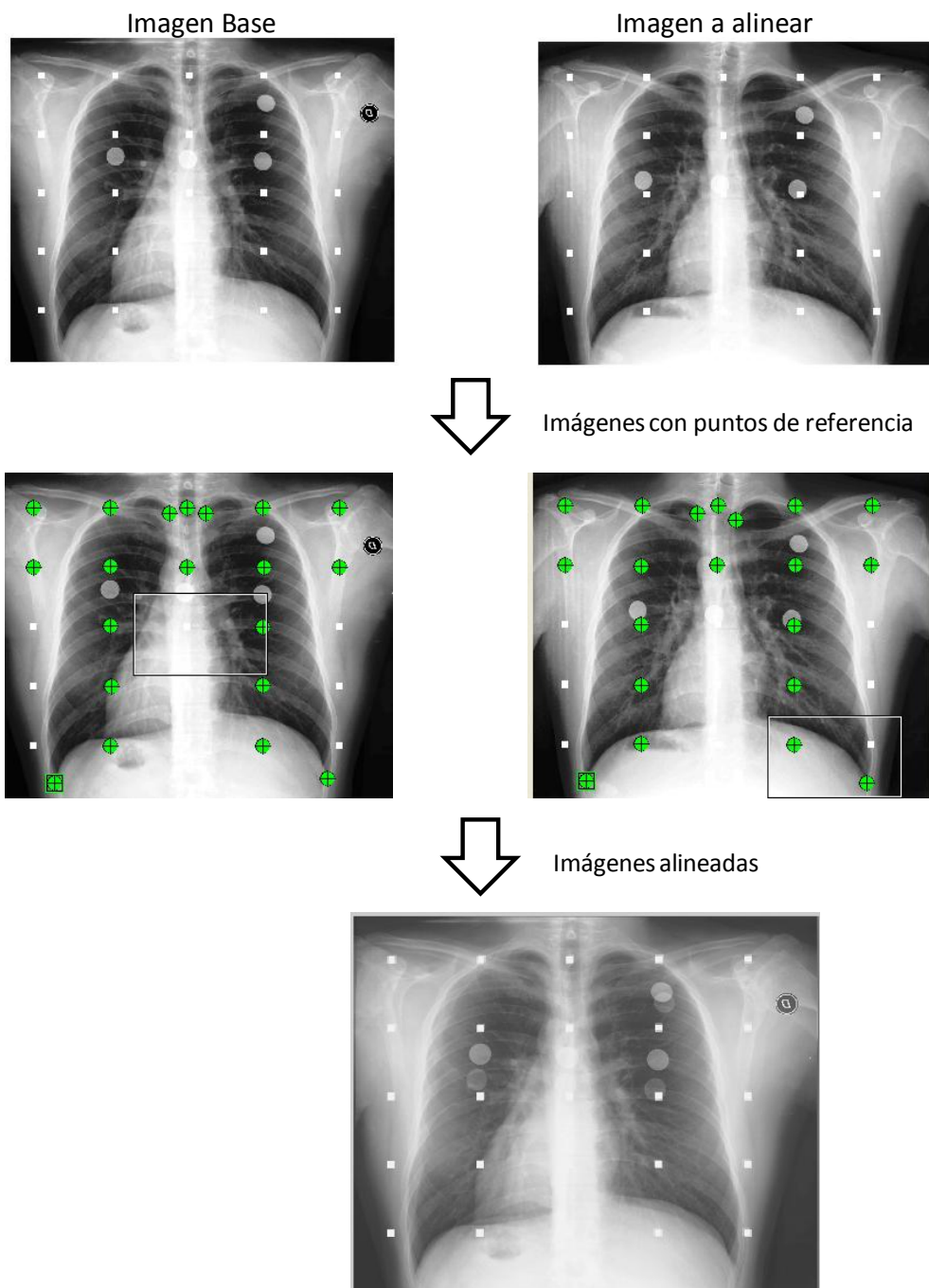


Fig. 5.9 Ejemplo de la alineación de dos imágenes de rayos X a partir de la transformación afín en 2 dimensiones empleando 20 puntos de referencia.

Con el fin de observar la variabilidad bajo una intensidad estándar se normalizaron las imágenes promedio con los valores máximo y mínimo de cada flujo y se obtuvieron las imágenes promedio inter-sujeto con sus respectivas imágenes de varianza. Posteriormente se generaron las imágenes promedio inter-sujeto con las imágenes sin normalizar con la finalidad de estudiar la variación en la distribución de la información con respecto al flujo respiratorio.

Las imágenes promedio inter-sujeto normalizadas (figura 5.10) muestran una distribución similar de la información acústica a los tres flujos respiratorios y siguen el patrón de distribución descrito con anterioridad en el que las zonas correspondientes a los pulmones presentan mayor intensidad acústica que las zonas que corresponden a la columna vertebral y a los bordes laterales del tórax. La varianza de las imágenes a los tres flujos es pequeña ya que se encuentra en un rango de 0.01 a 0.04. En las imágenes a 1.0 L/s la varianza es mayor en las partes externas superiores correspondientes a la zona de las escápulas, se observa un foco o punto de varianza en el ápice izquierdo (micrófono PLC2) y sobre todo en la región basal del pulmón derecho registrada por los micrófonos PRC4 y PRC5. La varianza a 1.5 L/s es más homogénea con una variación un poco más alta solamente en las regiones externas superiores tal como en la imagen de varianza de las imágenes a 1.0 L/s. Finalmente, la varianza del promedio de las imágenes a 2.0 L/s presenta un foco de variabilidad más intenso en la zona del ápice izquierdo, se comienza a vislumbrar un foco en el ápice derecho y una franja con una varianza de alrededor de 0.025 en las regiones basales.

La figura 5.11 despliega las imágenes acústicas promedio inter-sujetos no normalizadas, al observar las barras de color de cada una de ellas corroboramos que la intensidad de la información acústica aumenta conforme se incrementa el flujo, es posible apreciar que las tres imágenes conservan la distribución de la información que se describió en el inciso 5.1.1. y que al aumentar el flujo no solamente se incrementa la intensidad sino que también crece el área de los lóbulos rojos que representan a los pulmones. En general se percibe que en las tres imágenes la zona basal izquierda presenta una mayor intensidad acústica que se va incrementando al aumentar el flujo. La varianza de las imágenes promedio es más elevada que en las imágenes normalizadas, el valor más bajo y homogéneo dentro de éstas es de 0.5 pero existen zonas que llevan la varianza a valores de 4.5. Las tres imágenes de varianza muestran que las zonas con mayor variabilidad corresponden a las zonas basales y que al incrementarse el flujo ésta se va acrecentando y se va extendiendo hacia la región apical sobre todo en el hemitórax izquierdo.

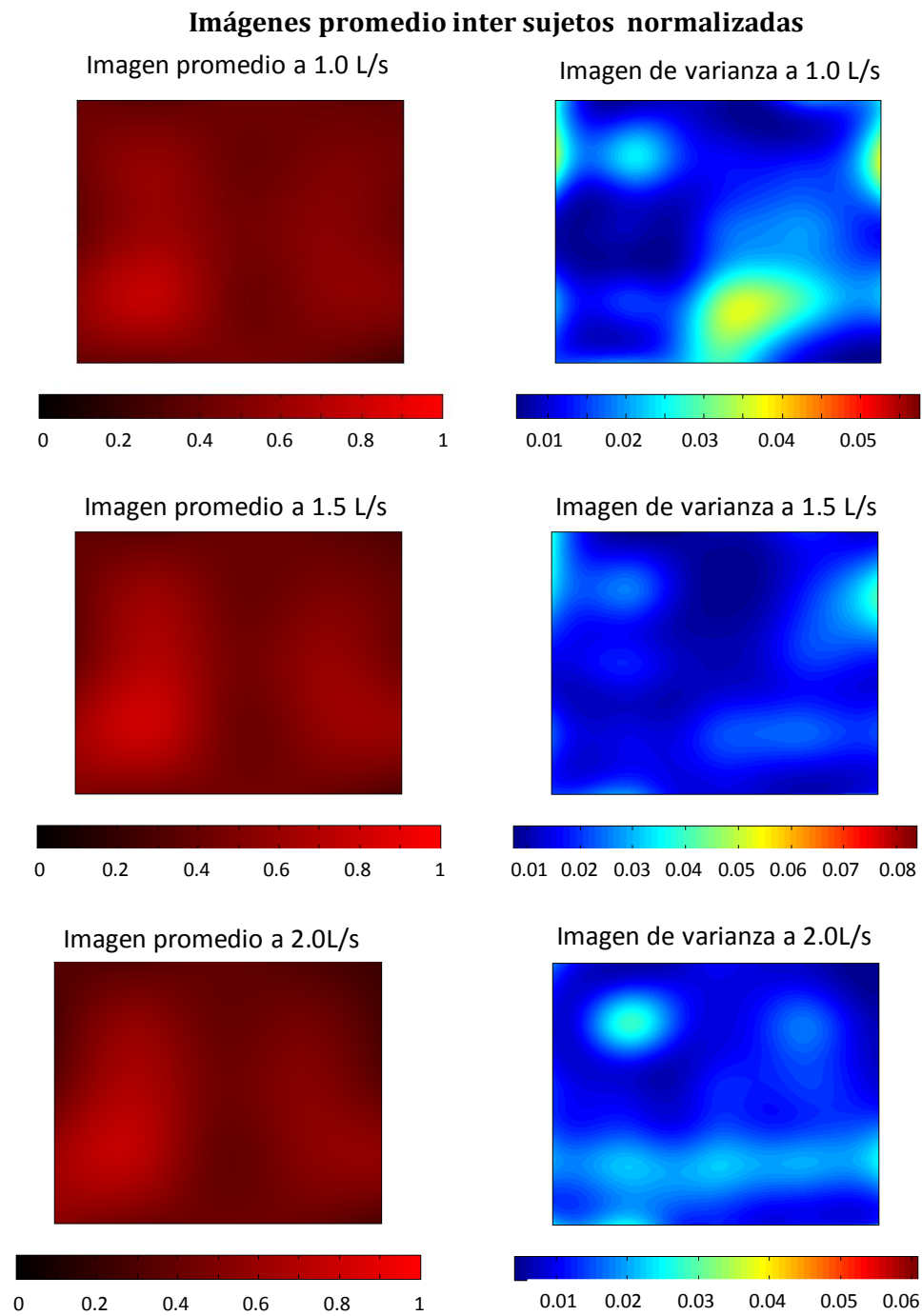


Fig. 5.10 Imágenes promedio inter sujeto normalizadas y sus imágenes de varianza.

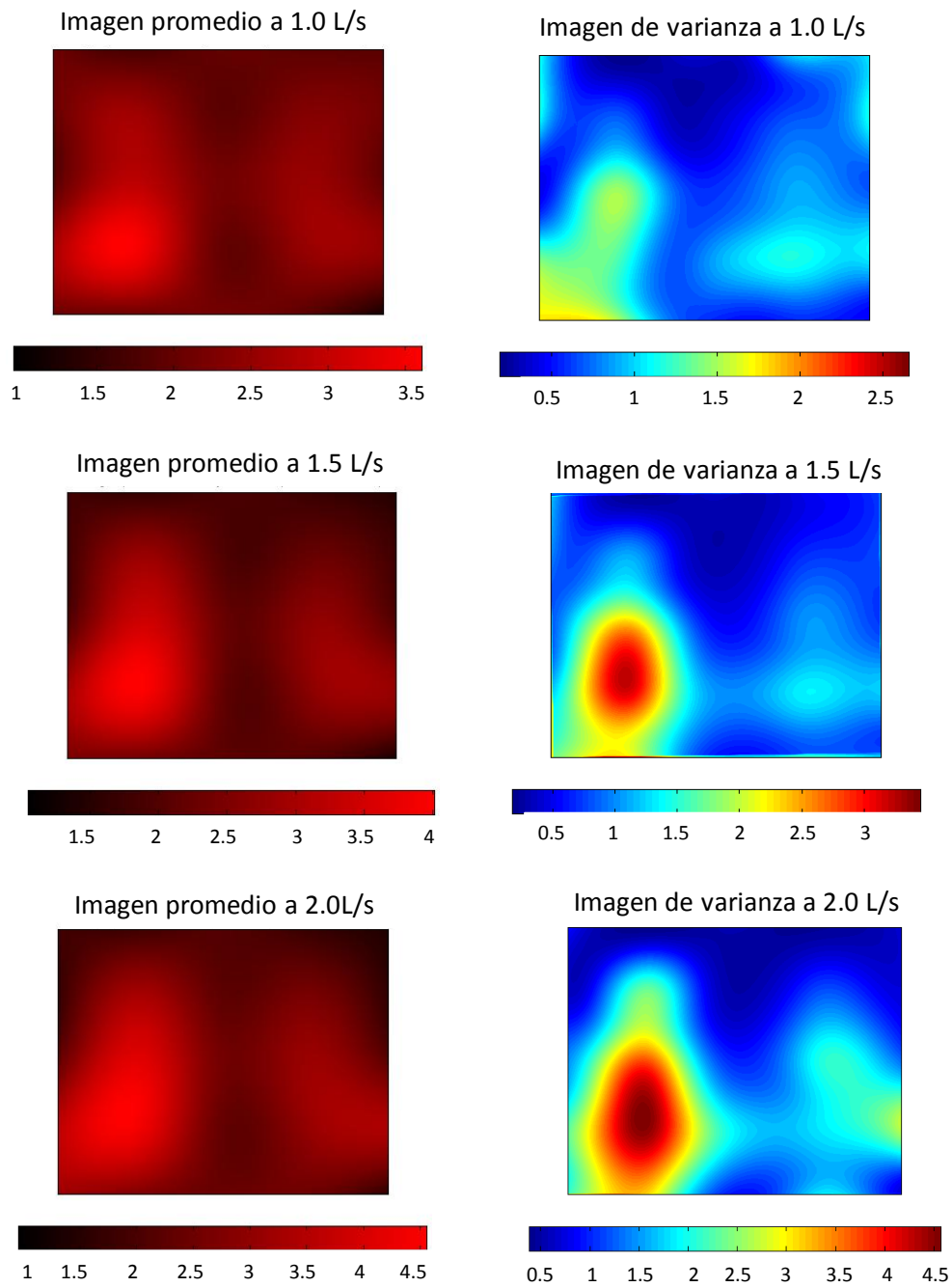
Imágenes promedio inter sujetos no normalizadas

Fig. 5. 11 Imágenes promedio inter sujeto no normalizadas y sus imágenes de varianza.

5.5 FUSIÓN ENTRE LA IMAGEN ACÚSTICA Y LA IMAGEN DE RAYOS X

Una vez que se obtuvieron las imágenes acústicas promedio inter-sujetos se realizó la fusión entre cada una de éstas con la imagen de rayos X torácica en base a la cual fueron alineadas las otras once imágenes de radiología. La fusión fue realizada utilizando la transformada discreta *wavelet* de Haar invariante al corrimiento con 5 niveles de descomposición.

Se obtuvieron las imágenes fusionadas de las imágenes acústicas ecualizadas y no ecualizadas, en las no ecualizadas se aprecia que al irse incrementando el flujo respiratorio la intensidad del sonido se incrementa, mientras que las ecualizadas permiten estudiar la distribución y localización del sonido dentro de la imagen anatómica.

En general se observa que la información de la imagen acústica que se reconoció como perteneciente a los pulmones concuerda con las zonas pulmonares dentro de la imagen anatómica y que la zona de la columna vertebral no presenta una intensidad de sonido importante, además, las zonas externas superiores donde la información acústica disminuye corresponde a la región de las escápulas dentro de la radiografía. Nuevamente se aprecia que el pulmón izquierdo presenta o genera mayor intensidad acústica que el pulmón derecho aunque debe de tomarse en consideración la presencia el corazón.

Fusión entre la imagen de rayos X y la imagen acústica promedio intersujetos

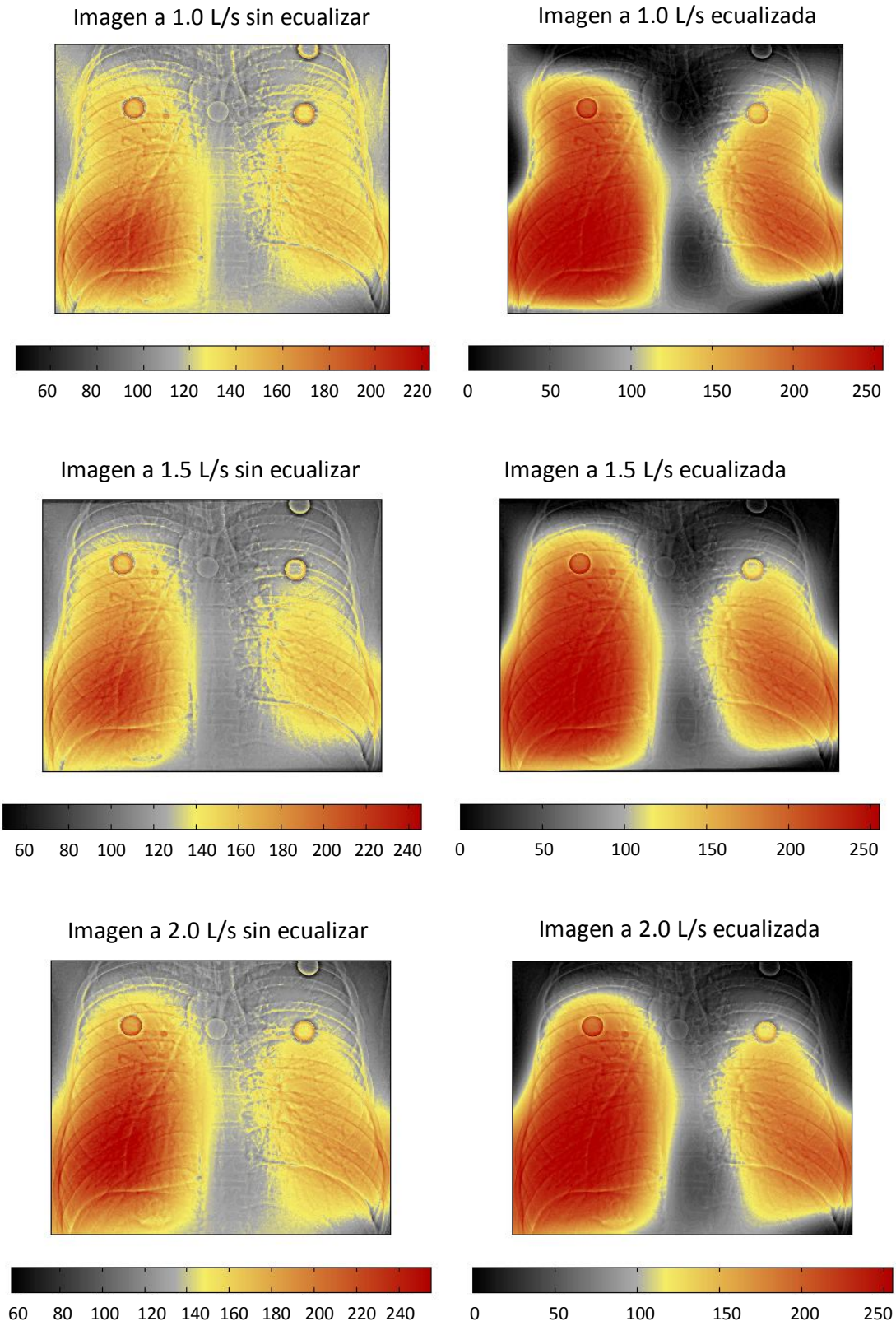


Fig. 5.12 Imágenes fusionadas ecualizadas y sin ecualizar.

CAPÍTULO VI

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La presente tesis se dedicó a la validación de las imágenes acústicas inspiratorias, para este fin durante la investigación se determinó el patrón de distribución espacial de la información acústica de las imágenes inspiratorias sobre la superficie torácica posterior y se analizó la variación del mismo al incrementarse el flujo respiratorio de 1.0 a 2.0 L/s. Con el propósito de validar la información proporcionada por la imagen acústica con relación a la información que ocurre a nivel pulmonar se estudió la concordancia entre lo que refleja la imagen acústica y lo reportado por dos médicos tras haber realizado el procedimiento de auscultación médica. Además, se realizó el estudio de similitud intra-sujeto en cada flujo registrado con la finalidad de analizar la repetibilidad del patrón de la imagen de cada sujeto así mismo, se evaluó la variabilidad inter-sujetos a partir de la obtención de imágenes acústicas inspiratorias promedio inter-sujeto e imágenes de varianza. Finalmente se efectuó la fusión entre las imágenes promedio inter-sujeto y la imagen de rayos X para verificar que la distribución del sonido respiratorio reflejada sobre la imagen acústica correspondiera a las regiones pulmonares delimitadas por la imagen anatómica. Así las conclusiones y discusiones derivadas de esta investigación se presentan en seguida.

A partir de este estudio podemos establecer que el patrón de distribución de información en la imagen acústica de varones sanos en general presenta dos lóbulos o zonas de color rojo intenso correspondiente a las zonas pulmonares basales con información acústica relevante y zonas oscuras con menor contenido de información a lo largo de la región que atañe a la columna vertebral y hacia los lados del sujeto. Al estudiar el efecto del flujo respiratorio sobre las imágenes se observó que su morfología o distribución de información se conserva pero que la intensidad varía en proporción al flujo tal como lo refleja el aumento en la norma de la imagen. El origen del incremento en el área de los lóbulos de color rojo intenso posiblemente encuentre explicación al considerar una mayor participación de estructuras pulmonares en el desarrollo de la ventilación.

Comúnmente se asume en la práctica clínica que la existencia de asimetrías con relación a la intensidad de los sonidos respiratorios del hemitórax derecho e izquierdo implican una anomalía pulmonar, sin embargo, el estudio de la comparación entre la información de las

imágenes acústicas y la escuchada por los médicos durante la auscultación proporcionó como resultado que las primeras reflejan la existencia de asimetrías entre las regiones izquierda y derecha del tórax, en sujetos sanos. Esto podría deberse a que la aseveración clínica depende de las características técnicas del estetoscopio, el cual actúa como un filtro pasa banda con una atenuación importante sobre los 200 Hz, y a las limitaciones de la función auditiva humana la cual sigue una escala logarítmica, consecuentemente es necesario que ocurran cambios drásticos en las características del sonido para que el oído los perciba. En este estudio se observó que los médicos necesitaron un cambio de alrededor del 20 % en la amplitud del sonido para poder registrar una asimetría entre las regiones izquierda y derecha del tórax.

No obstante las diferencias mencionadas en el párrafo anterior, el médico experto representa el patrón de oro contra el cual deben de ser cotejados los nuevos métodos de visualización de la información de los sonidos respiratorios. En ese sentido, los resultados obtenidos en esta evaluación, muestran un alto porcentaje de concordancia entre la imagen acústica y lo que el médico escucha cuando se compara las regiones apicales contra las basales, es decir, regiones con diferencia de intensidad acústica importante. Sin embargo, las comparaciones entre hemitórax derecho e izquierdo tuvieron una afinidad menor, puesto que las imágenes reflejaron diferencias acústicas que los médicos no alcanzaron a establecer, en este caso, quizá las imágenes acústicas representarían una buena opción para proveer información relacionada con asimetrías en la distribución acústica pulmonar.

Para la comparación *imagen acústica vs. experto médico* se utilizaron las posiciones PLC1 y PRC1 como representativas de las regiones apicales puesto que los médicos las definieron como regiones típicas de auscultación apical, mientras que las posiciones PLC4 Y PRC4 fueron definidas como regiones de auscultación basal en lugar de las posiciones PLC5 Y PRC5 ya que éstas se encuentran muy cercanas a la cavidad abdominal reduciendo la proporción de parénquima pulmonar.

Aparte de la evaluación de la concordancia por intensidades acústicas realizada en esta tesis, la correspondencia entre las imágenes acústicas y la auscultación pulmonar puede ser estimada en términos de otras características como los contenidos en frecuencia donde el sistema *oído humano – estetoscopio* podría interpretar de una mejor manera los cambios en los sonidos respiratorios. Cabe señalar que la afinidad entre las imágenes acústicas y la auscultación pulmonar dependió en gran medida de los expertos y que solamente fueron consultados dos, por lo que nuestros expertos podrían ser no representativos dada la variabilidad inter-observador

reportada para la interpretación de señales respiratorias [1], por lo que incrementar el número de observadores podría resultar conveniente aunque se observó un grado aceptable de concordancia entre ambos médicos.

Acercas de la evaluación de la afinidad entre la información acústica y la reportada por la auscultación médica es posible concluir que las imágenes acústicas respiratorias proveen información detallada y medible sobre los sonidos respiratorios que los médicos no alcanzan a percibir debido a las limitaciones de la función auditiva humana. Por lo tanto, la coincidencia entre imágenes acústicas y auscultación fue aceptable cuando se cotejaron las regiones apicales contra las basales, mientras que al realizar la comparación horizontal entre ápices y entre bases no existió un buen nivel de coincidencia entre ambos métodos.

Al estudiar la similitud, vía la información mutua de Cauchy-Schwartz, en imágenes intra-sujeto completas se obtuvo un 89 % de similitud entre las imágenes a un flujo respiratorio de 1.0 L/s, mientras que las imágenes generadas a 1.5 L/s y 2.0 L/s son repetibles en un 90 %. Además al compararse las imágenes promedio del mismo sujeto a diferentes flujos se observó que existe una repetibilidad en la distribución de la información dentro de la imagen y que ésta disminuye al variarse el flujo respiratorio pero no demasiado ya que disminuyó de 89 ó 90 %, al compararse imágenes a un mismo flujo, a 87 % al evaluar imágenes a flujos distintos. La similitud entre la información acústica de los hemitórax fue de 91 % a los tres flujos estudiados y al dividir las imágenes en 16 sub imágenes se obtuvieron también valores altos que van del 94 al 97 % de semejanza.

Por lo tanto, el estudio de similitud entre imágenes acústicas intrasujeto utilizando la información mutua cuadrática Cauchy-Schwartz arrojó como resultados generales que existe una repetibilidad entre las imágenes acústicas del mismo sujeto tanto al compararlas en forma completa, como al hacerlo en hemitórax o en 16 sub imágenes y que existe una repetibilidad incluso al variar el flujo siempre y cuando esta variación sea tomada en consideración.

El estudio de la variabilidad inter-sujeto mostró que la distribución de la información sobre las imágenes acústicas promedio inter-sujetos normalizada sigue el mismo patrón que el descrito al inicio de este capítulo. La varianza de las imágenes normalizadas es pequeña ya que se encuentra en un rango de 0.01 a 0.04 sin embargo, el patrón de variación no es similar ya que, aunque las tres presentan un foco de variabilidad más intenso en la zona del ápice izquierdo la variabilidad en las regiones basales cambia dependiendo del flujo respiratorio.

Las imágenes acústicas promedio inter-sujetos no normalizadas conservan la distribución de la información descrita con anterioridad e incrementan la intensidad y área de los lóbulos rojos que representan a los pulmones al aumentarse el flujo. En general se percibe que la intensidad acústica sobre la zona basal izquierda se va incrementando al aumentar el flujo. La varianza de las imágenes promedio es más elevada que en las imágenes normalizadas, el valor más bajo y homogéneo dentro de éstas es de 0.5 pero existen zonas que llevan la varianza a valores de 4.5. Las tres imágenes de varianza siguen un patrón que muestra que las zonas con mayor variabilidad corresponden a las zonas basales y que al incrementarse el flujo ésta se va acrecentando y se va extendiendo hacia la región apical sobre todo en el hemitórax izquierdo.

Por lo tanto, se puede concluir que las imágenes acústicas promedio inter-sujetos presentan en general el patrón de distribución del sonido respiratorio descrito con anterioridad, sin embargo las imágenes de varianza muestran que existe un valor importante de ésta en la zona basal izquierda que se incrementa en forma proporcional al flujo respiratorio. Una posible explicación radicaría en la distribución irregular de las vías respiratorias y en la presencia del corazón en esta zona, ya que, aunque se filtraron las frecuencias correspondientes a éste, tal vez su presencia influya en la transmisión de sonido hacia la espalda. Además se sabe que a flujos respiratorios altos existe una mayor ventilación en el lado izquierdo.

Finalmente las fusiones entre la imagen de rayos X torácica y las imágenes acústicas promedio inter-sujetos muestra que las zonas rojas que fueron relacionadas con las estructuras pulmonares en las imágenes acústicas realmente concuerdan con las regiones pulmonares anatómicas, así mismo las regiones oscuras de la columna vertebral y de las esquinas superiores que corresponden a las escápulas.

A partir de lo escrito en este capítulo podemos establecer que las imágenes acústicas respiratorias durante la inspiración presentan un patrón de distribución de la información coherente con las estructuras dentro del tórax, que tal como se asume en la clínica, la amplitud del sonido pulmonar aumenta en relación proporcional al flujo respiratorio y esto se ve reflejado en la intensidad de la imagen acústica. Además existe concordancia entre la imagen acústica y la auscultación pulmonar siempre y cuando se tome en cuenta la capacidad discriminativa del sistema *oído humano – estetoscopio* y se logre ampliar el estudio incluyendo un número mayor de médicos. Asimismo se encontró que las imágenes acústicas tienen alrededor de un 90 % de repetibilidad intra sujeto tanto al compararse completas, como por hemitórax o por sub-imágenes a los tres flujos respiratorios estudiados (1.0, 1.5 y 2.0 L/s) además de que la variabilidad inter-

sujetos se encuentra sobre todo en la región basal izquierda y que esta se incrementa con el flujo respiratorio. También se estableció a partir de la fusión anatómica-funcional que la distribución acústica en las imágenes corresponde con la distribución anatómica torácica.

Por lo tanto, la imagenología acústica respiratoria durante la inspiración representa una herramienta útil prometedora para el estudio de diferentes aspectos de los sonidos respiratorios tales como su origen, distribución espacial y su asociación con la función de ventilación pulmonar. Las imágenes acústicas podrían ser utilizadas como apoyo en el diagnóstico y seguimiento de pacientes con enfermedades pulmonares sin un costo elevado y de manera no invasiva.

REFERENCIAS

[1]. T. Gjlrup, P. M. Bugge, A. M. Jensen, "Interobserver variation in assessment of respiratory signs. Physicians' guesses as to inter observer variation", *Acta Med Scand.*, vol. 216, pp. 61-6, 1984.

APÉNDICE 1

**RESULTADOS DE LA AUSCULTACIÓN PULMONAR E IMÁGENES PROMEDIO
INSPIRATORIAS DE LOS 12 SUJETOS**

A continuación se presentan las anotaciones hechas por los médicos al auscultar a los doce sujetos respirando a un flujo de 1.5 L/s. El estudio consistió en que los médicos indicaran si el sonido en la posición auscultada era aumentado, normal, disminuido o abolido (no existente). Además se evaluaron las similitudes entre ápices (2 vs 4), bases (17 vs. 19), hemitórax izquierdo (2 vs.17) y hemitórax derecho (4 vs.19). Adicionalmente se presentan las imágenes acústicas inspiratorias promedio a los tres flujos (1.0, 1.5 y 2).

LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: Sujeto 1

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

Médico 1 2 < 17 4 < 19 2 = 4 17 > 19

Médico 2 2 < 17 4 = 19 2 = 4 17 > 19

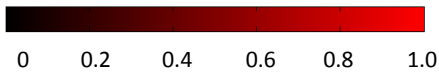
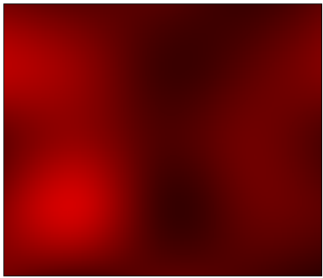


INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA

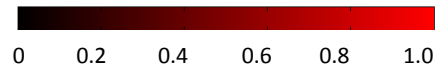
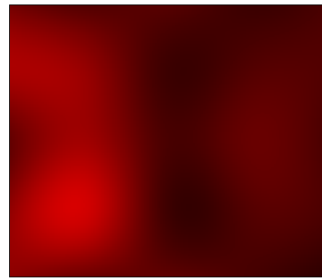
ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA

Sujeto 1 Imágenes promedio

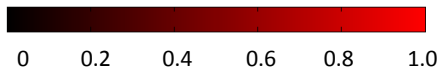
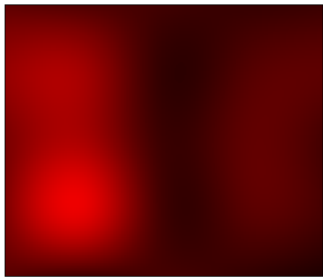
1.023 ± 0.012



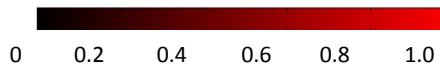
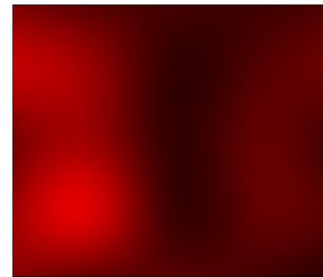
0.98 ± 0.013



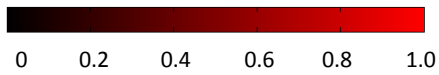
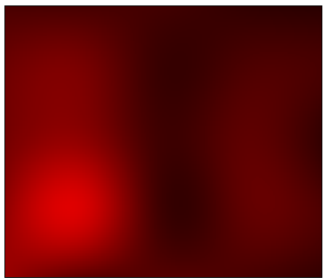
1.36 ± 0.015



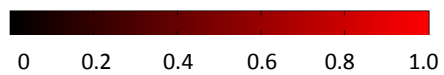
1.40 ± 0.018



1.98 ± 0.027



2.28 ± 0.029



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 2**

FORMATO DE CARA POSTERIOR

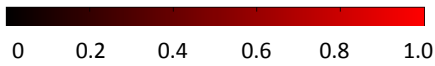
	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
1					
6					
11					
16					
21					

	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 ≤ 19
	Médico 2	2 17	4 19	2 4	17 19

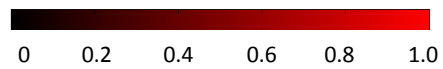
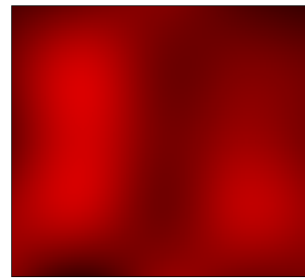
INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA
 ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA

Sujeto 2 Imágenes promedio

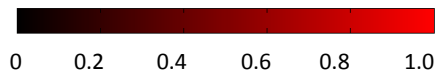
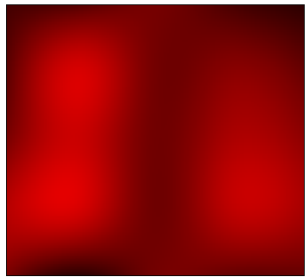
1.023 ± 0.012



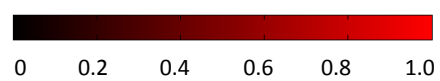
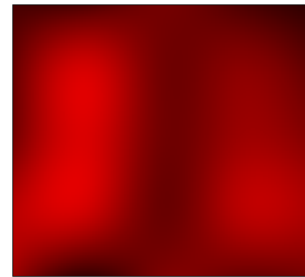
1.027 ± 0.016



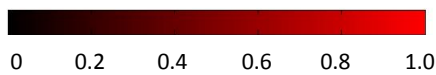
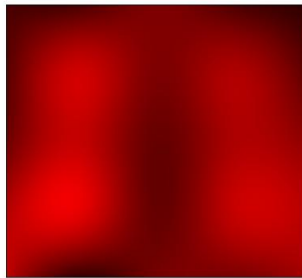
1.50 ± 0.026



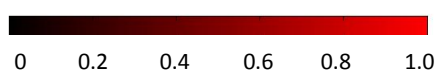
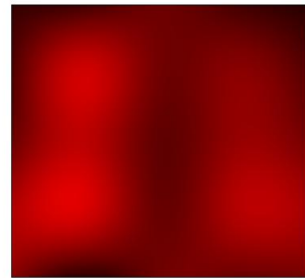
1.59 ± 0.022



2.03 ± 0.026



1.99 ± 0.024



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 3**

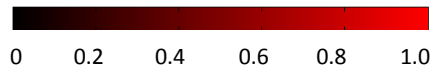
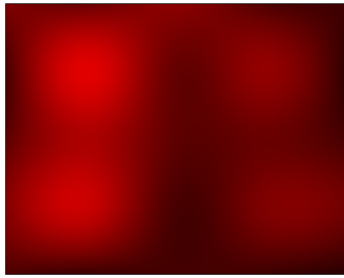
	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 ≤ 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 > 4	17 = 19

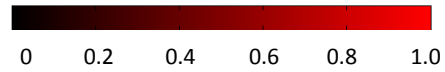
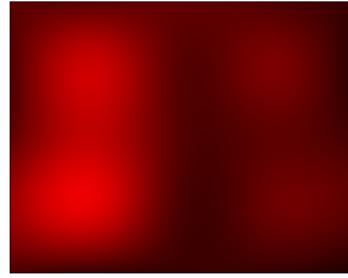
INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA
 ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA

Sujeto 3 Imágenes promedio

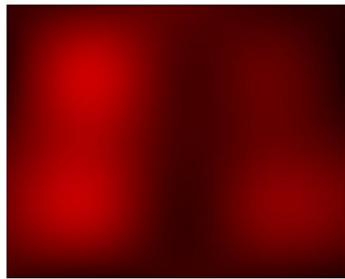
0.86 ± 0.012



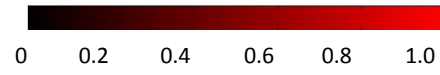
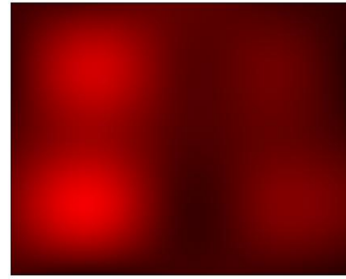
0.98 ± 0.028



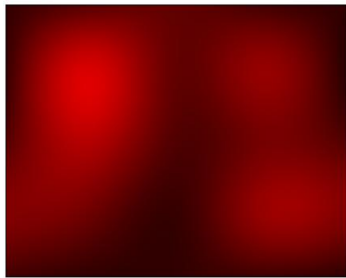
1.45 ± 0.035



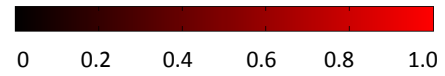
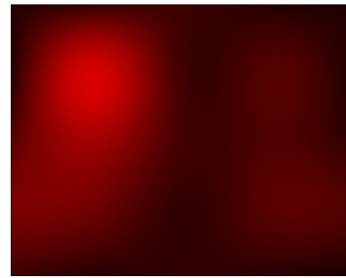
1.28 ± 0.050



1.92 ± 0.069



1.93 ± 0.056



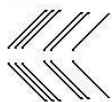
LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 4**

FORMATO DE CARA POSTERIOR

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
1					
6					
11					
16					
21					

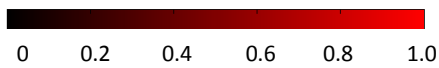
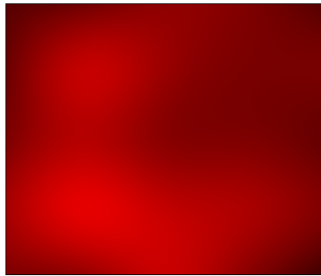
Médico 1 2 < 17 4 < 19 2 < 4 17 = 19



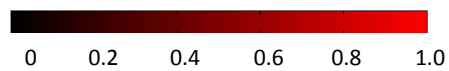
INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA
 ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA

Sujeto 4 Imágenes promedio

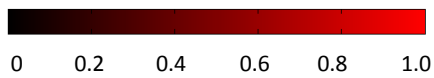
0.86 ± 0.018



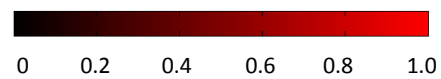
0.98 ± 0.015



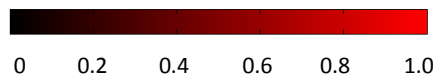
1.40 ± 0.025



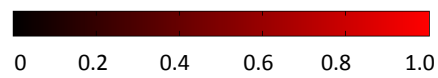
1.40 ± 0.023



1.91 ± 0.039

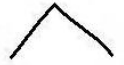

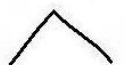


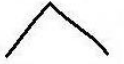





















1.97 ± 0.015

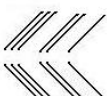
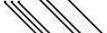


LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: Sujeto 5

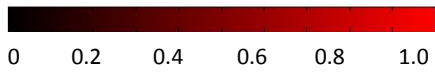
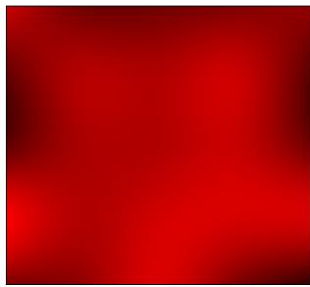
	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1 	2 	3 	4 	5 
	6 	7 	8 	9 	10 
	11 	12 	13 	14 	15 
	16 	17 	18 	19 	20 
	21 	22 	23 	24 	25 

Médico 1 2 < 17 4 < 19 2 < 4 17 = 19

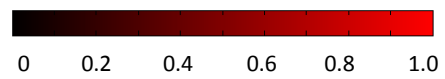
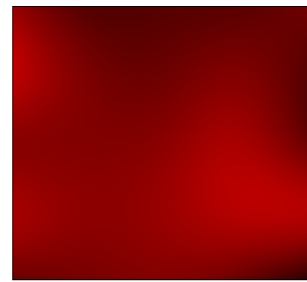

 INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA

 ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA

Sujeto 5 Imágenes promedio

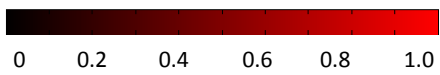
0.91 ± 0.010



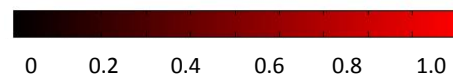
0.89 ± 0.013



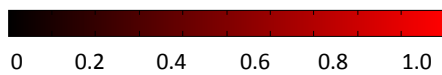
1.27 ± 0.018



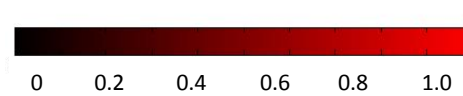
1.41 ± 0.026



1.66 ± 0.034



1.69 ± 0.016



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 6**

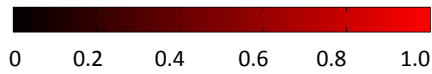
	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 > 4	17 > 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 > 4	17 > 19

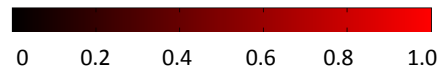
INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA
 ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA

Sujeto 6 Imágenes promedio

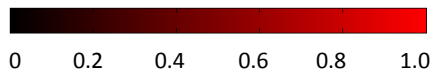
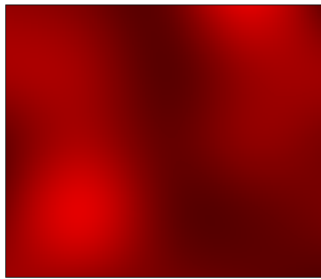
0.97 ± 0.022



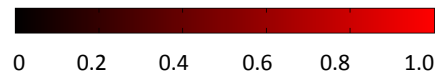
0.98 ± 0.016



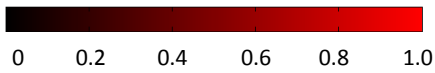
1.38 ± 0.016



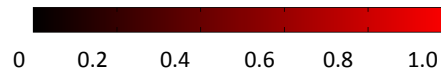
1.45 ± 0.027



2.09 ± 0.066



2.00 ± 0.020



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

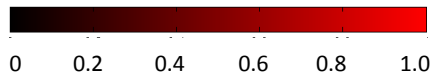
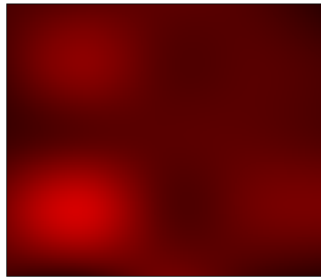
Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 7**

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

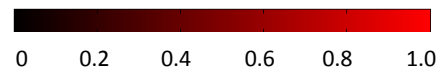
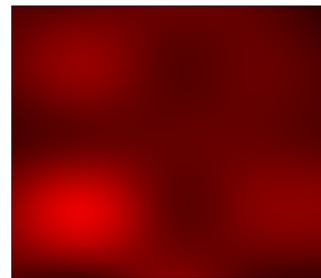
	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 ≤ 4	17 ≤ 19
	Médico 2	2 < 17	4 = 19	2 = 4	17 < 19
		INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA			
		ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA			

Sujeto 7 Imágenes promedio

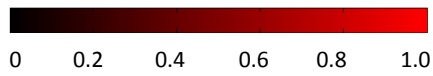
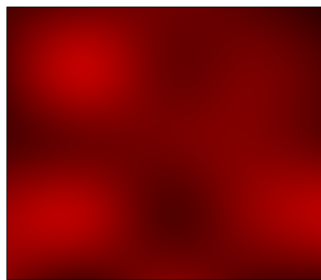
1.06 ± 0.013



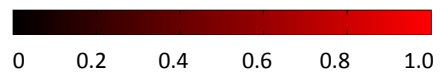
1.10 ± 0.009



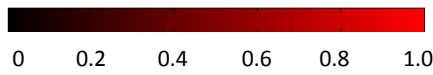
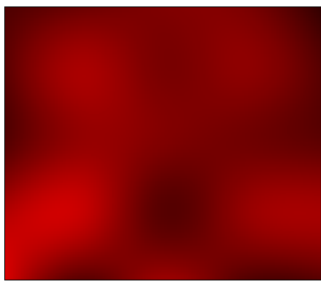
1.36 ± 0.013



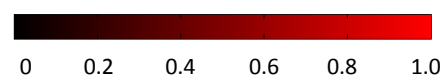
1.43 ± 0.015



2.00 ± 0.026



1.69 ± 0.012



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 8**

FORMATO DE CARA POSTERIOR

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
1		2	3	4	5
6		7	8	9	10
11		12	13	14	15
16		17	18	19	20
21		22	23	24	25

Médico 1 2 < 17 4 < 19 2 = 4 17 = 19

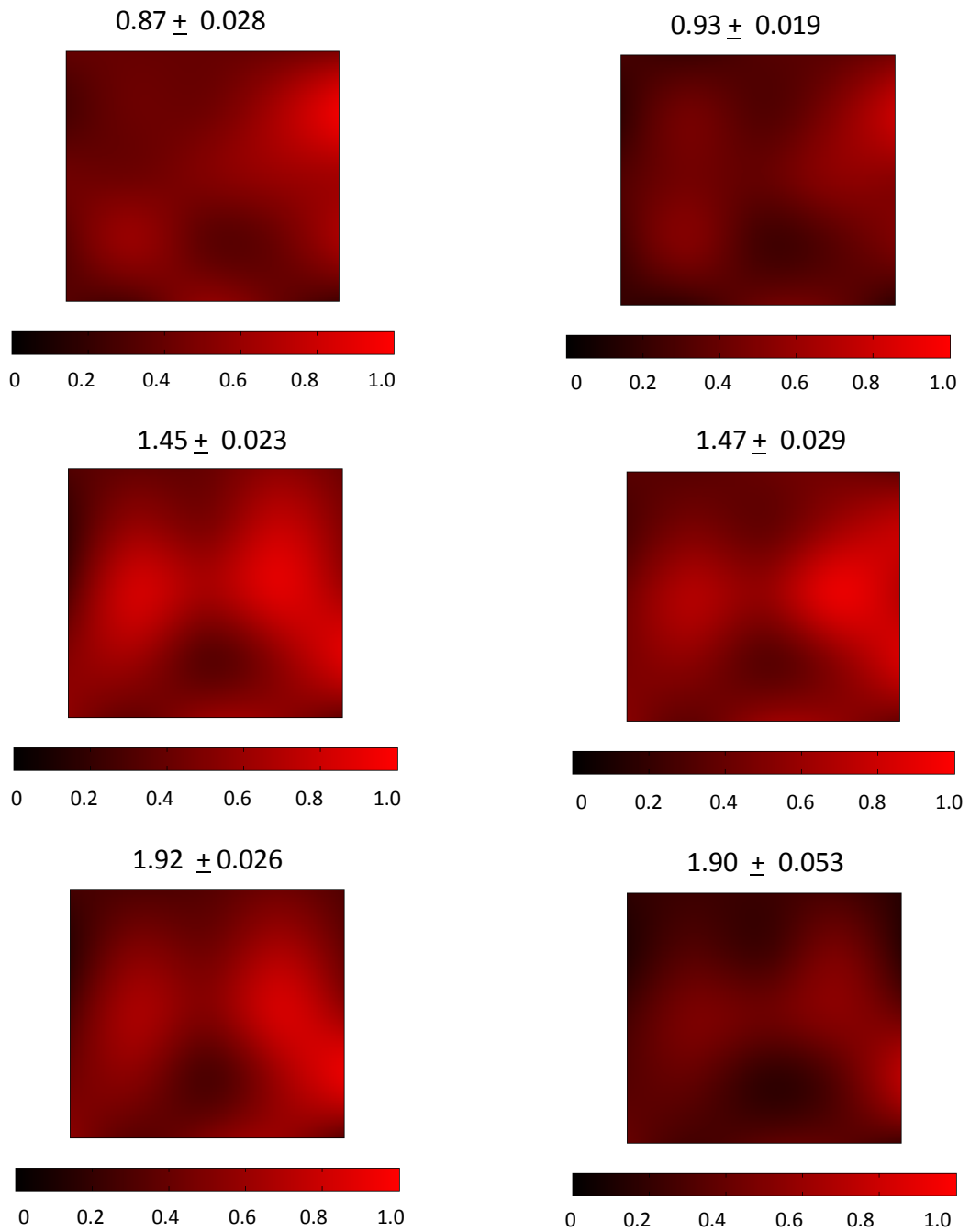
Médico 2 2 17 4 19 2 4 17 19



INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA

ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUÍDA Y ABOLIDA

Sujeto 8 Imágenes promedio



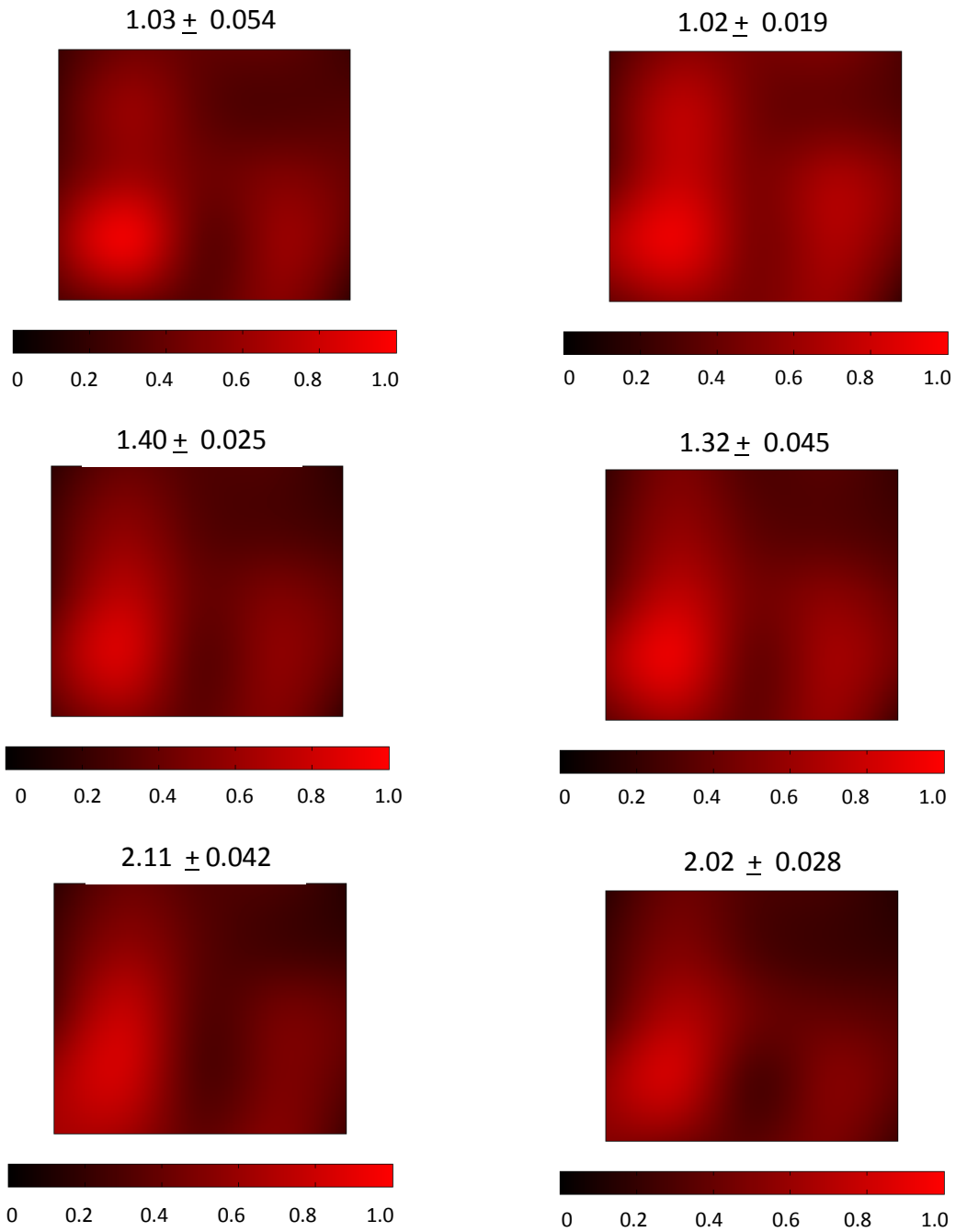
LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 9**

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 > 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				
	ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				

Sujeto 9 Imágenes promedio



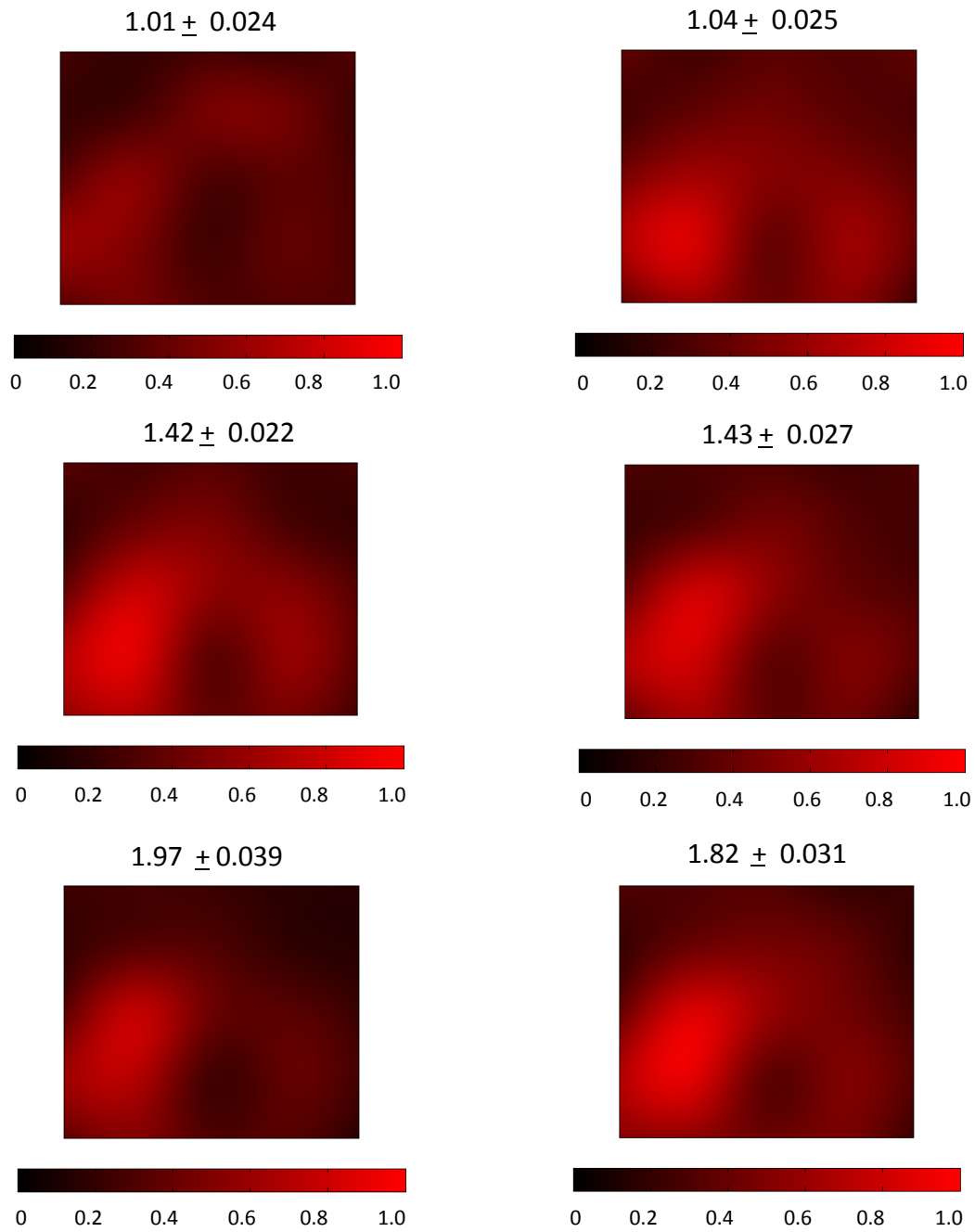
LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 10**

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				
	ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				

Sujeto 10 Imágenes promedio



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

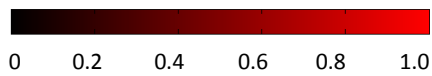
Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 11**

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

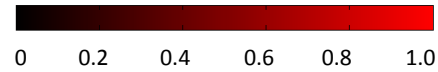
	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
		INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA			
		ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA			

Sujeto 11 Imágenes promedio

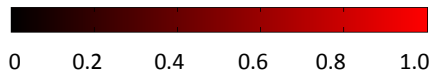
1.05 ± 0.021



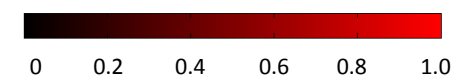
1.02 ± 0.015



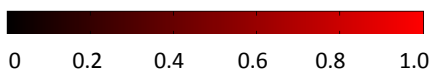
1.56 ± 0.023



1.53 ± 0.025



1.85 ± 0.026



1.91 ± 0.052



LABORATORIO DE ACÚSTICA RESPIRATORIA

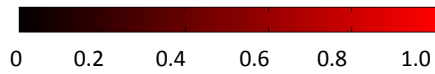
Reporte de auscultación clínica del paciente: **Sujeto 12**

	PLX	PLC	PM	PRC	PRX
FORMATO DE CARA POSTERIOR	1	2	3	4	5
	6	7	8	9	10
	11	12	13	14	15
	16	17	18	19	20
	21	22	23	24	25

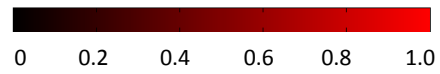
	Médico 1	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	Médico 2	2 < 17	4 < 19	2 = 4	17 = 19
	INSPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				
	ESPIRACION DE INTENSIDAD AUMENTADA, NORMAL, DISMINUIDA Y ABOLIDA				

Sujeto 12 Imágenes promedio

1.03 ± 0.029



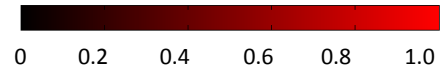
1.00 ± 0.024



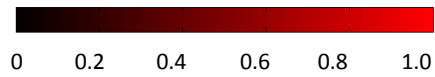
1.38 ± 0.016



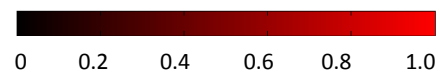
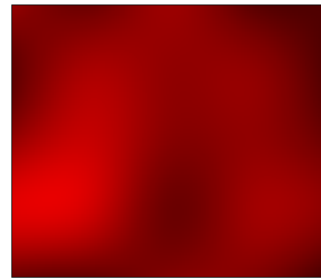
1.48 ± 0.015



1.97 ± 0.041



2.02 ± 0.029



APÉNDICE 2

**RESULTADOS DE LA MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO (Ics) AL
DIVIDIR LAS IMÁGENES ACÚSTICAS EN 16 SUB IMÁGENES**

MEDIDA DE SIMILITUD INTRA SUJETO (Ics) AL DIVIDIR LAS IMÁGENES ACÚSTICAS EN 16 SUB IMÁGENES

1. TABLAS POR SUJETO A UN FLUJO RESPIRATORIO DE 1.0 L/s

Sub imagen	Sujeto 1 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.97	0.96	0.99	0.98	0.95
	2	1.00	0.89	0.90	0.91	0.93	
2	1	1.00	0.98	0.97	0.97	0.98	0.96
	2	1.00	0.92	0.92	0.95	0.95	
3	1	1.00	0.95	0.92	0.95	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.94	0.97	0.97	
4	1	1.00	0.88	0.89	0.89	0.92	0.93
	2	1.00	0.91	0.99	0.91	0.95	
5	1	1.00	0.88	0.94	0.97	0.95	0.93
	2	1.00	0.91	0.87	0.91	0.92	
6	1	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.92	0.91	0.93	0.94	
7	1	1.00	0.92	0.94	0.97	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.95	0.96	0.97	
8	1	1.00	0.96	0.96	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.93	0.97	0.98	0.97	
9	1	1.00	0.91	0.91	0.90	0.93	0.94
	2	1.00	0.97	0.91	0.94	0.95	
10	1	1.00	1.00	0.99	0.99	1.00	0.96
	2	1.00	0.89	0.93	0.88	0.93	
11	1	1.00	0.92	0.93	0.93	0.95	0.95
	2	1.00	0.93	0.95	0.97	0.96	
12	1	1.00	0.95	0.96	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.89	1.01	0.98	0.97	
13	1	1.00	0.95	0.98	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.91	1.00	0.97	
14	1	1.00	1.00	0.97	0.97	0.99	0.98
	2	1.00	0.97	0.98	0.96	0.98	
15	1	1.00	0.97	0.94	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.99	0.93	0.93	0.96	
16	1	1.00	0.93	0.91	0.94	0.95	0.95
	2	1.00	0.92	0.95	0.92	0.95	

Sub imagen	Sujeto 2 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.98	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.97	0.93	0.93	0.95	
2	1	1.00	0.98	1.00	0.99	1.00	0.99
	2	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	
3	1	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	1.01	0.98	1.00	
4	1	1.00	0.97	0.93	0.93	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	
5	1	1.00	0.92	0.95	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.95	0.98	0.97	0.98	
6	1	1.00	0.93	0.97	0.92	0.96	0.96
	2	1.00	0.98	0.93	0.93	0.96	
7	1	1.00	0.91	0.91	0.89	0.93	0.95
	2	1.00	0.90	0.98	0.99	0.97	
8	1	1.00	0.96	0.95	0.97	0.97	0.96
	2	1.00	0.91	0.94	0.91	0.94	
9	1	1.00	0.89	0.89	0.95	0.93	0.95
	2	1.00	0.96	0.95	0.97	0.97	
10	1	1.00	0.90	0.98	0.99	0.97	0.95
	2	1.00	0.89	0.89	0.95	0.93	
11	1	1.00	0.91	0.94	0.91	0.94	0.95
	2	1.00	0.93	0.97	0.92	0.96	
12	1	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	0.99
	2	1.00	0.98	1.01	0.99	1.00	
13	1	1.00	1.00	1.01	0.98	1.00	0.96
	2	1.00	0.91	0.91	0.89	0.93	
14	1	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.92	0.95	0.95	0.96	
15	1	1.00	0.95	0.98	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	
16	1	1.00	0.98	0.93	0.93	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	0.99	0.99	

Sub imagen	Sujeto 3 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.92	0.93	0.96	0.95	0.95
	2	1.00	0.92	0.97	0.93	0.96	
2	1	1.00	0.92	0.91	0.93	0.94	0.96
	2	1.00	0.98	0.99	0.97	0.99	
3	1	1.00	0.94	0.95	0.92	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.95	0.98	0.97	
4	1	1.00	0.94	0.98	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.98	0.94	0.99	0.98	
5	1	1.00	0.98	0.92	0.91	0.95	0.96
	2	1.00	0.98	0.99	0.92	0.97	
6	1	1.00	0.98	0.91	0.96	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.97	0.92	0.97	
7	1	1.00	1.00	0.97	0.98	0.99	0.97
	2	1.00	0.94	0.94	0.92	0.95	
8	1	1.00	0.93	0.97	0.92	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.97	0.96	0.97	
9	1	1.00	0.92	0.90	0.89	0.93	0.94
	2	1.00	0.93	0.93	0.98	0.96	
10	1	1.00	0.96	0.91	0.95	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	0.96	0.98	
11	1	1.00	0.98	0.98	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.92	0.97	0.91	0.95	
12	1	1.00	0.89	0.93	0.90	0.93	0.95
	2	1.00	0.98	0.96	0.96	0.98	
13	1	1.00	0.98	0.98	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	0.97	0.97	0.94	0.97	
14	1	1.00	0.98	1.00	1.00	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.96	1.00	0.99	
15	1	1.00	0.98	0.98	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.95	0.95	0.97	
16	1	1.00	0.92	0.98	0.92	0.95	0.96
	2	1.00	0.96	0.99	0.92	0.97	

Sub imagen	Sujeto 4 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.95	0.96	0.97	
2	1	1.00	0.96	0.92	0.94	0.95	0.95
	2	1.00	0.95	0.91	0.93	0.95	
3	1	1.00	0.96	0.93	0.88	0.94	0.94
	2	1.00	0.93	0.90	0.92	0.94	
4	1	1.00	0.97	0.98	0.95	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.96	0.96	0.97	
5	1	1.00	0.91	0.98	0.92	0.95	0.94
	2	1.00	0.94	0.85	0.90	0.92	
6	1	1.00	0.91	0.95	0.95	0.95	0.95
	2	1.00	0.93	0.90	0.96	0.95	
7	1	1.00	0.93	0.95	0.98	0.97	0.95
	2	1.00	0.95	0.91	0.88	0.94	
8	1	1.00	0.98	0.97	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.94	0.96	0.95	0.96	
9	1	1.00	0.84	0.92	0.95	0.93	0.95
	2	1.00	0.95	0.96	0.96	0.97	
10	1	1.00	0.86	0.90	0.92	0.92	0.93
	2	1.00	0.91	0.91	0.95	0.94	
11	1	1.00	0.97	0.95	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.92	0.95	0.91	0.95	
12	1	1.00	0.93	0.99	0.91	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.95	0.92	0.96	
13	1	1.00	0.89	0.95	0.95	0.95	0.97
	2	1.00	0.97	0.99	0.98	0.98	
14	1	1.00	0.90	0.97	0.96	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.95	0.96	0.97	
15	1	1.00	0.93	0.88	0.88	0.92	0.93
	2	1.00	0.91	0.94	0.90	0.94	
16	1	1.00	0.96	0.99	0.97	0.98	0.99
	2	1.00	0.99	1.00	0.98	0.99	

Sub imagen	Sujeto 5 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.95	0.93	0.96	0.96	0.95
	2	1.00	0.92	0.92	0.87	0.93	
2	1	1.00	0.91	0.97	0.91	0.95	0.93
	2	1.00	0.89	0.86	0.89	0.91	
3	1	1.00	0.99	0.94	0.95	0.97	0.95
	2	1.00	0.86	0.92	0.91	0.93	
4	1	1.00	0.96	0.96	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.97	0.98	0.98	
5	1	1.00	0.95	1.00	0.95	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.96	0.99	
6	1	1.00	0.97	0.99	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.98	0.98	0.98	
7	1	1.00	0.99	0.90	0.94	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	0.99	0.98	0.98	
8	1	1.00	0.93	0.95	0.98	0.97	0.96
	2	1.00	0.98	0.95	0.89	0.96	
9	1	1.00	0.94	0.94	0.92	0.95	0.95
	2	1.00	0.96	0.90	0.95	0.95	
10	1	1.00	0.91	0.89	0.89	0.92	0.93
	2	1.00	0.93	0.90	0.90	0.93	
11	1	1.00	0.94	0.86	0.94	0.94	0.95
	2	1.00	1.00	0.93	0.95	0.97	
12	1	1.00	0.92	0.91	0.92	0.94	0.94
	2	1.00	0.95	0.91	0.94	0.95	
13	1	1.00	0.99	0.95	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.95	0.97	0.99	0.98	
14	1	1.00	0.97	0.92	0.92	0.95	0.95
	2	1.00	0.97	0.90	0.91	0.95	
15	1	1.00	0.97	0.98	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.89	0.94	0.95	
16	1	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	0.95
	2	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	

Sub imagen	Sujeto 6 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.92	0.91	0.94	0.94	0.93
	2	1.00	0.90	0.86	0.88	0.91	
2	1	1.00	0.90	0.88	0.92	0.92	0.95
	2	1.00	0.97	0.96	0.98	0.98	
3	1	1.00	0.93	0.89	0.91	0.93	0.94
	2	1.00	0.93	0.92	0.93	0.94	
4	1	1.00	0.84	0.88	0.86	0.90	0.94
	2	1.00	0.98	0.97	0.98	0.98	
5	1	1.00	0.91	0.90	0.93	0.94	0.95
	2	1.00	0.96	0.98	0.95	0.97	
6	1	1.00	0.89	0.96	0.95	0.95	0.94
	2	1.00	0.88	0.86	0.94	0.92	
7	1	1.00	0.96	0.96	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.90	0.92	0.97	0.95	
8	1	1.00	0.87	0.86	0.87	0.90	0.93
	2	1.00	0.97	0.96	0.93	0.96	
9	1	1.00	0.96	0.95	1.00	0.98	0.96
	2	1.00	0.94	0.90	0.90	0.94	
10	1	1.00	0.99	0.99	1.00	1.00	0.96
	2	1.00	0.93	0.87	0.93	0.93	
11	1	1.00	0.93	0.93	0.91	0.94	0.96
	2	1.00	0.95	0.98	0.97	0.98	
12	1	1.00	0.93	0.92	0.93	0.95	0.95
	2	1.00	0.93	0.90	0.96	0.95	
13	1	1.00	0.98	0.95	0.93	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	
14	1	1.00	0.93	0.94	0.94	0.95	0.96
	2	1.00	0.98	0.97	0.94	0.97	
15	1	1.00	0.95	0.93	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.99	0.98	0.98	
16	1	1.00	0.88	0.87	0.89	0.91	0.95
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	

Sub imagen	Sujeto 7 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.94	0.96	0.96	0.96	0.95
	2	1.00	0.88	0.96	0.94	0.95	
2	1	1.00	0.95	0.93	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.98	0.96	0.98	0.98	
3	1	1.00	0.95	0.92	0.92	0.95	0.94
	2	1.00	0.91	0.95	0.89	0.94	
4	1	1.00	0.94	0.94	0.93	0.95	0.96
	2	1.00	0.93	1.00	0.99	0.98	
5	1	1.00	0.99	0.98	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.90	0.95	0.91	0.94	
6	1	1.00	0.97	0.98	0.99	0.99	0.96
	2	1.00	0.95	0.89	0.93	0.94	
7	1	1.00	0.93	0.94	0.96	0.96	0.96
	2	1.00	0.94	0.95	0.92	0.95	
8	1	1.00	0.95	0.92	0.95	0.95	0.96
	2	1.00	0.90	0.96	0.96	0.96	
9	1	1.00	1.00	0.91	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.98	0.98	0.96	0.98	
10	1	1.00	0.94	0.92	0.97	0.96	0.96
	2	1.00	0.97	0.96	0.94	0.97	
11	1	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.98	0.96	0.96	0.98	
12	1	1.00	0.94	0.94	0.95	0.96	0.96
	2	1.00	0.97	0.95	0.92	0.96	
13	1	1.00	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99
	2	1.00	0.97	0.98	0.99	0.99	
14	1	1.00	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	0.95	0.99	0.99	0.98	
15	1	1.00	0.97	0.96	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.94	0.97	0.97	
16	1	1.00	0.95	0.99	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.99	0.99	0.92	0.98	

Sub imagen	Sujeto 8 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.84	0.84	0.84	0.88	0.93
	2	1.00	0.95	0.97	0.99	0.98	
2	1	1.00	0.92	0.89	0.88	0.92	0.92
	2	1.00	0.87	0.92	0.92	0.93	
3	1	1.00	0.93	0.97	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.90	0.97	0.96	
4	1	1.00	0.96	0.96	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.94	0.91	0.95	
5	1	1.00	0.96	0.97	0.96	0.97	0.96
	2	1.00	0.86	0.93	0.98	0.94	
6	1	1.00	0.95	0.94	0.94	0.96	0.95
	2	1.00	0.89	0.91	0.93	0.93	
7	1	1.00	0.93	0.96	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.99	0.98	
8	1	1.00	0.89	0.92	0.95	0.94	0.92
	2	1.00	0.87	0.84	0.87	0.90	
9	1	1.00	1.00	1.00	0.97	0.99	0.97
	2	1.00	0.91	0.92	0.92	0.94	
10	1	1.00	0.96	0.95	0.94	0.96	0.95
	2	1.00	0.95	0.92	0.93	0.95	
11	1	1.00	0.89	0.89	0.85	0.91	0.94
	2	1.00	0.97	0.94	1.00	0.98	
12	1	1.00	0.97	0.98	0.93	0.97	0.94
	2	1.00	0.88	0.86	0.95	0.92	
13	1	1.00	0.96	0.93	0.99	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.99	1.00	0.99	
14	1	1.00	0.98	0.97	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.95	0.96	0.96	
15	1	1.00	0.97	0.98	0.91	0.97	0.96
	2	1.00	0.96	0.96	0.93	0.96	
16	1	1.00	0.98	0.98	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.94	0.97	0.97	

Sub imagen	Sujeto 9 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.97	0.99	0.95	0.98	0.96
	2	1.00	0.88	0.92	0.94	0.93	
2	1	1.00	0.86	0.97	0.99	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.93	1.00	0.97	
3	1	1.00	0.94	0.99	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.95	0.92	0.91	0.94	
4	1	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.96	0.92	0.92	0.95	
5	1	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	0.96
	2	1.00	0.91	0.94	0.91	0.94	
6	1	1.00	0.90	1.00	0.96	0.97	0.95
	2	1.00	0.89	0.89	0.91	0.93	
7	1	1.00	0.89	0.97	0.97	0.96	0.96
	2	1.00	0.99	0.90	0.95	0.96	
8	1	1.00	0.92	0.92	0.99	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.92	0.96	0.96	
9	1	1.00	0.92	0.96	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	0.93	0.95	1.00	0.97	
10	1	1.00	0.91	0.95	0.97	0.96	0.95
	2	1.00	0.91	0.90	0.96	0.94	
11	1	1.00	0.99	0.97	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.91	0.97	0.94	0.95	
12	1	1.00	0.98	0.98	0.98	0.99	0.96
	2	1.00	0.89	0.96	0.91	0.94	
13	1	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	0.98	0.96	1.00	0.98	
14	1	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.98	0.91	0.99	0.97	
15	1	1.00	0.94	0.96	0.93	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.96	0.95	0.97	
16	1	1.00	0.94	0.96	0.97	0.97	0.96
	2	1.00	0.92	0.97	0.95	0.96	

Sub imagen	Sujeto 10 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	
2	1	1.00	0.98	0.98	0.90	0.97	0.95
	2	1.00	0.91	0.91	0.95	0.94	
3	1	1.00	0.93	0.97	0.93	0.96	0.96
	2	1.00	0.98	0.93	0.95	0.96	
4	1	1.00	1.00	0.96	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.98	0.98	0.98	0.99	
5	1	1.00	0.96	0.98	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.98	0.94	0.96	
6	1	1.00	0.97	0.91	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.95	0.97	0.97	0.97	
7	1	1.00	1.00	0.99	1.00	1.00	0.99
	2	1.00	0.96	0.99	0.98	0.98	
8	1	1.00	0.88	0.89	0.87	0.91	0.93
	2	1.00	0.93	0.91	0.96	0.95	
9	1	1.00	0.93	0.94	0.93	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	1.00	0.99	
10	1	1.00	0.95	0.96	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	0.94	0.99	0.92	0.96	
11	1	1.00	0.96	0.90	0.89	0.94	0.93
	2	1.00	0.90	0.91	0.90	0.93	
12	1	1.00	0.91	0.99	0.91	0.95	0.95
	2	1.00	0.92	0.92	0.96	0.95	
13	1	1.00	0.92	0.94	0.98	0.96	0.97
	2	1.00	0.95	0.99	0.95	0.97	
14	1	1.00	0.95	0.99	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.99	0.98	0.98	
15	1	1.00	1.00	0.96	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.94	0.93	0.96	
16	1	1.00	0.92	0.93	0.98	0.96	0.96
	2	1.00	0.99	0.97	0.92	0.97	

Sub imagen	Sujeto 11 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.91	0.93	0.98	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.94	0.92	0.96	
2	1	1.00	0.95	0.96	0.96	0.97	0.96
	2	1.00	0.95	0.96	0.94	0.96	
3	1	1.00	0.92	0.93	0.93	0.94	0.96
	2	1.00	0.98	0.96	0.99	0.98	
4	1	1.00	0.89	0.88	0.90	0.92	0.94
	2	1.00	0.97	0.94	0.98	0.97	
5	1	1.00	0.99	1.00	0.95	0.98	0.98
	2	1.00	0.97	0.97	0.96	0.97	
6	1	1.00	0.98	0.94	0.92	0.96	0.97
	2	1.00	0.94	0.96	0.99	0.97	
7	1	1.00	0.88	0.97	0.96	0.95	0.95
	2	1.00	0.93	0.89	0.95	0.94	
8	1	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	0.99
	2	1.00	1.00	1.00	0.97	0.99	
9	1	1.00	0.97	1.00	0.94	0.98	0.99
	2	1.00	1.00	0.99	0.98	0.99	
10	1	1.00	0.98	0.92	0.99	0.97	0.96
	2	1.00	0.93	0.94	0.91	0.95	
11	1	1.00	0.91	0.94	0.96	0.95	0.97
	2	1.00	0.95	0.98	0.99	0.98	
12	1	1.00	0.91	0.94	0.92	0.94	0.95
	2	1.00	0.91	0.93	0.99	0.96	
13	1	1.00	0.97	0.96	0.97	0.98	0.95
	2	1.00	0.90	0.90	0.92	0.93	
14	1	1.00	0.94	0.99	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.92	0.97	
15	1	1.00	0.92	0.87	0.95	0.94	0.94
	2	1.00	0.91	0.95	0.92	0.95	
16	1	1.00	0.95	0.89	0.95	0.95	0.93
	2	1.00	0.84	0.94	0.88	0.92	

Sub imagen	Sujeto 12 a 1.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.90	1.00	0.91	0.95	0.94
	2	1.00	0.96	0.86	0.88	0.93	
2	1	1.00	0.96	0.94	0.99	0.97	0.98
	2	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	
3	1	1.00	0.98	0.95	0.97	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	1.00	0.98	0.99	
4	1	1.00	0.95	0.91	0.92	0.95	0.94
	2	1.00	0.90	0.94	0.88	0.93	
5	1	1.00	0.95	0.96	0.90	0.95	0.95
	2	1.00	0.93	0.93	0.92	0.94	
6	1	1.00	0.93	0.96	0.94	0.96	0.96
	2	1.00	0.94	0.94	0.96	0.96	
7	1	1.00	0.88	0.88	0.91	0.92	0.93
	2	1.00	0.88	0.94	0.99	0.95	
8	1	1.00	0.96	0.94	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.95	0.99	0.98	0.98	
9	1	1.00	0.96	0.96	0.92	0.96	0.95
	2	1.00	0.91	0.96	0.92	0.95	
10	1	1.00	0.96	0.92	0.94	0.95	0.95
	2	1.00	0.95	0.93	0.92	0.95	
11	1	1.00	0.91	0.95	0.96	0.95	0.94
	2	1.00	0.93	0.89	0.89	0.93	
12	1	1.00	0.88	0.93	0.99	0.95	0.93
	2	1.00	0.89	0.88	0.86	0.91	
13	1	1.00	0.96	0.97	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.95	0.92	0.96	
14	1	1.00	0.95	0.94	0.97	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.96	0.97	
15	1	1.00	0.98	0.94	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.93	0.95	0.96	0.96	
16	1	1.00	0.96	0.99	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.97	0.97	0.98	

2. TABLAS POR SUJETO A UN FLUJO RESPIRATORIO DE 1.5 L/s

Sub imagen	Sujeto 1 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.98	0.92	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.99	0.91	0.97	
2	1	1.00	0.97	0.97	0.98	0.98	0.99
	2	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	
3	1	1.00	0.98	0.97	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.92	0.89	0.94	0.94	
4	1	1.00	0.95	0.93	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	0.92	0.97	
5	1	1.00	0.93	0.97	0.94	0.96	0.96
	2	1.00	1.00	0.92	0.89	0.95	
6	1	1.00	0.97	0.99	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.98	0.97	0.98	0.98	
7	1	1.00	0.98	0.97	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.95	0.94	1.00	0.97	
8	1	1.00	0.98	0.96	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.97	0.94	0.98	0.97	
9	1	1.00	0.96	0.98	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.99	0.91	0.90	0.95	
10	1	1.00	1.01	0.94	1.00	0.99	0.99
	2	1.00	0.94	0.99	1.02	0.99	
11	1	1.00	0.98	0.97	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.94	0.96	0.98	0.97	
12	1	1.00	0.96	0.97	0.97	0.97	0.98
	2	1.00	0.96	0.98	0.99	0.98	
13	1	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	0.96
	2	1.00	0.91	0.96	0.93	0.95	
14	1	1.00	0.98	0.98	0.93	0.97	0.98
	2	1.00	1.00	1.00	0.96	1.00	
15	1	1.00	0.97	0.98	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.98	0.95	0.97	
16	1	1.00	0.98	0.99	0.95	0.98	0.98
	2	1.00	0.97	0.95	1.00	0.98	

Sub imagen	Sujeto 2 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.97	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.99	0.94	0.95	0.97	
2	1	1.00	0.99	0.93	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.99	0.93	0.94	0.97	
3	1	1.00	0.96	0.96	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.93	0.93	0.95	
4	1	1.00	0.94	0.92	0.93	0.95	0.97
	2	1.00	1.00	0.97	1.00	0.99	
5	1	1.00	0.92	0.93	0.96	0.95	0.94
	2	1.00	0.93	0.91	0.92	0.94	
6	1	1.00	0.97	0.95	0.92	0.96	0.95
	2	1.00	0.94	0.91	0.92	0.94	
7	1	1.00	0.97	0.91	0.92	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.95	0.96	0.96	
8	1	1.00	0.92	0.88	0.91	0.93	0.95
	2	1.00	0.98	0.92	0.97	0.97	
9	1	1.00	0.96	0.97	0.95	0.97	0.95
	2	1.00	0.96	0.88	0.91	0.94	
10	1	1.00	1.00	0.93	0.90	0.96	0.95
	2	1.00	0.95	0.93	0.89	0.94	
11	1	1.00	0.92	0.92	0.89	0.93	0.95
	2	1.00	0.98	0.97	0.95	0.97	
12	1	1.00	0.89	0.88	0.89	0.91	0.93
	2	1.00	0.96	0.85	1.00	0.95	
13	1	1.00	0.94	1.00	0.96	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.95	0.98	0.97	
14	1	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.95	0.97	0.97	0.97	
15	1	1.00	0.99	0.94	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.96	0.93	0.96	
16	1	1.00	1.00	0.95	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	0.93	1.00	0.96	

Sub imagen	Sujeto 3 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.99	0.98	0.99	0.99
	2	1.00	0.99	0.98	0.96	0.98	
2	1	1.00	0.98	0.98	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.94	0.94	0.96	
3	1	1.00	0.91	0.93	0.94	0.94	0.96
	2	1.00	0.95	0.97	0.98	0.98	
4	1	1.00	0.96	0.97	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.93	0.99	0.97	
5	1	1.00	0.97	0.98	0.99	0.98	0.96
	2	1.00	0.95	0.91	0.91	0.94	
6	1	1.00	0.95	0.98	0.96	0.97	0.95
	2	1.00	0.92	0.90	0.92	0.94	
7	1	1.00	0.87	0.89	0.91	0.92	0.93
	2	1.00	0.90	0.95	0.90	0.94	
8	1	1.00	0.92	0.91	0.93	0.94	0.96
	2	1.00	0.96	0.97	1.00	0.98	
9	1	1.00	0.96	0.98	0.93	0.97	0.96
	2	1.00	0.92	0.91	0.99	0.96	
10	1	1.00	0.97	0.99	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.95	0.98	
11	1	1.00	1.00	0.99	0.97	0.99	0.98
	2	1.00	0.93	0.98	0.97	0.97	
12	1	1.00	0.90	0.91	0.90	0.93	0.95
	2	1.00	0.93	0.97	0.96	0.96	
13	1	1.00	0.97	0.99	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.94	0.97	0.97	
14	1	1.00	0.98	1.00	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	
15	1	1.00	0.98	0.98	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.93	0.97	0.99	0.97	
16	1	1.00	0.93	0.96	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	0.93	0.97	1.00	0.97	

Sub imagen	Sujeto 4 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.94	0.96	0.96	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	1.00	0.98	0.99	
2	1	1.00	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.94	0.97	0.98	
3	1	1.00	0.94	0.87	0.91	0.93	0.94
	2	1.00	0.96	0.86	0.95	0.94	
4	1	1.00	0.99	0.96	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	1.00	0.94	0.99	0.98	
5	1	1.00	0.92	0.94	0.98	0.96	0.96
	2	1.00	0.93	1.00	0.91	0.96	
6	1	1.00	0.92	0.98	0.98	0.97	0.95
	2	1.00	0.91	0.92	0.88	0.93	
7	1	1.00	0.94	0.93	0.91	0.94	0.93
	2	1.00	0.91	0.89	0.89	0.92	
8	1	1.00	0.98	0.99	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.93	0.97	0.92	0.96	
9	1	1.00	0.91	0.99	0.89	0.95	0.97
	2	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	
10	1	1.00	0.90	0.94	0.98	0.96	0.97
	2	1.00	1.00	0.99	0.99	0.99	
11	1	1.00	0.90	0.95	0.88	0.93	0.94
	2	1.00	0.96	0.90	0.96	0.96	
12	1	1.00	0.98	0.96	1.00	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.97	1.00	0.99	
13	1	1.00	0.84	0.88	0.88	0.90	0.93
	2	1.00	0.95	0.94	0.94	0.96	
14	1	1.00	0.92	0.97	0.99	0.97	0.96
	2	1.00	0.96	0.94	0.93	0.96	
15	1	1.00	0.91	0.93	0.91	0.94	0.95
	2	1.00	0.93	0.96	0.94	0.96	
16	1	1.00	0.96	0.94	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	

Sub imagen	Sujeto 5 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.92	0.94	0.99	0.96	0.97
	2	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	
2	1	1.00	0.96	0.90	0.97	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.94	0.98	0.97	
3	1	1.00	0.90	0.93	0.98	0.95	0.95
	2	1.00	0.97	0.89	0.95	0.95	
4	1	1.00	0.94	0.91	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.93	0.95	0.99	0.97	
5	1	1.00	0.90	0.92	1.00	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	0.99	1.00	0.99	
6	1	1.00	0.98	0.99	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.98	0.93	0.98	0.97	
7	1	1.00	0.91	0.85	0.87	0.91	0.93
	2	1.00	0.94	0.97	0.94	0.96	
8	1	1.00	1.00	0.95	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.98	1.00	0.99	0.99	
9	1	1.00	0.90	0.94	0.95	0.95	0.94
	2	1.00	0.91	0.91	0.95	0.94	
10	1	1.00	0.93	0.90	0.96	0.95	0.94
	2	1.00	0.87	0.93	0.91	0.93	
11	1	1.00	0.90	0.91	0.96	0.94	0.96
	2	1.00	0.97	0.91	0.99	0.97	
12	1	1.00	0.94	0.88	0.98	0.95	0.96
	2	1.00	0.93	0.97	0.97	0.97	
13	1	1.00	0.89	0.91	0.91	0.93	0.94
	2	1.00	0.93	0.93	0.92	0.94	
14	1	1.00	0.88	0.87	0.88	0.91	0.92
	2	1.00	0.86	0.98	0.87	0.93	
15	1	1.00	0.92	0.84	0.96	0.93	0.94
	2	1.00	0.91	0.98	0.89	0.95	
16	1	1.00	0.96	0.96	0.98	0.97	0.98
	2	1.00	0.95	0.98	0.98	0.98	

Sub imagen	Sujeto 6 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.87	0.91	0.89	0.92	0.92
	2	1.00	0.88	0.91	0.87	0.92	
2	1	1.00	0.98	0.98	0.90	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.92	0.99	0.97	
3	1	1.00	0.93	0.94	0.92	0.94	0.93
	2	1.00	0.83	0.88	0.93	0.91	
4	1	1.00	0.96	0.95	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.92	0.98	0.94	0.96	
5	1	1.00	0.96	0.97	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	
6	1	1.00	0.98	0.94	0.92	0.96	0.95
	2	1.00	0.87	0.92	0.97	0.94	
7	1	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	0.94
	2	1.00	0.85	0.87	0.87	0.90	
8	1	1.00	0.88	0.84	0.85	0.89	0.90
	2	1.00	0.87	0.91	0.87	0.91	
9	1	1.00	0.90	0.96	0.96	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.96	0.92	0.96	
10	1	1.00	0.93	0.94	0.99	0.96	0.96
	2	1.00	0.91	0.99	0.89	0.95	
11	1	1.00	0.91	0.91	0.90	0.93	0.92
	2	1.00	0.87	0.91	0.88	0.91	
12	1	1.00	0.99	0.98	0.98	0.99	0.97
	2	1.00	0.98	0.91	0.97	0.96	
13	1	1.00	0.97	0.95	1.00	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	0.99	0.97	0.98	
14	1	1.00	0.94	0.93	0.98	0.96	0.96
	2	1.00	0.93	0.90	0.97	0.95	
15	1	1.00	0.97	0.95	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.94	0.93	0.96	0.96	
16	1	1.00	0.87	0.88	0.88	0.91	0.92
	2	1.00	0.92	0.91	0.94	0.94	

Sub imagen	Sujeto 7 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.93	0.96	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.91	0.98	1.00	0.97	
2	1	1.00	0.97	0.93	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.96	0.95	0.97	
3	1	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	0.92
	2	1.00	0.91	0.88	0.86	0.91	
4	1	1.00	0.96	0.99	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	0.95	0.98	1.00	0.98	
5	1	1.00	0.98	0.95	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.96	0.93	0.95	0.96	
6	1	1.00	0.98	0.98	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.92	0.95	0.93	0.95	
7	1	1.00	0.92	0.89	0.88	0.92	0.95
	2	1.00	0.98	0.99	0.96	0.98	
8	1	1.00	0.93	0.93	1.00	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.96	0.98	
9	1	1.00	0.98	0.94	0.91	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	0.99	0.96	0.98	
10	1	1.00	0.96	0.94	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	0.98	0.98	0.92	0.97	
11	1	1.00	1.00	0.95	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	1.00	0.93	0.97	
12	1	1.00	0.95	0.96	0.93	0.96	0.97
	2	1.00	0.95	0.99	0.96	0.98	
13	1	1.00	0.98	0.93	1.00	0.98	0.96
	2	1.00	0.90	0.96	0.92	0.94	
14	1	1.00	0.98	0.97	0.95	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.98	0.98	0.98	
15	1	1.00	0.97	0.96	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.98	0.93	0.99	0.97	
16	1	1.00	0.99	0.96	0.91	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.95	0.93	0.96	

Sub imagen	Sujeto 8 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.90	0.97	0.94	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.94	0.93	0.96	
2	1	1.00	0.86	0.88	0.93	0.92	0.92
	2	1.00	0.89	0.89	0.93	0.93	
3	1	1.00	0.86	0.89	0.87	0.90	0.92
	2	1.00	0.93	0.90	0.91	0.93	
4	1	1.00	0.96	0.88	0.87	0.93	0.94
	2	1.00	0.95	0.88	0.94	0.94	
5	1	1.00	0.97	0.96	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.97	0.90	0.95	
6	1	1.00	0.89	0.88	0.93	0.93	0.95
	2	1.00	0.95	0.96	0.96	0.97	
7	1	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	0.96
	2	1.00	0.90	0.87	0.92	0.92	
8	1	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	0.96
	2	1.00	0.88	0.90	0.96	0.93	
9	1	1.00	0.96	0.99	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.91	0.99	0.89	0.95	
10	1	1.00	0.92	0.90	0.94	0.94	0.93
	2	1.00	0.88	0.91	0.91	0.93	
11	1	1.00	0.87	0.96	0.94	0.94	0.94
	2	1.00	0.89	0.93	0.93	0.94	
12	1	1.00	0.86	0.88	0.88	0.91	0.92
	2	1.00	0.90	0.93	0.94	0.94	
13	1	1.00	0.96	0.96	0.97	0.97	0.93
	2	1.00	0.86	0.87	0.86	0.90	
14	1	1.00	0.97	0.95	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.95	0.93	0.92	0.95	
15	1	1.00	0.92	0.91	0.93	0.94	0.94
	2	1.00	0.99	0.93	0.88	0.95	
16	1	1.00	0.96	0.95	0.94	0.96	0.96
	2	1.00	0.94	0.94	0.91	0.95	

Sub imagen	Sujeto 9 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.98	0.97	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.94	0.99	0.97	0.98	
2	1	1.00	1.00	0.92	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.98	0.99	0.92	0.97	
3	1	1.00	0.96	0.98	1.00	0.99	0.98
	2	1.00	0.96	0.95	0.95	0.97	
4	1	1.00	0.96	0.96	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.92	1.00	0.97	0.97	
5	1	1.00	0.98	0.99	1.00	0.99	0.98
	2	1.00	0.99	0.88	1.00	0.97	
6	1	1.00	0.99	0.97	0.97	0.98	0.95
	2	1.00	0.90	0.91	0.90	0.93	
7	1	1.00	0.96	0.96	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.99	0.94	0.94	0.97	
8	1	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.98	0.92	0.94	0.96	
9	1	1.00	0.99	0.98	0.98	0.99	0.97
	2	1.00	0.99	0.88	0.93	0.95	
10	1	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.97
	2	1.00	0.97	0.93	0.90	0.95	
11	1	1.00	0.98	0.96	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.93	0.96	0.95	0.96	
12	1	1.00	0.98	0.98	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.93	0.97	0.91	0.95	
13	1	1.00	0.99	0.94	0.97	0.97	0.96
	2	1.00	0.95	0.88	0.93	0.94	
14	1	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.93	0.95	0.96	
15	1	1.00	0.95	0.96	0.96	0.97	0.95
	2	1.00	0.92	0.93	0.91	0.94	
16	1	1.00	0.96	0.95	0.96	0.97	0.96
	2	1.00	0.91	0.96	0.91	0.95	

Sub imagen	Sujeto 10 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.95	0.95	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.95	0.98	0.98	
2	1	1.00	0.88	0.91	0.96	0.94	0.96
	2	1.00	0.96	0.98	0.96	0.98	
3	1	1.00	0.99	0.95	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	0.97	0.98	0.97	
4	1	1.00	0.94	0.94	0.96	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	0.95	0.97	0.97	
5	1	1.00	0.93	0.90	0.92	0.94	0.96
	2	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	
6	1	1.00	0.93	0.94	0.99	0.96	0.95
	2	1.00	0.86	0.98	0.92	0.94	
7	1	1.00	0.96	0.98	0.97	0.98	0.96
	2	1.00	0.90	0.93	0.93	0.94	
8	1	1.00	0.97	0.96	0.96	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	
9	1	1.00	0.92	0.97	0.99	0.97	0.95
	2	1.00	0.97	0.88	0.87	0.93	
10	1	1.00	0.96	0.99	0.92	0.97	0.95
	2	1.00	0.93	0.87	0.92	0.93	
11	1	1.00	0.84	0.88	0.86	0.90	0.93
	2	1.00	0.93	0.96	0.93	0.95	
12	1	1.00	0.90	0.94	0.94	0.94	0.92
	2	1.00	0.84	0.87	0.91	0.90	
13	1	1.00	0.93	0.96	0.98	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.99	0.98	0.99	
14	1	1.00	0.97	0.99	0.92	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.95	0.98	0.97	
15	1	1.00	0.89	0.95	0.91	0.94	0.93
	2	1.00	0.92	0.87	0.93	0.93	
16	1	1.00	0.86	0.95	0.92	0.93	0.96
	2	1.00	0.94	0.99	0.99	0.98	

Sub imagen	Sujeto 11 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.99	0.96	0.99	0.99
	2	1.00	0.99	0.99	0.98	0.99	
2	1	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	0.95
	2	1.00	0.94	0.92	0.94	0.95	
3	1	1.00	0.96	0.95	0.96	0.97	0.95
	2	1.00	0.93	0.91	0.92	0.94	
4	1	1.00	0.97	0.97	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.96	0.98	0.98	
5	1	1.00	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.96	0.99	0.99	
6	1	1.00	1.01	0.99	0.96	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.98	0.98	0.99	
7	1	1.00	0.95	0.95	0.93	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.98	0.98	
8	1	1.00	0.93	0.93	0.99	0.96	0.95
	2	1.00	0.92	0.88	0.96	0.94	
9	1	1.00	0.99	0.95	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.90	0.97	0.97	0.96	
10	1	1.00	0.94	0.95	0.93	0.95	0.96
	2	1.00	0.93	0.98	0.99	0.97	
11	1	1.00	0.96	0.98	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.94	0.92	0.95	0.95	
12	1	1.00	0.96	0.94	0.95	0.96	0.96
	2	1.00	0.91	0.95	0.95	0.95	
13	1	1.00	0.95	0.93	0.93	0.95	0.96
	2	1.00	0.93	0.97	0.93	0.96	
14	1	1.00	0.99	0.98	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.87	0.98	0.93	0.94	
15	1	1.00	0.95	0.88	0.95	0.95	0.95
	2	1.00	0.94	0.93	0.92	0.95	
16	1	1.00	0.99	0.89	0.87	0.94	0.96
	2	1.00	0.97	0.98	0.99	0.99	

Sub imagen	Sujeto 12 a 1.5 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.88	0.88	0.87	0.91	0.91
	2	1.00	0.87	0.91	0.88	0.92	
2	1	1.00	0.95	0.96	0.95	0.97	0.95
	2	1.00	0.92	0.91	0.90	0.93	
3	1	1.00	0.98	0.97	0.96	0.98	0.95
	2	1.00	0.90	0.91	0.91	0.93	
4	1	1.00	0.97	0.95	0.91	0.96	0.96
	2	1.00	0.94	0.99	0.94	0.97	
5	1	1.00	0.96	0.96	0.94	0.96	0.94
	2	1.00	0.94	0.89	0.88	0.93	
6	1	1.00	0.97	0.98	0.90	0.96	0.93
	2	1.00	0.88	0.85	0.85	0.90	
7	1	1.00	0.90	0.86	0.86	0.91	0.95
	2	1.00	0.99	0.99	0.97	0.99	
8	1	1.00	0.97	0.95	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.93	0.93	0.95	
9	1	1.00	0.97	1.00	0.93	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.95	0.95	0.96	
10	1	1.00	0.95	0.96	0.84	0.94	0.95
	2	1.00	0.94	0.94	0.94	0.96	
11	1	1.00	0.92	0.92	0.88	0.93	0.94
	2	1.00	0.97	0.92	0.88	0.94	
12	1	1.00	0.93	0.98	0.98	0.97	0.95
	2	1.00	0.92	0.89	0.91	0.93	
13	1	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.92	0.96	0.91	0.95	
14	1	1.00	0.95	0.94	0.94	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.94	0.98	0.97	
15	1	1.00	0.98	0.97	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	0.96	0.93	0.95	
16	1	1.00	0.95	1.00	0.92	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.98	0.98	

3. TABLAS POR SUJETO A UN FLUJO RESPIRATORIO DE 2.0 L/s

Sub imagen	Sujeto 1 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.93	1.00	0.88	0.95	0.97
	2	1.00	0.98	0.98	0.98	0.99	
2	1	1.00	1.00	0.97	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	0.94	1.00	0.96	0.97	
3	1	1.00	0.95	0.90	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.94	0.94	0.96	0.96	
4	1	1.00	0.95	0.99	0.97	0.98	0.95
	2	1.00	0.91	0.90	0.89	0.92	
5	1	1.00	0.95	0.98	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.97	0.98	0.99	
6	1	1.00	1.00	0.96	0.95	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.99	0.94	0.97	
7	1	1.00	0.93	0.94	0.94	0.95	0.97
	2	1.00	0.96	0.98	0.99	0.98	
8	1	1.00	0.94	0.97	0.98	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.98	0.99	0.99	
9	1	1.00	0.94	0.87	0.90	0.93	0.95
	2	1.00	0.98	0.93	0.97	0.97	
10	1	1.00	0.99	0.96	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	1.00	0.94	0.99	0.98	
11	1	1.00	0.95	0.97	0.96	0.97	0.95
	2	1.00	0.88	0.94	0.94	0.94	
12	1	1.00	0.96	0.98	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.93	0.97	0.99	0.97	
13	1	1.00	0.95	0.93	0.85	0.93	0.96
	2	1.00	0.98	0.97	0.96	0.98	
14	1	1.00	0.98	0.96	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.94	0.93	0.96	
15	1	1.00	0.92	0.95	0.88	0.94	0.96
	2	1.00	0.96	0.98	0.97	0.98	
16	1	1.00	1.00	0.99	0.95	0.98	0.98
	2	1.00	0.97	0.97	0.99	0.98	

Sub imagen	Sujeto 2 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.96	0.99	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	
2	1	1.00	0.94	0.99	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.94	0.97	0.98	0.97	
3	1	1.00	1.00	0.99	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	0.93	0.96	0.95	0.96	
4	1	1.00	0.95	0.99	0.93	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.99	0.99	0.99	
5	1	1.00	0.91	0.97	0.94	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.99	0.93	0.97	
6	1	1.00	0.95	0.96	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.97	0.93	0.90	0.95	
7	1	1.00	0.99	0.94	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.94	0.94	0.94	0.96	
8	1	1.00	0.95	0.92	0.91	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.94	0.96	0.97	
9	1	1.00	1.00	0.95	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.95	0.91	0.91	0.94	
10	1	1.00	1.00	0.95	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.93	0.91	0.94	0.95	
11	1	1.00	0.99	0.98	0.98	0.99	0.96
	2	1.00	0.89	0.94	0.90	0.93	
12	1	1.00	0.92	0.88	0.89	0.92	0.92
	2	1.00	0.84	0.96	0.88	0.92	
13	1	1.00	0.97	0.97	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.89	0.99	0.98	0.96	
14	1	1.00	0.99	0.98	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	0.98	1.00	1.00	0.99	
15	1	1.00	0.99	0.99	0.96	0.99	0.96
	2	1.00	0.94	0.94	0.87	0.94	
16	1	1.00	0.95	0.93	0.92	0.95	0.94
	2	1.00	0.88	0.96	0.90	0.93	

Sub imagen	Sujeto 3 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.96	0.94	0.98	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	1.00	0.99	1.00	
2	1	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.94	0.96	0.97	
3	1	1.00	0.96	0.94	0.96	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.95	0.95	0.96	
4	1	1.00	0.96	0.96	0.98	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.97	0.96	0.98	
5	1	1.00	1.00	0.94	1.00	0.98	0.98
	2	1.00	1.00	0.98	0.93	0.98	
6	1	1.00	0.99	0.98	0.97	0.99	0.98
	2	1.00	1.00	0.99	0.92	0.98	
7	1	1.00	0.99	0.94	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.94	0.99	0.95	0.97	
8	1	1.00	1.00	0.95	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.99	0.94	0.97	
9	1	1.00	0.99	0.98	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	1.00	0.99	0.92	0.98	
10	1	1.00	0.99	0.98	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	1.00	0.98	0.92	0.97	
11	1	1.00	0.97	0.92	0.96	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	0.97	0.91	0.96	
12	1	1.00	0.96	0.99	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.91	0.96	
13	1	1.00	0.97	0.95	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.96	0.99	
14	1	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	0.99
	2	1.00	1.00	0.99	0.99	1.00	
15	1	1.00	0.99	0.99	0.97	0.99	0.97
	2	1.00	0.93	0.94	0.90	0.94	
16	1	1.00	0.96	0.94	0.97	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	1.00	0.99	

Sub imagen	Sujeto 4 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.99	0.94	0.93	0.97	0.97
	2	1.00	0.95	0.99	0.97	0.98	
2	1	1.00	0.95	0.90	0.89	0.94	0.96
	2	1.00	0.98	0.97	1.00	0.99	
3	1	1.00	0.98	0.98	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	
4	1	1.00	1.00	0.91	0.93	0.96	0.96
	2	1.00	0.93	0.99	0.93	0.96	
5	1	1.00	0.97	0.96	0.90	0.96	0.96
	2	1.00	0.96	0.94	0.94	0.96	
6	1	1.00	0.95	0.94	0.91	0.95	0.94
	2	1.00	0.90	0.95	0.89	0.93	
7	1	1.00	0.95	0.98	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.96	0.96	0.98	0.98	
8	1	1.00	0.94	0.91	0.89	0.94	0.96
	2	1.00	0.99	0.98	0.94	0.98	
9	1	1.00	0.94	0.93	0.97	0.96	0.95
	2	1.00	0.89	0.99	0.89	0.94	
10	1	1.00	0.94	0.93	0.97	0.96	0.95
	2	1.00	0.89	0.92	0.92	0.93	
11	1	1.00	0.96	0.93	0.96	0.96	0.96
	2	1.00	0.88	0.96	0.96	0.95	
12	1	1.00	0.91	0.96	0.96	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	
13	1	1.00	0.93	0.95	0.99	0.97	0.96
	2	1.00	0.89	0.95	0.99	0.96	
14	1	1.00	0.95	0.89	0.99	0.96	0.95
	2	1.00	0.90	0.97	0.90	0.94	
15	1	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.94	0.97	0.97	0.97	
16	1	1.00	0.90	0.97	1.00	0.97	0.97
	2	1.00	0.94	0.97	0.98	0.97	

Sub imagen	Sujeto 5 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.96	0.96	0.95	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.97	0.98	0.99	
2	1	1.00	0.93	0.96	0.95	0.96	0.96
	2	1.00	0.87	0.94	0.99	0.95	
3	1	1.00	0.91	0.93	0.89	0.93	0.93
	2	1.00	0.95	0.86	0.92	0.93	
4	1	1.00	0.94	0.99	0.99	0.98	0.98
	2	1.00	1.00	0.93	0.96	0.97	
5	1	1.00	0.99	0.96	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.91	0.96	0.93	0.95	
6	1	1.00	0.92	0.93	0.90	0.94	0.93
	2	1.00	0.90	0.89	0.90	0.92	
7	1	1.00	1.00	0.96	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.95	0.97	0.96	0.97	
8	1	1.00	0.99	0.95	0.95	0.97	0.97
	2	1.00	0.98	0.96	0.96	0.97	
9	1	1.00	0.98	0.91	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	1.00	0.92	0.94	0.97	
10	1	1.00	0.94	0.91	0.96	0.95	0.93
	2	1.00	0.87	0.85	0.87	0.90	
11	1	1.00	0.91	0.86	0.90	0.92	0.92
	2	1.00	0.89	0.89	0.87	0.91	
12	1	1.00	0.93	0.98	1.00	0.98	0.94
	2	1.00	0.90	0.86	0.84	0.90	
13	1	1.00	0.98	0.94	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.95	0.97	0.97	
14	1	1.00	0.96	0.99	0.93	0.97	0.96
	2	1.00	0.97	0.89	0.94	0.95	
15	1	1.00	0.94	0.93	1.00	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	
16	1	1.00	0.93	0.94	1.00	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99	

Sub imagen	Sujeto 6 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.91	0.92	0.88	0.93	0.94
	2	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	
2	1	1.00	0.98	0.97	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	0.96	0.94	0.95	
3	1	1.00	0.97	1.01	0.99	0.99	0.95
	2	1.00	0.85	0.90	0.88	0.91	
4	1	1.00	0.97	0.94	0.94	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.96	0.99	0.98	
5	1	1.00	0.96	0.93	0.96	0.96	0.94
	2	1.00	0.94	0.85	0.86	0.91	
6	1	1.00	0.93	0.91	0.92	0.94	0.93
	2	1.00	0.91	0.90	0.91	0.93	
7	1	1.00	0.96	0.96	0.95	0.97	0.95
	2	1.00	0.91	0.86	0.92	0.92	
8	1	1.00	0.95	0.98	0.93	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.99	0.99	0.98	
9	1	1.00	0.87	0.94	0.89	0.92	0.91
	2	1.00	0.87	0.88	0.86	0.90	
10	1	1.00	0.87	0.93	0.86	0.91	0.92
	2	1.00	0.94	0.90	0.84	0.92	
11	1	1.00	0.98	0.95	1.00	0.98	0.97
	2	1.00	0.98	0.96	0.91	0.96	
12	1	1.00	0.99	0.88	0.94	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.95	0.95	0.97	
13	1	1.00	0.89	0.90	0.90	0.92	0.96
	2	1.00	1.00	0.97	1.00	0.99	
14	1	1.00	0.90	0.94	0.92	0.94	0.95
	2	1.00	1.00	0.94	0.94	0.97	
15	1	1.00	0.99	0.89	0.99	0.97	0.97
	2	1.00	1.00	0.95	0.96	0.98	
16	1	1.00	0.99	0.99	0.98	0.99	0.97
	2	1.00	0.96	0.92	0.92	0.95	

Sub imagen	Sujeto 7 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.98	0.98	0.93	0.98	0.99
	2	1.00	0.99	1.00	0.99	1.00	
2	1	1.00	0.93	0.94	0.98	0.96	0.97
	2	1.00	0.97	0.95	0.99	0.98	
3	1	1.00	1.00	0.87	0.88	0.94	0.96
	2	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	
4	1	1.00	0.92	0.94	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.96	0.96	0.90	0.96	
5	1	1.00	0.95	0.99	0.94	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	
6	1	1.00	0.90	0.95	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.91	0.99	0.98	0.97	
7	1	1.00	0.93	0.95	0.93	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.99	0.94	0.97	
8	1	1.00	1.00	0.96	0.95	0.98	0.95
	2	1.00	0.88	0.91	0.93	0.93	
9	1	1.00	0.93	0.94	0.89	0.94	0.95
	2	1.00	0.97	0.94	0.97	0.97	
10	1	1.00	0.92	0.92	0.91	0.94	0.95
	2	1.00	0.98	0.93	0.92	0.96	
11	1	1.00	0.95	0.95	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.96	0.95	0.97	
12	1	1.00	0.88	0.97	0.96	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.91	1.00	0.96	
13	1	1.00	0.94	0.96	0.93	0.96	0.94
	2	1.00	0.94	0.86	0.92	0.93	
14	1	1.00	0.94	0.92	0.95	0.95	0.96
	2	1.00	1.00	0.92	0.97	0.97	
15	1	1.00	0.95	0.97	0.93	0.96	0.97
	2	1.00	0.98	0.95	0.95	0.97	
16	1	1.00	0.93	0.99	0.98	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.98	0.96	0.98	

Sub imagen	Sujeto 8 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes					
1	1	1.00	0.95	0.95	0.96	0.96	0.97
	2	1.00	0.94	0.99	0.97	0.97	
2	1	1.00	0.91	0.97	0.99	0.97	0.96
	2	1.00	0.93	0.93	0.95	0.95	
3	1	1.00	0.92	0.90	0.98	0.95	0.96
	2	1.00	0.94	1.00	0.94	0.97	
4	1	1.00	0.94	0.99	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.95	0.96	0.96	
5	1	1.00	0.99	0.95	0.94	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.99	0.97	0.98	
6	1	1.00	0.97	0.99	0.99	0.99	0.97
	2	1.00	0.93	0.91	0.96	0.95	
7	1	1.00	0.94	0.96	0.96	0.96	0.95
	2	1.00	0.96	0.92	0.86	0.94	
8	1	1.00	0.87	0.90	0.93	0.93	0.92
	2	1.00	0.91	0.90	0.88	0.92	
9	1	1.00	0.96	0.98	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	1.00	0.97	0.97	
10	1	1.00	0.95	0.99	0.95	0.97	0.96
	2	1.00	0.96	0.90	0.93	0.95	
11	1	1.00	0.93	0.94	0.98	0.96	0.94
	2	1.00	0.91	0.90	0.88	0.92	
12	1	1.00	0.94	0.92	0.92	0.95	0.95
	2	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	
13	1	1.00	0.91	0.94	0.98	0.96	0.95
	2	1.00	0.92	0.93	0.91	0.94	
14	1	1.00	0.94	0.93	0.98	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	0.97	0.98	
15	1	1.00	0.93	0.96	0.89	0.94	0.94
	2	1.00	0.91	0.94	0.90	0.94	
16	1	1.00	0.92	0.94	0.94	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	1.00	0.98	0.99	

Sub imagen	Sujeto 9 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.98	0.95	0.94	0.97	0.98
	2	1.00	0.97	0.99	0.97	0.98	
2	1	1.00	0.99	0.94	0.94	0.97	0.96
	2	1.00	0.94	0.96	0.93	0.96	
3	1	1.00	0.93	0.95	0.98	0.97	0.97
	2	1.00	0.99	0.96	0.93	0.97	
4	1	1.00	0.95	0.94	0.97	0.96	0.95
	2	1.00	0.98	0.90	0.91	0.95	
5	1	1.00	0.98	0.95	0.95	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	1.00	0.99	0.99	
6	1	1.00	0.99	0.87	0.89	0.94	0.94
	2	1.00	0.95	0.97	0.89	0.95	
7	1	1.00	0.95	0.96	0.95	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.98	0.99	0.99	
8	1	1.00	0.99	0.94	0.97	0.97	0.97
	2	1.00	0.97	0.98	0.89	0.96	
9	1	1.00	0.92	0.89	0.98	0.95	0.95
	2	1.00	0.94	0.95	0.92	0.95	
10	1	1.00	0.93	0.91	0.96	0.95	0.95
	2	1.00	0.94	0.98	0.88	0.95	
11	1	1.00	0.97	0.94	0.91	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.97	0.97	0.98	
12	1	1.00	0.94	0.93	0.94	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.94	0.97	0.97	
13	1	1.00	0.87	0.86	0.94	0.92	0.94
	2	1.00	0.84	0.98	1.00	0.95	
14	1	1.00	0.92	0.91	0.99	0.96	0.97
	2	1.00	0.93	0.99	0.98	0.98	
15	1	1.00	0.95	0.99	0.96	0.98	0.98
	2	1.00	0.96	1.00	0.97	0.98	
16	1	1.00	0.97	0.99	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.98	0.94	0.96	0.97	

Sub imagen	Sujeto 10 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.96	0.99	0.97	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.98	0.97	0.98	
2	1	1.00	0.95	0.92	0.94	0.95	0.95
	2	1.00	0.96	0.96	0.92	0.96	
3	1	1.00	0.92	0.93	0.91	0.94	0.94
	2	1.00	0.88	0.95	0.97	0.95	
4	1	1.00	0.95	0.95	0.94	0.96	0.96
	2	1.00	0.93	0.95	0.97	0.96	
5	1	1.00	0.97	0.88	0.97	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.97	0.98	0.99	
6	1	1.00	0.94	0.94	0.93	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	0.94	0.99	0.98	
7	1	1.00	0.88	0.97	0.93	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.97	0.97	0.98	
8	1	1.00	0.96	1.01	0.93	0.98	0.96
	2	1.00	0.95	0.91	0.93	0.95	
9	1	1.00	0.95	0.92	0.91	0.95	0.94
	2	1.00	0.88	0.89	0.95	0.93	
10	1	1.00	0.95	0.92	0.91	0.95	0.96
	2	1.00	0.99	0.96	0.95	0.97	
11	1	1.00	0.92	0.99	0.92	0.96	0.94
	2	1.00	0.94	0.89	0.88	0.93	
12	1	1.00	0.90	0.96	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.95	0.97	0.92	0.96	
13	1	1.00	0.96	0.97	0.86	0.95	0.95
	2	1.00	0.92	0.97	0.94	0.96	
14	1	1.00	0.98	0.99	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.92	0.95	0.94	0.95	
15	1	1.00	0.97	0.98	0.97	0.98	0.97
	2	1.00	0.94	0.97	0.95	0.96	
16	1	1.00	0.98	0.90	0.94	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	1.00	1.00	0.99	

Sub imagen	Sujeto 11 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.98	0.98	0.94	0.97	0.98
	2	1.00	0.99	0.95	0.99	0.98	
2	1	1.00	0.98	0.95	0.97	0.97	0.94
	2	1.00	0.89	0.89	0.88	0.92	
3	1	1.00	0.95	0.97	0.95	0.97	0.95
	2	1.00	0.93	0.91	0.92	0.94	
4	1	1.00	0.94	0.91	0.96	0.95	0.96
	2	1.00	0.95	0.98	0.98	0.98	
5	1	1.00	0.89	0.95	0.99	0.96	0.96
	2	1.00	0.95	1.00	0.92	0.97	
6	1	1.00	0.88	0.97	0.98	0.96	0.97
	2	1.00	0.99	0.99	0.97	0.99	
7	1	1.00	0.95	0.95	0.92	0.95	0.97
	2	1.00	0.99	0.98	0.99	0.99	
8	1	1.00	0.96	0.89	0.90	0.94	0.95
	2	1.00	0.99	0.90	0.97	0.97	
9	1	1.00	0.95	0.98	0.98	0.98	0.96
	2	1.00	0.94	0.94	0.92	0.95	
10	1	1.00	0.95	0.98	0.98	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.97	0.92	0.96	
11	1	1.00	0.97	0.93	0.99	0.97	0.98
	2	1.00	0.98	0.96	0.98	0.98	
12	1	1.00	0.94	0.89	0.89	0.93	0.92
	2	1.00	0.87	0.92	0.87	0.92	
13	1	1.00	0.94	1.00	0.91	0.96	0.97
	2	1.00	0.94	0.97	0.98	0.97	
14	1	1.00	1.00	0.99	0.94	0.98	0.98
	2	1.00	0.99	0.97	0.98	0.98	
15	1	1.00	0.98	0.99	1.00	0.99	0.97
	2	1.00	0.93	0.94	0.92	0.95	
16	1	1.00	0.92	0.96	0.92	0.95	0.96
	2	1.00	0.97	0.97	0.98	0.98	

Sub imagen	Sujeto 12 a 2.0 L/s						promedio subimagen
	Registro	Ics de las 16 sub imágenes				promedio	
1	1	1.00	0.91	0.95	0.93	0.95	0.95
	2	1.00	0.91	0.94	0.93	0.94	
2	1	1.00	0.96	0.97	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.93	0.95	0.99	0.97	
3	1	1.00	0.99	0.97	0.99	0.99	0.98
	2	1.00	0.98	0.99	0.95	0.98	
4	1	1.00	0.92	0.96	0.95	0.96	0.97
	2	1.00	0.96	0.93	0.99	0.97	
5	1	1.00	0.93	0.92	0.88	0.93	0.95
	2	1.00	0.95	0.92	0.96	0.96	
6	1	1.00	0.84	0.99	0.91	0.94	0.95
	2	1.00	0.96	0.90	0.99	0.96	
7	1	1.00	0.91	0.99	0.94	0.96	0.95
	2	1.00	0.95	0.91	0.93	0.95	
8	1	1.00	0.96	0.93	0.99	0.97	0.95
	2	1.00	0.88	0.89	0.95	0.93	
9	1	1.00	0.97	0.99	0.96	0.98	0.97
	2	1.00	0.90	0.99	0.91	0.95	
10	1	1.00	0.93	0.95	0.91	0.95	0.96
	2	1.00	0.96	0.98	0.92	0.97	
11	1	1.00	0.88	0.91	0.88	0.92	0.93
	2	1.00	0.89	0.96	0.94	0.95	
12	1	1.00	0.95	0.99	0.99	0.98	0.97
	2	1.00	0.95	0.91	1.00	0.97	
13	1	1.00	0.96	0.91	0.91	0.94	0.96
	2	1.00	0.96	0.97	0.96	0.97	
14	1	1.00	0.92	0.93	0.96	0.95	0.96
	2	1.00	0.98	0.95	0.97	0.97	
15	1	1.00	0.90	0.94	0.90	0.94	0.94
	2	1.00	0.91	0.93	0.94	0.94	
16	1	1.00	1.00	0.98	0.98	0.99	0.98
	2	1.00	0.94	0.94	0.99	0.97	