

## APLICACIÓN BIOFLUIDICA DEL ANÁLISIS COMPLEJO DEL SISTEMA RESPIRATORIO

CARLOS GONZÁLEZ<sup>1</sup>, KLEYDIS SUÁREZ<sup>2</sup>, GUSTAVO SÁNCHEZ<sup>3</sup>

<sup>1,2</sup> Grupo de Biomecánica, Rehabilitación y Procesamiento de Señales. Universidad Simón Bolívar, cgonza@usb.ve, ksuarez@usb.ve

<sup>3</sup> Departamento de Procesos y Sistemas, Universidad Simón Bolívar, gsanchez@usb.ve

Recibido: febrero 2013

Recibido en forma final revisado: octubre 2013

### RESUMEN

Las ciencias biológicas y las físico-matemáticas están desde finales del siglo XX y como nunca antes más cerca de buscar respuestas comunes a diversos problemas complejos. La biología ha estado realizando un interesante cambio de enfoque en el estudio de los organismos complejos que investiga y produce, a su vez, mejores resultados, en parte gracias al acercamiento a la teoría de los sistemas no lineales. Ese vigoroso y curioso puente no lineal entre biología, física e ingeniería es el que aborda este trabajo, especialmente en el caso de los sistemas biológicos y autoorganizados, en el área de la *complejidad respiratoria*. De estas contribuciones se concluye que el sistema respiratorio, visto como de complejidad dinámica media, presenta una baja dimensionalidad en condiciones normales y en sueño, mientras su actividad dinámica subyacente se ve aumentada en vigilia y en pacientes intubados con presión de soporte baja.

*Palabras clave:* Mecánica de biofluidos, Sistemas dinámicos complejos, Complejidad respiratorio, Caos en biología, Mapas autoorganizativos.

### APPLICATION OF BIOFLUID COMPLEX ANALYSIS IN RESPIRATORY SYSTEM

#### ABSTRACT

From the late 20th century onwards, physics, mathematics, and biological sciences are closer than ever to seek common answers to several complex problems. Biology has been doing an interesting change of approach in the study of complex organisms to obtain better results, in part due to the use of concepts derived from the theory of nonlinear systems. This paper considers the nonlinear link between biology, physics and engineering, as a connection method in the modern interdisciplinary scientific world, especially in biological systems and self-organizing systems. From these considerations is concluded that the respiratory system, seen as a medium complexity dynamic system, has low dimensionality in normal and in sleep conditions, while its underlying dynamic activity is increased during waking as well as for intubated patients with low pressure support.

*Keywords:* Complex dynamic Systems, Fluid biomechanics, Respiratory complexity, Chaos in biology, Self organizing maps.

#### INTRODUCCION

Por sus aplicaciones en ingeniería, históricamente la teoría de los sistemas complejos no lineales comenzaron con buen pie, al enfrentarse a dos temas fuertes en la ciencia: la turbulencia en los fluidos y la termodinámica en estados de no equilibrio.

Los fluidos siempre han ejercido mucha atracción en los grandes científicos, tanto teóricos como Platón y Aristóteles o con inclinación práctica como Leonardo da

Vinci, y han sido por excelencia, en la larga historia de la ciencia, una de las áreas con más adelantos científico-técnicos en proporciones distintas y complementarias entre teoría y práctica. Los fluidos, tanto en estado natural como en los sistemas artificiales, presentan interesantes movimientos cíclicos, con multiplicidad de procesos no lineales y variadas transformaciones intermedias entre estados estables termodinámicamente. Un buen ejemplo es el ciclo hidrológico del agua, en su formación como nubes y descenso por efecto del progresivo aumento de densidad en cada una de sus formas (lluvia, granizo, nieve),

al mezclarse con el viento y producir diferentes efectos atmosféricos (tormentas, tornados, vaguadas, ciclones, entre otros). A menudo los fluidos presentan comportamientos aparentemente paradójicos como el caso de los ríos, que aguas arriba son briosos, furiosos e impetuosos, pero predecibles en su recorrido por las colinas; mientras que estas mismas corrientes se muestran mansas, oscilantes, vacilantes en los valles, llanuras y deltas.

En estudios biológicos, una somera, rápida e incompleta lista de distintos biofluidos, nos indica su importancia en anatomía y fisiología animal: sangre, suero sanguíneo, orina, sudor, lágrimas, líquido cefalorraquídeo, humor acuoso, humor vítreo, aire en las vías aéreas respiratorias, gases disueltos en sangre.

El objetivo del presente trabajo consiste en presentar un resumen de las investigaciones realizadas durante los últimos 20 años, estableciendo vínculos entre biología, física e ingeniería, especialmente en el caso de los sistemas biológicos y auto-organizados, en el área de la complejidad respiratoria.

## 1 FLUIDOS COMPLEJOS

Aunque las ecuaciones de Navier-Stokes permiten establecer soluciones deterministas a diversos problemas en dinámica de fluidos, el hecho de tener términos no lineales asociados con el campo de velocidad, las hace imposibles de aplicar de manera general. Este caso es especialmente notorio cuando se manifiesta la turbulencia, pues paradójicamente ésta se presenta con una regularidad inmensamente mayor que el flujo laminar, su complemento dinámico, el cual termina siendo en la mayoría de casos cotidianos casi una excepción.

Este caso se presenta en las ecuaciones que describen movimientos de fluidos en sistemas biológicos, como la ecuación de Poiseuille, para tubos o vasos de sección circular, o de Otis, para las vías aéreas pulmonares, en las cuales se manifiestan rápidamente los términos no lineales, debido a diferentes efectos como la viscosidad, o la resistencia hidráulica.

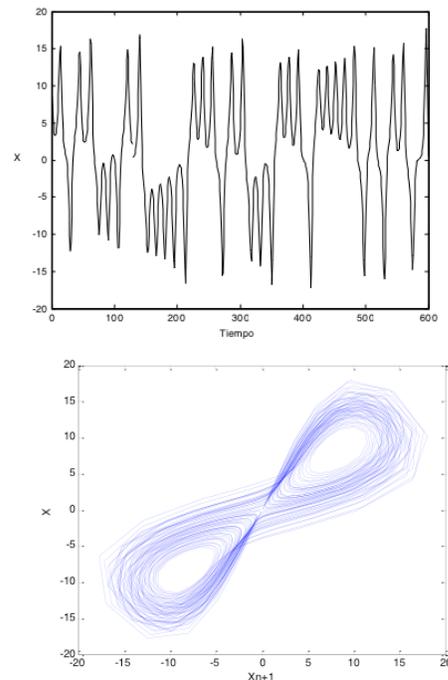
### 1.1 Turbulencia y/o Ruido

En fluidos newtonianos, la turbulencia se ve favorecida por un descenso de la viscosidad del fluido así como por el aumento de su densidad. También se incrementa su presencia en ductos con paredes de formas y acabados irregulares, tramos de tuberías largos y rectilíneos o con formas irregulares.

Si la turbulencia ya de por sí era en épocas pasadas una gran incógnita, mayor reto ha presentado siempre la forma como ella comienza a presentarse, en la evolución espaciotemporal conocida como zona de transición, al conectar de manera suave la zona laminar con la de turbulencia.

La postura clásica establecida por el científico ruso Lev Landau en 1948, permitió asociar un número elevado de frecuencias con la turbulencia, gracias a la dinámica cuasiperiódica de acumulación de varias frecuencias diferentes, que acopladas dan una apariencia de aleatoriedad. Así, el postulado de Landau establece que la turbulencia se debe a una serie de factores aleatorios que actúan de manera descoordinada en un mismo instante en el fluido, produciendo un estado fundamentalmente desordenado.

Por otro lado, en fluidodinámica es relevante el modelo de Edward Lorenz quien, en 1963, encontró el primer atractor extraño simulado por computadora, tratando de hacer mejores pronósticos meteorológicos con ecuaciones teóricas.



**Figura 1.** Atractor de Lorenz. Superior: Serie temporal. Inferior: Mapa de fase (Fuente: Lorenz, 1963)

En la parte superior de la Figura 1, se muestra parte de la serie temporal obtenida de las ecuaciones de Lorenz, mientras que en la parte inferior se observa el famoso Atractor de Lorenz, obtenido de forma gráfica mediante la sencilla técnica del mapa de fases ( $X_i$  vs  $X_{i+1}$ ). También se aprecia que el sistema posee un comportamiento global limitado a un espacio específico, y una estructura subyacente que no

se infiere ni a nivel local, ni en la serie original de datos temporales.

### 1.2 Turbulencia y Fractalidad

Las características cualitativas de la turbulencia (así como de otros fenómenos naturales), pueden ser descritas en términos geométricos, además de los analíticos, tal como lo postula Benoit Mandelbrot en sus estudios sobre la geometría fractal en la naturaleza y de los objetos fractales (Mandelbrot, 1987; 2004). Contraponiendo nuevos enfoques a los tradicionales experimentos de Reynolds en tubos cerrados, Mandelbrot rescata el carácter altamente intermitente de la turbulencia, que se presenta constantemente en diferentes fenómenos cotidianos, desde atmosféricos hasta oceánicos, a través de ráfagas de viento, o las estelas que dejan tras de sí las embarcaciones al navegar. En su enfoque, Mandelbrot diferencia la turbulencia “de laboratorio” de la “natural”. La presencia fractal de los remolinos de muy distintos tamaños a un mismo tiempo, se entiende como una ausencia de escala de longitud definida, lo cual permite establecer una particularidad de todo tipo de turbulencia. Inicialmente las líneas de corriente se pueden imaginar con forma de barra, no cilíndrica, sino más bien irregular, fractal, conformada por múltiples hilos, con algunos de ellos presentando tendencia a ramificarse.

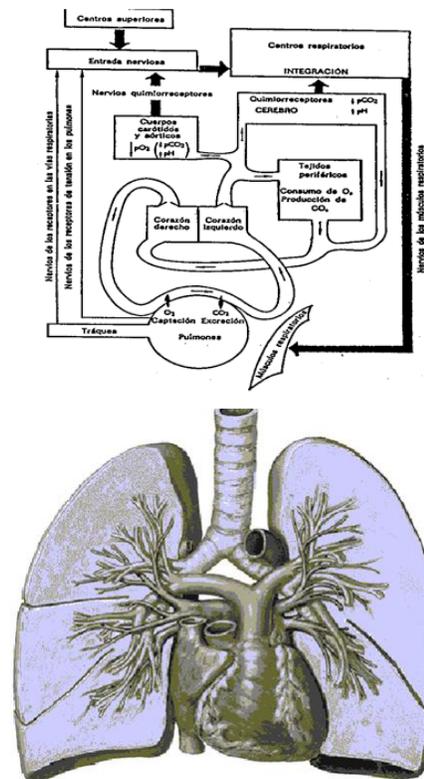
Mandelbrot tiende un puente -geométrico y fractal- entre los trabajos empíricos de Kolmogorov quien explica la turbulencia en términos de micro-corrientes autosimilares, y los analíticos más recientes, con objetos “que en su mayor parte tienen forma de cuerda, las hebras pueden ser tan tupidas que el resultado sea realmente algo más que cordadas. Análogamente las fractales próximas a las hojas son algo más que hojaldradas”, pues en topología el tema de la turbulencia sigue siendo un tema abierto. El puente fractal por él indicado no es más que las series de singularidades -familias de soluciones analíticas- de las soluciones particulares de las ecuaciones no lineales de Euler y Navier-Stokes, cuyo campo espacio-temporal de soluciones será, por descontado, fractal.

### 1.3 Mecánica de Biofluidos

Como pioneros del estudio de mecánica de fluidos en sistemas biológicos, se deben nombrar a Poiseuille (1799-1869), por sus contribuciones en matematizar la resistencia hidráulica en el movimiento sanguíneo, proponiendo leyes para fluidos a través de tuberías de pequeño calibre, dependiendo de la relación longitud a diámetro ( $l/d$ ), y a Daniel Bernoulli (1700-1782), quien realizó intensos trabajos en biofluidos, comenzando con el estudio de la

mecánica de la respiración en su trabajo doctoral, y en años siguientes investigó sobre flujo y presión sanguínea. También resulta importante nombrar a W. Otis por sus estudios en mecánica y trabajo pulmonar, y a Weibel con su modelo de sucesivas ramificaciones bronquiales. Pero se considera a Hermann von Helmholtz (1821-1894) como el más grande pensador post Leonardo, con aportaciones fundamentales en medicina y mecánica de fluidos, por sus estudios de circulación sanguínea, además de otras ramas de la ciencia.

Los estudios cualitativos tienen en Leonardo da Vinci (1425-1519) grandes aportes teórico-prácticos en anatomía general y de las vías aéreas en particular, a través de un modelo similar al de las ramificaciones de los árboles naturales (y de la diferenciación de diámetros en cada nueva ramificación). Mandelbrot, por su parte dedica todo un capítulo de su libro “La Geometría Fractal de la Naturaleza”, a los árboles y el exponente diametral, diferenciando las ecuaciones para árboles, vías aéreas y arterias (Mandelbrot, 1997).



**Figura 2.** Integración Corazón-Pulmón. Superior: Modelo de integración biofluidica. Inferior: corte anatómico con indicación de vías aéreas y sanguíneas

Tal vez uno de los más interesantes problemas actualmente analizados en el área de biofluidos, sea el análisis de complejidad en la interacción corazón- pulmón a través del acoplamiento de fases, análisis cuantitativo y predicción no

lineal, considerando un solo órgano fisiológico, a diferencia del enfoque hasta ahora tradicional de dos órganos con funciones básicamente diferenciadas. En la Figura 2 se aprecia un corte anatómico que indica la forma de interacción mecánica entre las venas y arterias pulmonares con las vías aéreas (tráquea, bronquios, bronquiolos y alvéolos) para el intercambio gaseoso en la sangre (aporte de oxígeno en la inspiración y eliminación de CO<sub>2</sub> durante la espiración). La Figura 2 también muestra un esquema de funcionamiento biofluídico de la integración corazón-pulmón.

## 2 APLICACIÓN EN EL SISTEMA RESPIRATORIO

Las técnicas de los sistemas dinámicos complejos permiten avanzar en áreas tradicionalmente restringidas en sus aplicaciones, bien sea por poco desarrollo computacional o por gran volumen de datos. En los sistemas fisiológicos, los estudios han pasado en los últimos 25 años de análisis individuales y tratamientos generalizados a estudios con gran volumen de registros de señales fisiológicas y tratamientos, así mismo, generalizados. Es de esperar que en un futuro los tratamientos, producto del intenso análisis tecno-científico colaborativo entre medicina e ingeniería, permitan aplicaciones individualizadas y a la medida de cada ser humano.

### 2.1 Fundamentos de Biomecánica Pulmonar

La complejidad anatómica y funcional del sistema respiratorio (SR) se manifiesta en la heterogeneidad constitutiva e irregularidad geométrica, además de la característica de ser un sistema abierto que intercambia materia y energía con el medio ambiente. Así el análisis fisiológico pulmonar requiere ser complementado con un estudio de las principales propiedades mecánicas que lo sustentan, para poder considerar de manera integral los componentes que requieren ser considerados en los modelos, con el fin de simplificarlos y poderlos representar en ecuaciones, parámetros y variables físicas adecuadamente relacionados.

La función primordial del Sistema Respiratorio (SR) es favorecer el intercambio gaseoso a nivel celular. Para lograr este propósito, operan conjuntamente las características anatómicas de los pulmones y un sofisticado sistema de control respiratorio que regula la actividad de los músculos respiratorios, dando origen a una particular y maravillosa relación estructura-función pulmonar.

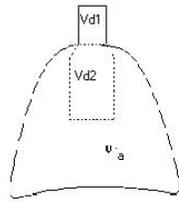
El sistema pulmonar también puede ser modelado biomecánicamente por medio de parámetros concentrados,

utilizando ecuaciones físicas y datos experimentales. Si además se considera al ciclo respiratorio como el resultado de la interacción en un sistema abierto de intercambio energético, el almacenamiento de energía se realiza durante la inspiración, y la recuperación dinámica se sucede en espiración.

Algunos modelos del sistema respiratorio, intentan simular matemáticamente las variaciones en las variables pulmonares. Dentro de estos se cuenta el modelo que define al **Centro Generador de Patrón Respiratorio - CGPR**, (en inglés, Respiratory Center Pattern Generator o RCPG) como el responsable de los cambios en los patrones respiratorios (Poon, 1995). Hasta hace unos pocos años, en neumonología se consideraba un único patrón ventilatorio, obtenido por promediación de varios ciclos sucesivos de un registro continuo. Actualmente estos patrones ventilatorios representativos y promediados han sido sustituidos, pues diversos estudios demuestran que puede existir gran *variabilidad* entre ciclos respiratorios consecutivos, situación más consistente con un sistema de control respiratorio que actúa permanentemente para contrarrestar de forma efectiva tanto los cambios internos como las perturbaciones externas, y restablecer así la homeóstasis y regularidad respiratoria.

Existen diversas tipologías pulmonares asociadas con las condiciones generales que presentan las vías aéreas para el transporte bidireccional de los gases, permitiendo o no el libre intercambio gaseoso con el medio ambiente. De las diversas patologías respiratorias, las obstructivas resultan ser las más comunes, debido principalmente al contacto directo de las vías aéreas con el ambiente y a las partículas diversas que contiene, por donde tienen su puerta de acceso al organismo. Para lograr una buena caracterización, normalmente se modelan y simulan diferentes escenarios fisiológicos pulmonares (normal, restrictivo, obstructivo, obstructivo-restrictivo) cada uno con diferentes espacios y variables pulmonares.

El estudio de la ventilación pulmonar, está basado en mediciones de parámetros como la frecuencia respiratoria ( $f$ ) y la Ventilación Alveolar (VA), que se caracterizan por su sencillez de medición, así como por su poca especificidad (normalmente aportan limitada información) y alta sensibilidad (presentan fuertes variaciones a pequeños estímulos). Los diferentes patrones de generación del ritmo respiratorio se pueden medir por las duraciones del *tiempo total* ( $T_{TOT}$ ) del ciclo respiratorio, el *tiempo inspiratorio* ( $T_I$ ) y el *tiempo espiratorio* ( $T_E$ ). También es usual medir los cambios en el *volumen circulante* (o *volumen tidal* -  $V_T$ ) de aire.



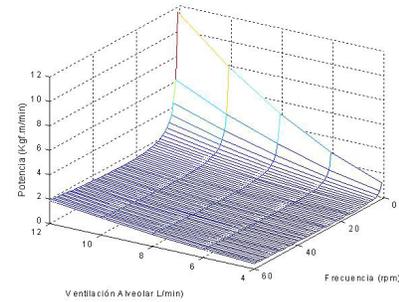
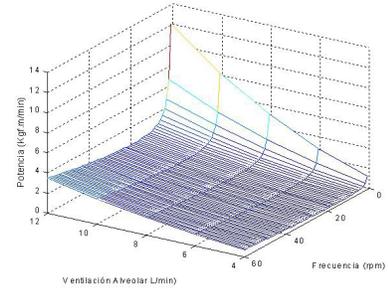
**Figura 3.** Espacios pulmonares alveolizados ( $V_a$ ) y no alveolizados ( $V_d$ )

El volumen circulante ( $VT$ ), está asociado con la cantidad de aire manejado por el conjunto pulmonar en cada ciclo ventilatorio. El espacio muerto ( $V_d$ ), para efectos de un modelaje matemático apropiado, se subdivide en dos espacios, uno constante ( $V_{d1}$ ) denominado volumen muerto proximal; y otro proporcional al volumen circulante  $VT$ , conocido como espacio muerto distal ( $V_{d2}$ ) (Figura 3). El  $V_{d1}$  se corresponde con los espacios proximales de las vías aéreas superiores y de la tráquea, hasta llegar a la bifurcación de los bronquios. Su volumen promedio es de 0,10 L.

Estas características se manifiestan como una relación no lineal entre el flujo en las regiones del árbol traqueo-bronquial y la presión dinámica ( $P_{din}$ ), dependiente de la frecuencia respiratoria, de la densidad y viscosidad del aire, además del régimen de flujo desarrollado en los canales aéreos pulmonares. Esta expresión se puede analizar como la suma de dos valores de presión, en donde al primer y segundo término se les denomina presión viscosa y presión turbulenta respectivamente, y es válida sólo para las regiones no alveolizadas.

Se observa en la Figura 4 que para frecuencias bajas, la  $P_{total}$  está aumentada debido fundamentalmente a la componente elástica; mientras que para altas frecuencias, el incremento se debe al flujo de aire a través de las vías aéreas reduciéndose el aporte elástico. La curva de  $P_{total}$  posee además un único valor mínimo correspondiente a una frecuencia respiratoria intermedia. En consecuencia, para cada individuo existe una frecuencia respiratoria óptima para la cual el trabajo realizado por los músculos ventilatorios es mínimo (Medina, 1995).

El hecho de que esa frecuencia óptima en un individuo sano se corresponda con la frecuencia respiratoria a la cual respira espontáneamente, refuerza la teoría del mínimo esfuerzo y máxima eficiencia que poseen los organismos vivos, como consecuencia de su interacción con el medio ambiente (Gomis *et al.* 1991).



**Figura 4.** Potencia pulmonar total en función de la Ventilación Alveolar y la Frecuencia Respiratoria. Superior: Condición normal. Inferior: Condición obstructiva (González & Gomis, 2004).

## 2.2 El Sistema Respiratorio como Sistema Dinámico Complejo

La complejidad tipo fractal del árbol traqueo-bronquial es un sistema de ramificaciones y derivaciones en sucesivas disminuciones de diámetro y longitud, necesarios para un eficaz intercambio gaseoso a nivel pulmonar. Cuantitativamente, son los valores de presión volumen y flujo en las vías aéreas los parámetros requeridos para los análisis biofluidicos, como el trabajo pulmonar y el estudio de patrones respiratorios.

Un ejemplo de la evolución en el campo del análisis de complejidad, están referidos en los trabajos señalados a continuación, desde el inicialmente considerado en la Parálisis Cerebral asociada con las limitaciones respiratorias, con registros de base de datos pero de poca aplicabilidad terapéutica, hasta la clasificación y pronóstico de grupos de pacientes con técnicas de modelaje neuronal y autoorganizativo a partir de registros ventilatorios estándar (González & Horowitz, 2007).

El avance requirió formalizar la prioridad de los análisis de la respiración ciclo a ciclo por sobre los valores promedio, comprobando la hipótesis de la variabilidad del patrón ventilatorio en diferentes condiciones de registro. Esta variabilidad respiratoria, presenta una alta consistencia con un sistema de control que actúa tanto en los cambios

metabólicos internos como por las perturbaciones producidas en su entorno ambiental, debiendo cambiar permanentemente el patrón ventilatorio según se den las modificaciones ambientales externas. El interés creciente por los estudios sobre la variabilidad del patrón ventilatorio se ha visto reforzado por la posibilidad de alcanzar mayores niveles de comprensión en las importantes interacciones del pulmón con un conjunto de órganos asociados, y de su propia autoorganización, gracias al desarrollo de nuevas herramientas de análisis, específicamente de los sistemas de gran complejidad (González & Gomis, 2004). El estudio permitió definir que existe una importante pérdida de información cuando se caracteriza el patrón respiratorio únicamente con valores promediados al eliminar prácticamente todo rastro de complejidad en una serie temporal, sin considerar los sucesivos aumentos y disminuciones de los valores, los cuales poseen información subyacente del sistema físico.

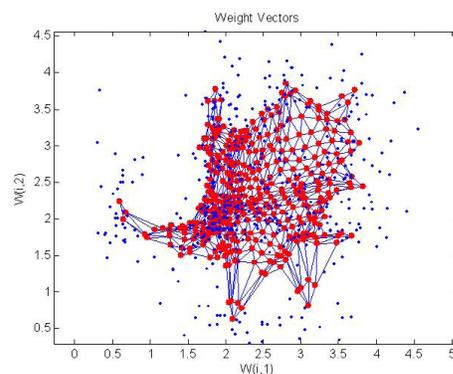
En un trabajo posterior se realizó la comparación de la dinámica respiratoria entre sueño y en vigilia (González *et al.* 2005) y se tomaron los componentes temporales del patrón respiratorio en 15 segmentos de señales de la base de datos Polisomnográfica del MIT, con series de Tiempo Inspiratorio ( $T_I$ ) y total ( $T_{TOT}$ ) para comprobar la independencia dinámica subyacente del estado (vigilia o sueño). Se analizaron cuatro índices de complejidad: Dimensión de Correlación, Exponente de Lyapunov, Entropía y Exponente de Hurst (H). Los resultados indican una dinámica limitada a un hiperespacio de cuatro dimensiones, mientras que los valores del exponente de Lyapunov de  $T_{TOT}$  presentan diferenciación en los estados de vigilia y sueño, con dinámica sencilla en sueño, y más compleja en vigilia. Los valores del exponente de Hurst mostraron comportamiento antipersistente ( $H < 0.5$ ), siendo menores en los registros de  $T_I$  en sueño que los de  $T_{TOT}$  en ambas condiciones. Se obtuvo además que las secuencias de  $T_{TOT}$  aportan mayor cantidad de información que las de  $T_I$ , con mayores valores de entropía tanto en vigilia como en sueño. La razón de esta característica probablemente se debe a que los ciclos completos consideran eventos del sistema de control respiratorio que abarcan mayor número de interacciones neurofisiológicas.

Sobre la base de los trabajos previos sobre variabilidad y características dinámicas del SR en diferentes condiciones de registro, se estudiaron dos de los requisitos necesarios para ahondar en la complejidad del sistema respiratorio: el Análisis de Estacionaridad y la comprobación de la no linealidad de los registros ventilatorios. Para el estudio se tomaron registros de la base de datos PRI-HSCSP, de las cuales treinta y cinco resultaron estacionarias

o aproximadamente estacionarias, y cinco de ellas se rechazaron por no cumplir la prueba de estacionaridad. El test de no linealidad, fue implementado con el método de los surrogate data, y aplicado en la suposición de la hipótesis nula, la cual una vez rechazada, permitió verificar mediante la Entropía Aproximada, que los datos de las series temporales estudiados no son generados por un sistema lineal, siendo su dinámica asociada a los sistemas complejos no lineales.

El más reciente trabajo presentado en el área de la dinámica compleja del sistema respiratorio, considera los resultados y análisis de los trabajos previos para enfocarse y desarrollar un algoritmo de clasificación automática, mediante Mapas Autoorganizativos (MAO) o Self-Organizing Maps, de los registros respiratorios. Inicialmente fue necesario analizar al sistema respiratorio como autónomo, construir un modelo capaz de ser reconstruido con la técnica de los atractores extraños y el uso de redes neuronales autoorganizativas.

La estimación compleja se realizó sobre registros de una base de datos libre, la MIT-BIH Polysomnographic database, en registros durante la etapa de sueño, específicamente sobre la serie temporal de Tiempos inspiratorios ( $T_I$ ). Los resultados cuantitativos (Dimensión de Correlación y Exponente de Lyapunov) y cualitativos (Variaciones topológicas) fueron obtenidos de la reconstrucción del atractor de la serie temporal  $T_I$ , y arrojaron valores bastante cercanos a los originales. La Figura 5 muestra que la complejidad intrínseca del sistema respiratorio puede ser clasificada a través de reconstrucción no lineal de la serie de tiempos Inspiratorios  $T_I$ , al obtenerse valores estimados (puntos gruesos) correspondientes a los datos originales (puntos delgados)



**Figura 5.** Mapas original (puntos) y MAO (líneas) de la serie temporal de tiempos inspiratorios

## CONCLUSIONES

Actualmente, no resulta siempre válida la simplificación de considerar ruido a toda señal que no se entienda o parezca compleja. El razonamiento recíproco, tampoco es ciegamente verdadero, pues no todo sistema complejo se resuelve simplemente con alguna receta que involucre fractales y exponentes de Lyapunov. Sí resulta cierto, en cambio, el adelanto y comprensión de que sistemas básicamente elementales pueden llegar a producir comportamientos altamente complejos, y que el nuevo enfoque grafo-analítico que los explica, brinda interesantes y optimistas oportunidades para terminar de definir un nuevo alfabeto para escribir nuevos capítulos de la ciencia, esta vez interdisciplinaria, enfrentada a fenómenos de escala humana y natural, más que los ya clásicos, atómicos, cuánticos o astronómicos. Tal vez por ello, algunos autores prefieren ver la dinámica del caos determinístico como el estudio de los procesos, más que los estados; el convertirse, más que el ser.

El sistema respiratorio visto como de complejidad dinámica, presenta una baja dimensionalidad en condiciones normales y en sueño. Se ve aumentada su actividad dinámica subyacente en vigilia y en pacientes intubados con presión de soporte baja.

En los estudios de variabilidad respiratoria, es fundamental el uso de las bases de datos, libres y generados en cada estudio. Está fundamentado en la utilización de información ya registrada y validada, lo cual cumple con la condición ética de no aumentar la invasibilidad de los pacientes con nuevos estudios. Adicionalmente, y no menos importante, es la consideración que la teoría de los sistemas dinámicos prioriza el trabajar con registros “crudos”, sin mayor pretratamiento, ni filtrado, ni promediado, por su principio de no confundir como ruido posible información valiosa de los registros. De allí que los test de validación de estacionariedad y no linealidad a los registros tiempos ventilatorios hayan constituido requisitos claves en la conformación de estudios y resultados, en dinámica no lineal, en general y en sistemas biológicos, en particular.

Algunos médicos consideran que el conjunto corazón-pulmón debería tratarse como un solo órgano, por sus complementarias características anatómico-fisiológicas. Aún la ciencia no parece estar preparada para enfrentar tan emocionante reto, aunque sí muestra indicios de cambio de rumbo hacia tales horizontes. De ser así, bien valdrá la pena seguir avanzando hacia registros y análisis dinámicos de una nueva visión única de dos interesantes y complementarios órganos, desde una nueva perspectiva,

más compleja, más retadora, más a la medida humana.

## BIBLIOGRAFÍA

- GOMIS, P., GONZÁLEZ, C., LEW, M., MEDRANO, G. (1991). An Analysis of the Mechanical Work of Breathing Based on a Respiratory Impedance Model. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vol. 13. pp. 2268-9. Orlando, Fl. USA.
- GONZÁLEZ, C. & GOMIS, P. (2004). Análisis Biomecánico de la Variabilidad del Patrón Ventilatorio. *Revista de la Facultad de Ingeniería, UCV*. Vol. 19, No. 1. pp. 51-64 Caracas.
- GONZÁLEZ O., C., CAMINAL, P., BENITO, S., GIRALDO, B. (2005). Estimación de la complejidad respiratoria en condiciones de vigilia y sueño. IV Escuela Taller Interdisciplinario de Sistemas Complejos. Margarita, Venezuela. Abril 2005.
- GONZÁLEZ O., C. & HOROWITZ, R. (2007). Self organizing maps in respiratory signal classification. IV CLAIB Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica. Porlamar, Venezuela. “IFMBE”. pp. 988-991.
- LORENZ, E. (1963). Deterministic Nonperiodic Flow. *Journal of the Atmospheric Sciences*.
- MANDELBROT, B. (1987). Los objetos fractales. La geometría de la turbulencia. Tusquets Editores, Barcelona. 135-146.
- MANDELBROT, B. (1997). La geometría fractal de la naturaleza. Fractales no escalantes. Colección Metatemas. Tusquets Editores, Barcelona. 211-235.
- MANDELBROT, B. (2004). Fractal and Chaos. Self-inverse fractals, Apollonian nets and soap. Springer Verlag. 178-192.
- MEDINA, E. (1995). Modelo Lineal del Sistema Pulmonar Humano. Tesis de Pregrado, USB, Sartenejas.
- POON, CH. (1995). Respiratory Models and Control. En: Bronzino J. *The Biomedical Engineering Handbook*. Ch. 159. pp. 2404-21. M.I.T. Ma, U.S.A.