

# **Capítulo 2. Procesado de la Señal de Volumen Pulmonar**

## **2.1 Introducción**

Detectar los sucesivos ciclos respiratorios de una señal de volumen pulmonar pudiera parecer, en principio, un asunto poco complicado por la forma sinuosa y la baja frecuencia que presentan estas señales, al compararse con otras señales de interés fisiológico. Las señales de volumen circulante de aire en las vías aéreas de las personas sanas, presentan una forma de onda oscilante, de amplitud y frecuencia variable, con promedios de 500 ml y 12 respiraciones (ciclos) por minuto, respectivamente. Estos valores medios pueden variar notablemente durante respiraciones profundas, pues pueden registrarse inspiraciones de hasta 3500 ml cuando el aire llena el compartimiento pulmonar denominado volumen de reserva inspiratoria; y espiraciones de hasta 1000 ml durante los eventos de espiración profunda, al desalojarse el aire contenido en el volumen de reserva espiratoria. La frecuencia respiratoria a su vez puede llegar a reducirse, de forma involuntaria, hasta llegar a cinco respiraciones por minuto durante el sueño y durante las apneas, o incrementarse automáticamente hasta sesenta respiraciones por minuto, bajo condiciones de esfuerzo agudo.

Los diferentes registros de una base de datos de señales respiratorias contendrán por lo tanto, gran cantidad de ciclos respiratorios, que por lo general

varían en frecuencia y amplitud, incluso entre dos ciclos consecutivos. Estas variaciones deben ser determinadas con precisión, para lo cual resulta necesario elaborar algoritmos apropiados en detectar los inicios y finales de los periodos inspiratorio y espiratorio que presenta un registro continuo del volumen de aire manejado constantemente por el sistema pulmonar. Específicamente, para el procesado aquí descrito, se utilizaron dos tipos de bases de datos: Una base de datos generada mediante Pletismografía Respiratoria por Inductancia (PRI) y adquirida en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (HSCSP) de Barcelona, denominada base de datos PRI-HSCSP (Giraldo y Benito, 2000); y una base de datos de estudios de polisomnografía del M.I.T. (Moody, 1992).

En este capítulo de Procesado de la Señal de Volumen se analizarán las diferentes causas que afectan a la precisa determinación y medición de los ciclos respiratorios completos, se desarrollarán los algoritmos para elaborar las series temporales que ciclo a ciclo componen el patrón ventilatorio, y se realizará la validación de los algoritmos propuestos.

## **2.2 Adquisición de la Base de Datos de Señales de Volumen Pulmonar PRI-HSCSP**

La etapa principal de registro de la señal de volumen pulmonar se realizó en la Unidad de Cuidados Intensivos del HSCSP, y se adquirieron de un grupo de pacientes con terapia de asistencia ventilatoria. Durante la planificación del proceso de registro, debieron seleccionarse tanto la técnica a utilizar como el tipo de pacientes. La técnica porque debió ser lo menos invasiva e incómoda posible para los pacientes; y en la selección de los pacientes se realizó entre aquellos que pudieran soportar sin riesgos para su salud la duración de las pruebas de registro.

### **2.2.1 Pletismografía Respiratoria por Inductancia (PRI)**

El uso de la Pletismografía Respiratoria por Inductancia (PRI) está ampliamente extendido en la monitorización de pacientes, especialmente para estudios de asma, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, síndrome de apneas obstructivas y para pacientes con asistencia ventilatoria. Es precisamente en este último tipo de monitorización en donde se decidió realizar los registros necesarios para constituir la base de datos clínicos, necesaria para realizar estudios de complejidad en el sistema respiratorio.

El equipo de medición de los registros mediante PRI, está constituido por dos bandas elásticas, una colocada alrededor de la caja torácica, y la otra alrededor del abdomen. Las bandas poseen un cable delgado colocado en forma de espiras, que actúan como elementos inductores en un circuito resonante, que capta las variaciones de los volúmenes abdominal y torácico, y las registra como cambios en la frecuencia oscilante del circuito. Estas variaciones de frecuencia son luego procesadas como cambios de voltaje mediante un transductor, que transforma la señal en corriente continua. Finalmente se realiza una suma ponderada de las dos salidas de voltaje obtenidas por cada banda, siendo esta sumatoria la señal de salida que es registrada. La técnica de registro mediante PRI requiere realizar, antes de cada registro, una cuidadosa etapa de calibración del sistema, siendo en este momento cuando se obtiene el valor del factor de conversión entre el voltaje y el volumen circulante del paciente (Dall'ava Santucci, 1990).

Se escogió la técnica de pletismografía respiratoria por inductancia, por ser especialmente conveniente para realizar registros de volumen con pacientes sometidos a ventilación mecánica, cuyo análisis de complejidad constituye uno de los objetivos de esta tesis. Así pues, para la selección de la técnica a utilizar se prefirió la pletismografía respiratoria por inductancia debido a:

- La pletismografía no altera el valor de la resistencia neumodinámica de las vías aéreas.
- Permite realizar largos registros temporales de los volúmenes abdominal, torácico y de la capacidad residual funcional, con una reducida incomodidad al paciente.
- Los registros no se ven modificados por variaciones del volumen muerto de las vías aéreas superiores.
- El equipo registra con precisión los cambios rápidos en el patrón respiratorio.

Este método ha resultado de una gran utilidad en una gran variedad de estudios en pacientes sometidos a ventilación mecánica, como respiración asíncrona, monitorización postoperatoria, pacientes en recuperación tras la ventilación mecánica y en pacientes paralizados. También ha sido utilizada para estudiar los efectos que sobre el sistema respiratorio (SR) producen la anestesia, la ventilación externa negativa y la extubación.

El procedimiento general para la realización de los registros de la base de datos presentó importantes limitaciones, debido al estado semi-crítico de los pacientes. También se evaluó que dos de sus principales inconvenientes (la colocación de las bandas al paciente y la calibración del equipo) solamente se producen durante la etapa inicial del procedimiento de registro, y por tanto sus efectos son transitorios y no presentan repercusión alguna durante las etapas de registro continuo de la señal de volumen.

### 2.2.2 Definición de las Condiciones de Registro

Los registros de la base de datos PRI-HDCSP correspondieron a 40 señales pletismográficas de 20 pacientes con asistencia ventilatoria como soporte respiratorio. Para cada paciente se tomaron dos registros diferentes, uno a presión de soporte baja o PSB (Presión media = 7.4 cmH<sub>2</sub>O) y otro a presión de soporte alta o PSA (Presión media = 18.8 cmH<sub>2</sub>O). La calibración del pletismógrafo se realizó al inicio de cada registro. Exceptuando el tiempo de calibración, la duración de cada registro fue de media hora. La frecuencia de muestreo original de las señales fue de 250 Hz.

Las señales procesadas fueron adquiridas en la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (HSCSP), mediante un equipo de pletismografía respiratoria por inductancia marca Resptrace, modelo 150, y una tarjeta de adquisición de señales marca National Instruments, modelo PCI 1200 NI, y registradas en ordenador mediante un software diseñado en Labview (Serra, 1999).

### 2.2.3 Información Clínica de los Pacientes

Con los datos obtenidos de las dos etapas de registro para cada paciente, se busca que los médicos obtengan una información clínica importante, de manera de estimar si la condición ventilatoria fisiológica del paciente sufrió algún cambio al variar la presión de soporte, o si ésta se mantuvo constante durante la asistencia ventilatoria.

La respuesta ventilatoria del paciente a una disminución de la presión de soporte hasta niveles próximos a las condiciones ambientales, es un indicador

clave en el proceso de desintubación del paciente del equipo de asistencia ventilatoria. Si esta respuesta fisiológica presenta respiraciones profundas y con frecuencias similares a las de PSA, y además el paciente logra mantener esta condición por periodos de más de una hora, existe una predicción positiva del resultado de la desconexión, pues el trabajo respiratorio realizado en cada ciclo respiratorio está estabilizado y el sistema de control respiratorio actúa de manera equilibrada

**Tabla 2.1** Respuesta clínica referida a la condición de los pacientes en los registros de la base de datos PRI-HSCSP (explicación en el texto).

<i>Paciente</i>	<i>Condición</i>
<i>Acg</i>	<i>Igual</i>
<i>Adp</i>	<i>Cambio</i>
<i>Arg</i>	<i>Igual</i>
<i>Cpb</i>	<i>Cambio</i>
<i>Cpm</i>	<i>Igual</i>
<i>Crr</i>	<i>Cambio</i>
<i>Ess</i>	<i>Igual</i>
<i>Etb</i>	<i>Cambio</i>
<i>Fcs</i>	<i>Cambio</i>
<i>Jbm</i>	<i>Igual</i>
<i>Jgc</i>	<i>Cambio</i>
<i>Mgl</i>	<i>Cambio</i>
<i>Mgm</i>	<i>Igual</i>
<i>Mmx</i>	<i>Cambio</i>
<i>Ogc</i>	<i>Cambio</i>
<i>Piq</i>	<i>Igual</i>
<i>Rfe</i>	<i>Cambio</i>
<i>Rpp</i>	<i>Cambio</i>
<i>Sat</i>	<i>Cambio</i>
<i>Vcp</i>	<i>Igual</i>

Pero si la respuesta ventilatoria a la disminución de la presión es de respiraciones rápidas y superficiales no se aconseja la desconexión, el sistema de

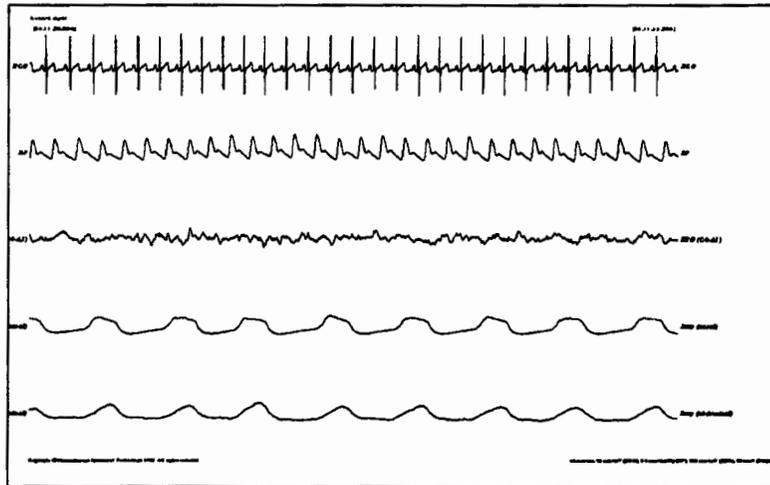
control respiratorio está descompensado y el sistema respiratorio puede estar expuesto a una fatiga de los músculos ventilatorios (Tobin et al, 1995).

En los registros de la base de datos PRI-HSCSP se realizó un análisis de la condición fisiológica de cada paciente, en base a las señales correspondientes de PSB y PSA. En la tabla 2.1 se indican los resultados de cuales de los pacientes, al modificarse la presión de soporte mantuvieron una condición ventilatoria igual, y cuales de ellos la cambiaron. Se observa en estos resultados que ocho pacientes mantuvieron una misma condición fisiológica en las dos condiciones de registro, mientras que en los restantes doce pacientes se apreció un cambio entre sus dos estados fisiológicos, como respuesta a las modificaciones de las condiciones de presión de soporte ventilatorio.

La información mostrada en la tabla 2.1 será de utilidad en la confrontación de los resultados obtenidos por el análisis de complejidad, de forma que este tipo de análisis fisiológico pueda ser reforzado y ampliado con la información adicional de la dinámica compleja del sistema respiratorio que se encuentre subyacente, y pueda ser obtenida mediante los métodos del análisis de complejidad, cualitativos y cuantitativos, que se presentan más adelante.

### **2.3 Base de Datos de Polisomnografía del MIT**

Las pruebas iniciales para el desarrollo de los algoritmos de detección de los componentes del patrón ventilatorio fueron realizadas con registros de la base de datos de polisomnografía del M.I.T. (Moody, 1992), la cual permite, dadas sus características de adquisición de varias señales fisiológicas respiratorias, servir de modelo preliminar en el tratamiento de las señales ventilatorias adquiridas mediante métodos no invasivos. La Base de Datos MIT de polisomnografía posee los registros de cinco parámetros fisiológicos de 16 pacientes, tal como se aprecia en un segmento de señal mostrado en la figura 2.1. Las señales, enumeradas en orden descendente son: Electrocardiografía, Presión Sanguínea, Electroencefalografía, Temperatura Nasal y Volumen Circulante. Además posee anotaciones latido a latido en la señal ECG y de los estados de sueño en la señal EEG.



**Figura 2.1** Segmento de registro de la base de datos polisomnográficos del M.I.T.

Para el estudio preliminar de las características complejas del patrón ventilatorio se utilizó la señal de Volumen Circulante de esta base de datos. Fueron seleccionados en total quince segmentos de señales, cinco de pacientes durante la vigilia y diez de pacientes en etapas de sueño. El tiempo promedio por cada segmento de señal utilizado fue de 50 minutos, habiéndose desechado los tramos defectuosos debido a contaminación por ruido, descalibración o saturación de la señal.

En este trabajo inicial, se propuso estudiar los patrones respiratorios diferenciados durante los estados de vigilia y sueño, mediante el análisis de complejidad de las señales ventilatorias. Para ello, fue necesario hacer una clasificación previa de las señales, para distinguir las diferentes etapas de sueño en el registro de volumen circulante, para posteriormente hacer la selección definitiva de segmentos a analizar.

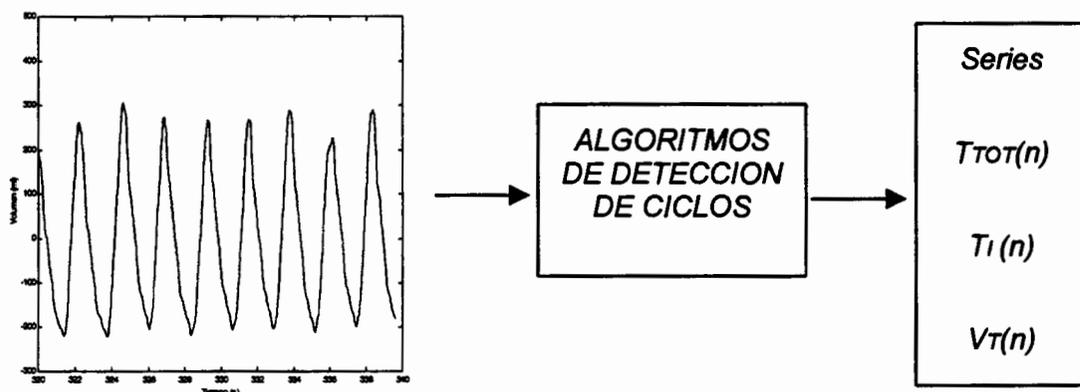
En esta sección solamente se hará mención a los valores correspondientes a los promedios de las series temporales obtenidas, los cuales fueron los siguientes: En sueño, los tiempos inspiratorios  $T_i$  medidos presentaron una media y una desviación estándar de  $1.60s \pm 0.46s$ , mientras que en vigilia los  $T_i$  fueron de  $1.86s \pm 0.37s$ . Los tiempos totales  $T_{TOT}$  presentaron medias y desviaciones estándar de  $4.52s \pm 1.10s$  para el sueño y de  $5.09s \pm 1.19s$  para la vigilia. Es de hacer notar que estos resultados fueron obtenidos de registros que si bien fueron cuidadosamente seleccionados, no le fueron aplicados los test de estacionaridad y no linealidad que serán descritos en el capítulo 4, debido fundamentalmente a que

por su carácter preliminar, su estudio correspondió a verificar la posibilidad de la aplicación de las técnicas de análisis de complejidad a registros respiratorios (González et al, 1997, 1998).

#### 2.4 Algoritmos de Detección de los Ciclos Respiratorios

Si se define el inicio de cada ciclo respiratorio coincidiendo con el ingreso de aire en las vías aéreas, la duración de un ciclo completo ( $T_{TOT}$ ) es el tiempo transcurrido entre dos sucesivos instantes de inicio inspiratorio y la serie temporal de  $T_{TOT}$  queda definida por la sucesión continua de inicios inspiratorios.

El tiempo de duración inspiratorio  $T_I$ , se inicia en el mismo instante del tiempo  $T_{TOT}$ , y finaliza en el instante donde la amplitud de la señal de volumen es máxima. La espiración por su parte comienza al terminar el tiempo  $T_I$  y finaliza justamente donde se inicia la siguiente inspiración. Otro parámetro importante del patrón respiratorio a determinar es la diferencia entre las amplitudes de la señal de volumen en los instantes final e inicial de la inspiración, denominado Volumen Circulante o Volumen Tidal ( $V_T$ ).



**Figura 2.2** Procesamiento de la señal de volumen ventilatorio y series temporales generadas.

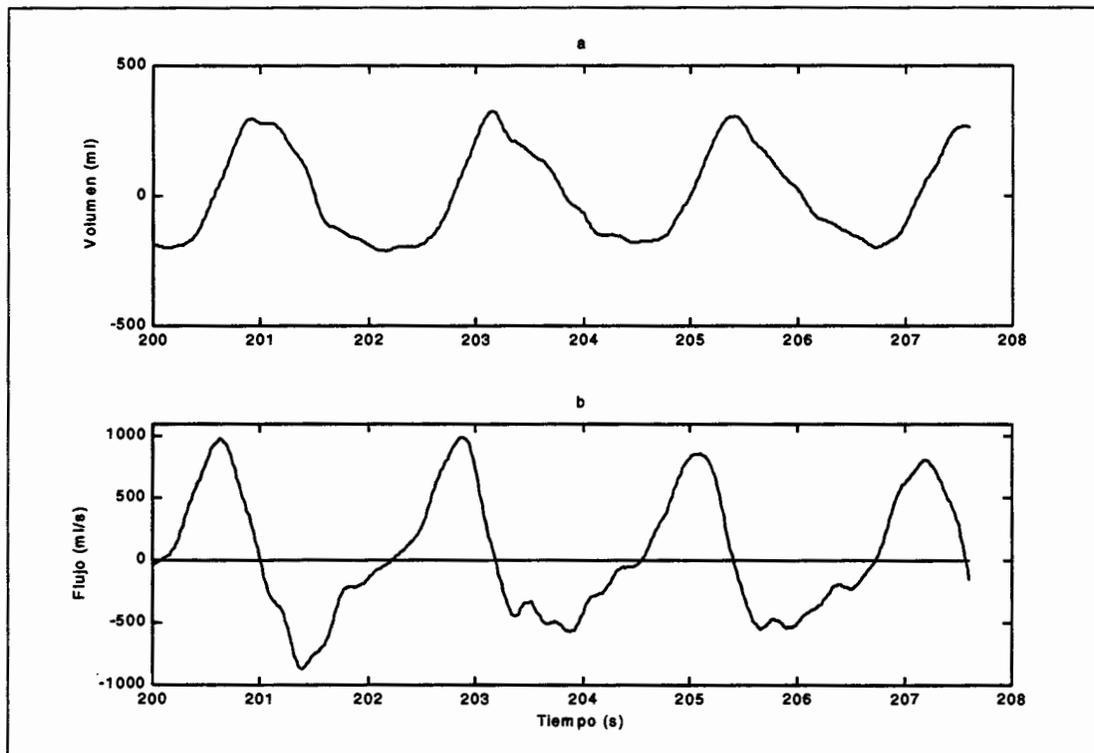
La figura 2.2 muestra esquemáticamente el proceso a seguir, partiendo de la señal digitalizada de volumen circulante, hasta obtener las tres series temporales  $T_{TOT}(n)$ ,  $T_I(n)$  y  $V_T(n)$  que conforman el patrón respiratorio. A continuación se

describirá la forma cómo el sistema automático desarrollado realiza el análisis de la señal de entrada, ejecuta las detecciones y obtiene los datos de las series temporales.

#### **2.4.1 Obtención de la Señal de Flujo Aéreo**

Las señales originales de volumen circulante, tanto de la base de datos del MIT, como las del PRI-HSCSP están muestreadas a 250 Hz, frecuencia innecesariamente alta para el procesamiento de señales respiratorias. Con el fin de hacer un tratamiento más apropiado, estos registros se remuestrearon a 50 Hz, logrando suavizar los registros y disminuir los tiempos de análisis, conservando las componentes frecuenciales de interés fisiológico. Luego se aplicó un filtrado derivador a todo el registro, para obtener la señal de flujo, necesaria a su vez en el procesamiento de las detecciones automáticas.

Dado que durante la inspiración, cuando el volumen es creciente, el flujo aéreo es positivo, y durante el evento espiratorio se presentan valores negativos de la señal de flujo, correspondientes con la forma decreciente de la señal de volumen espirado, en principio los instantes de inicio y fin de cada inspiración se ubican donde la señal de flujo cambia de signo, de negativo a positivo en el inicio inspiratorio, y de positivo a negativo en el final de la inspiración.



**Figura 2.3** a. Registro pletismográfico de Volumen Circulante del paciente Sat (base de datos PRI-HSCSP), b. Señal de flujo en las vías aéreas, correspondiente al segmento de volumen mostrado en a.

En la figura 2.3.b se presenta un segmento de la señal de flujo aéreo, correspondiente a la derivada del segmento de la señal de volumen circulante mostrada en la figura 2.4.a. Como condición necesaria para aceptar la existencia de un nuevo ciclo inspiratorio, resulta necesario proponer un valor de volumen circulante mínimo ( $V_{Tm}$ ). Valores inferiores a este umbral de volumen deben ser considerados como oscilaciones de flujo aéreo y no se deben confundir con el inicio de un nuevo ciclo, sino más bien ser tratados como pausas espiratorias que deben ser incluidas al final del período espiratorio. Este valor de  $V_T$  mínimo a su vez permite proponer valores mínimos de tiempos inspiratorios, y valor mínimo de flujo. En mediciones con neumotacógrafos es común considerar valores de tiempo inspiratorio mínimo y flujo mínimo como 0.3 s y 0.1 l/s, respectivamente, y por lo tanto el valor del umbral de volumen circulante es de 0.03 l o 30 ml, y cualquier manejo de aire en las vías aéreas inferior a este umbral no da inicio a un nuevo ciclo respiratorio.

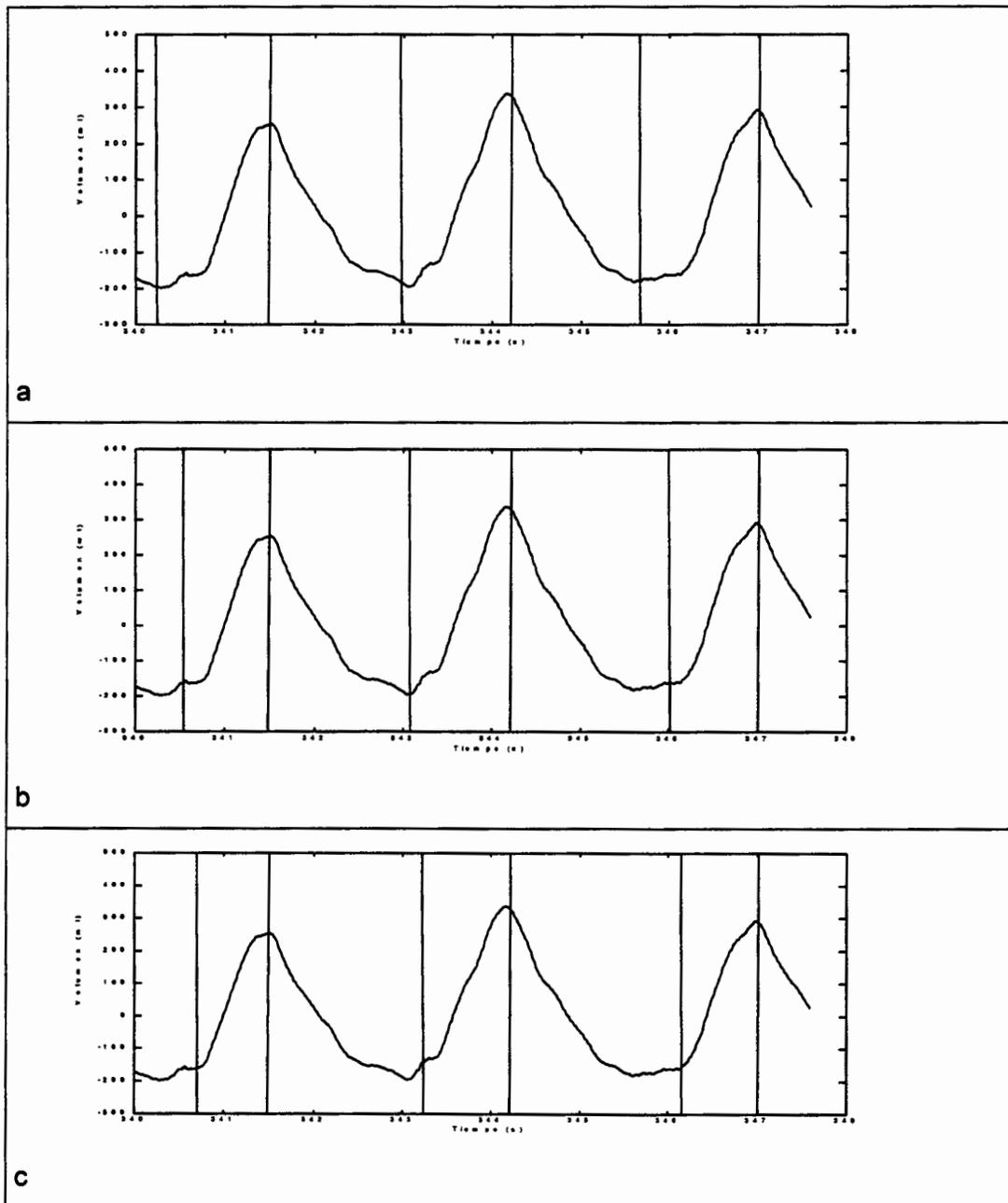
#### 2.4.2 Consideraciones sobre los Umbrales de Flujo

En un ciclo ventilatorio completo, al final de la inspiración y principalmente de la espiración, pueden existir cortos periodos de tiempo con valores pequeños de flujo antes del cambio de signo. En la práctica estas pequeñas pero importantes modificaciones en el volumen circulante de aire introducen cambios en las determinaciones del patrón ventilatorio. Estas pequeñas oscilaciones de corta duración de la señal de flujo antes de mostrar un cambio de signo, son inevitables debido a que se corresponden con modificaciones puntuales en la cantidad de volumen de aire espirado, y deben ser tomados en cuenta como consecuencia de un comportamiento complejo del sistema respiratorio, que conjuga controles voluntarios del sistema nervioso simpático, con cambios metabólicos controlados por el sistema nervioso parasimpático, y por tanto, involuntarios.

La consideración de diferentes valores de flujo umbral en las detecciones de un nuevo ciclo, resultan ser un importante elemento de definición de la calidad de la detección de los ciclos respiratorios de los registros continuos. Las pruebas previas mostraron resultados significativamente diferentes en las mediciones al variar la magnitud del umbral de flujo, y consecuentemente permitieron encontrar una alternativa en la mejora de las detecciones automáticas, como se discutirá más adelante.

Es importante destacar también, que además del umbral de flujo utilizado para las detecciones de un nuevo ciclo, el sistema automático fue a su vez mejorado al incluir otro umbral de flujo exclusivo para las ubicaciones de las detecciones. Este proceso permite, una vez detectado un nuevo ciclo, optimizar el instante donde se colocará la marca de inicio inspiratorio correspondiente, retrasando la detección hasta un valor intermedio, que será verificado durante el proceso de validación de los algoritmos.

En la figura 2.4 se aprecia la diferencia que presentan los algoritmos de detección al poner un valor de *flujo umbral de ubicación* ( $F_{UU}$ ), en tres instantes diferentes, al cambiar su valor a: nulo ( $F_{UU}=0$  ml/s), medio ( $F_{UU}=150$ ml/s) o máximo ( $F_{UU}= 250$ ml/s). En la figura 2.4.a se observa como este flujo umbral modifica las detecciones, al ubicar las marcas de final espiratorio (coincidente con el inicio inspiratorio) más a la izquierda que las marcas análogas de la figura 2.4.b. Estas mismas marcas de detección, en la figura 2.4.c se hallan más a la derecha.



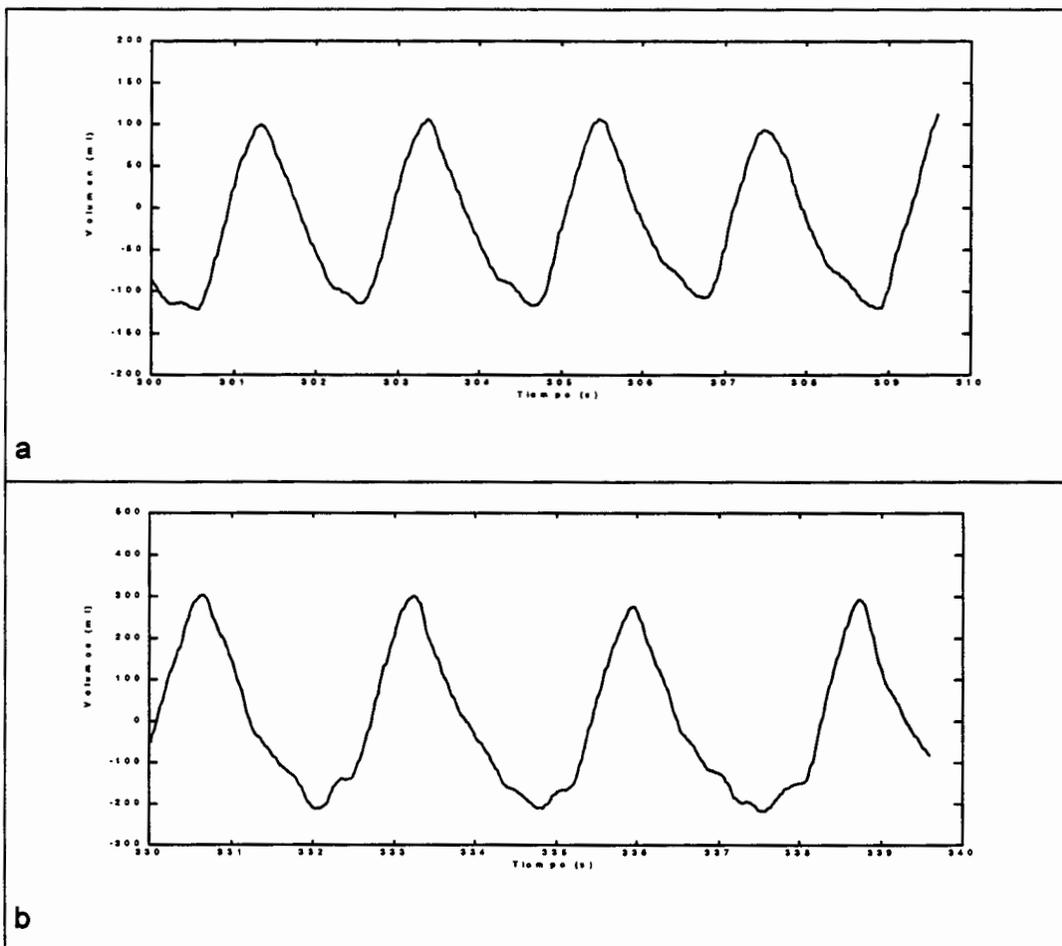
**Figura 2.4** Detecciones de  $T_i$  y  $T_{tot}$ , con variaciones del parámetro  $F_{UU}$ . a. Nulo, ( $F_{UU} = 0$  ml/s). b. Medio ( $F_{UU} = 150$  ml/s), c. Máximo ( $F_{UU} = 250$  ml/s). Registro del paciente RppSB de la Base de datos PRI-HSCSP.

Es importante comentar que el valor definitivo del *flujo umbral de ubicación* correspondiente a los registros realizados mediante Pletismografía Respiratoria por Inductancia (PRI), se obtendrá en la etapa de validación de los algoritmos, luego de un proceso de verificación analítico que compara los resultados de las detecciones

del patrón ventilatorio obtenidos por diferentes valores del  $F_{UU}$ , con las marcas que colocan varios expertos neumólogos.

### 2.4.3 Algoritmos Propuestos

Al definir los algoritmos de detección, se tuvo especial cuidado en considerar los diversos escenarios que se pueden presentar durante el registro de las señales de volumen circulante. Particularmente, la determinación del instante de inicio inspiratorio requirió de mayor afinamiento, por ser el momento que presenta mayor posibilidad de determinaciones incorrectas, no sólo al sistema automático, sino incluso en las detecciones manuales.



**Figura 2.5** a. Ciclo respiratorio con inicio inspiratorio normal, señal de validación VH05. b. Ciclo respiratorio con inicio inspiratorio de ubicación ambigua, señal de validación VH03.

Esta situación se visualiza en la figura 2.5.a, en donde el registro no presenta mayores inconvenientes en la detección del inicio inspiratorio, mientras la

figura 2.5.b muestra pequeñas ondulaciones al final espiratorio e inicio inspiratorio que no permiten a simple vista definir con certeza la etapa de inspiración.

**Tabla 2.2** Valores de los umbrales de flujo y tiempo utilizados en los algoritmos de detección de ciclos respiratorios.

	AA	AB	AC	AD
$F_{UD}$	250	250	250	250
$F_{UU}$	250	250	0	150
$F_{UF}$	100	0	100	100
$T_U$	0.3	0.3	0.3	0.3

**$F_{UD}$ : Flujo umbral de detección de inicio inspiratorio (ml/s).**

**$F_{UU}$ : Flujo umbral de ubicación de inicio inspiratorio (ml/s)**

**$F_{UF}$ : Flujo umbral de ubicación de final inspiratorio (ml/s).**

**$T_U$ : Umbral de Tiempo (s)**

La modificación del criterio de ubicación del instante de inicio inspiratorio permite diseñar diferentes algoritmos, que servirán para poder seleccionar el que mayor precisión muestre respecto a las determinaciones llevadas a cabo por los neumólogos. Las variaciones asociadas a cada uno de los cuatro algoritmos escogidos se muestran en la tabla 2.2, indicándose los valores de los umbrales de flujo y tiempo utilizados.

## 2.5 Validación de los Algoritmos de Detección

Cualquier evento inspiratorio requiere del ingreso de un volumen de aire mínimo para ser considerado como un nuevo ciclo respiratorio. Si se escogen criterios con valores reducidos de tiempo y flujo, pueden ser poco precisos por incluir como nuevos ciclos a pequeños incrementos en el volumen inspirado, y dar origen a series temporales con detecciones de pequeños ciclos que en realidad son suaves fluctuaciones de aire. Por otro lado, con criterios que fijen los valores demasiado altos de los umbrales de flujo y tiempo, se corre el riesgo de excluir respiraciones que movilizan poco aire, al quedar solapadas con el ciclo respiratorio precedente.

El registro continuo de volumen circulante posee una gran variedad de ciclos respiratorios, los cuales deben ser convenientemente medidos a fin de obtener series temporales que representen la variabilidad del patrón ventilatorio,

pues así se garantiza la inclusión de las características de complejidad no lineal del sistema. Es por ello que se decidió validar las series temporales generadas por el sistema automático considerando varios algoritmos, que se compararán con las detecciones manuales realizadas por dos médicos neumólogos. De esta comparación, y utilizando coeficientes que permitan cuantificar la reproducibilidad de los datos comparados, se escogió el algoritmo más preciso como el idóneo para generar las series temporales y permitir el posterior análisis de complejidad del sistema.

### 2.5.1 Características de los Registros Utilizados en la Validación

La serie de registros de señal de volumen circulante objeto de la validación, requiere ser de características diversas, a fin de evitar la homogeneidad y un posible sesgo que condicione las detecciones favorables a algún tipo de señales, pero desfavorables en otros. Es decir; el proceso debe ser lo más genérico posible, de tal forma que incluya segmentos de señales con la mayor diversidad de morfologías .

**Tabla 2.3** Codificación de las señales utilizadas en la validación y su correspondiente identificación con el código del paciente.

<i>Validación</i>	<i>Señal original</i>
<i>VH01</i>	<i>SatSB</i>
<i>VH02</i>	<i>SatSA</i>
<i>VH03</i>	<i>RppSB</i>
<i>VH04</i>	<i>RppSA</i>
<i>VH05</i>	<i>CrrSB</i>
<i>VH06</i>	<i>CrrSA</i>
<i>VH07</i>	<i>AdpSB</i>
<i>VH08</i>	<i>AdpSA</i>

Para ello, fueron seleccionados ocho registros pletismográficos, de cuatro de los pacientes sometidos a soporte ventilatorio como terapia de asistencia respiratoria y que forman parte de la base de datos PRI-HSCSP. Los dos registros de cada paciente corresponden a presiones de soporte baja y alta,

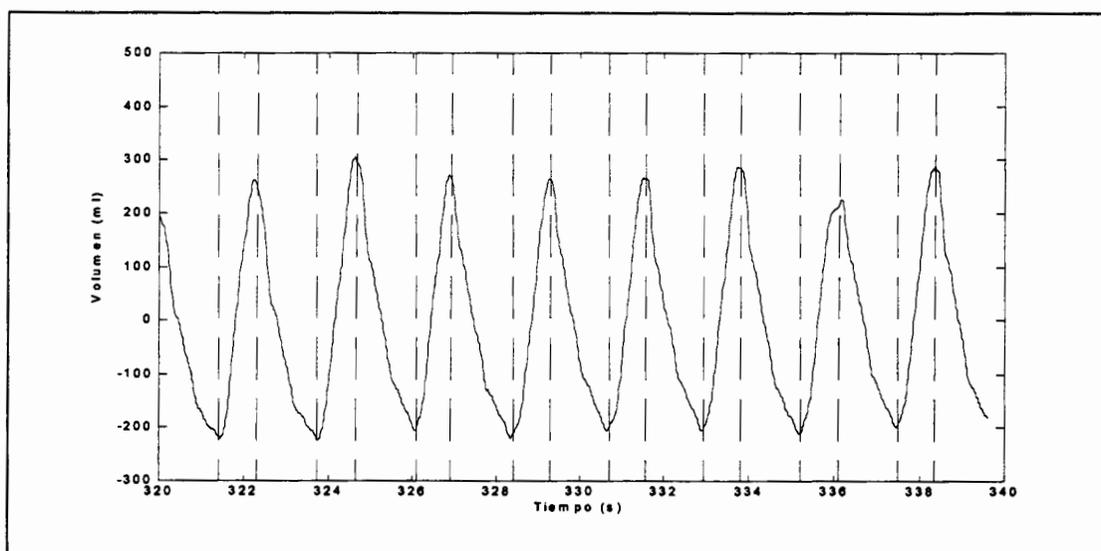
respectivamente. Es de hacer notar que la terapia ventilatoria con presión de soporte permite al propio paciente definir el instante de inicio de cada respiración, y por tanto el ventilador mecánico no interfiere en el ritmo respiratorio del paciente.

De las señales indicadas en la tabla 2.3, se aprecia la forma de seleccionar los registros de validación, asignando una codificación en donde las terminaciones impares corresponden a soporte ventilatorio bajo, y las pares a soporte ventilatorio alto.

A cada una de estas señales, originalmente de media hora de duración, se le extrajeron tres segmentos de 50 segundos cada uno. Estos segmentos se obtuvieron del inicio, mitad y fin de cada registro original.

En total fueron analizados 24 segmentos de señal de 50 segundos de duración. Estas mismas 24 señales fueron codificadas y entregadas a los expertos médicos neumólogos para la determinación manual de los ciclos ventilatorios. La codificación de las señales se realizó para evitar suministrar información de los pacientes que pudiera influir en la objetividad del análisis. La tabla 2.3 muestra la relación entre la codificación de los ocho segmentos de señal utilizados en el proceso de validación y la identificación del paciente y el valor numérico de la presión (medida en cm de H<sub>2</sub>O) con la cual se realizó el registro.

En la figura 2.6 se muestra uno de los 24 segmentos de la señal de volumen utilizados en la validación, indicando las detecciones de cada uno de los ciclos respiratorios correspondientes, en donde se aprecian las marcas de inicio y fin inspiratorio realizadas por el sistema automático, las cuales serán validadas con las determinaciones de los expertos.



**Figura 2.6** Segmento de la señal temporal de Volumen circulante, proveniente del registro de validación VH01, con las marcas de inicio y fin inspiratorio realizadas por el sistema automático.

### 2.5.2 Reproducibilidad de las Series Temporales de $T_I$ y $T_{TOT}$

El proceso de validación de los algoritmos se basó en la correspondencia de las series temporales de tiempos inspiratorio  $T_I$ , y total  $T_{TOT}$ , producidas entre los expertos y el sistema automático.

En la etapa numérica de comprobación de la fiabilidad de las medidas llevadas a cabo por el sistema automático, se recurrió al Coeficiente de Correlación Interclase  $R$ , o Interclass Correlation Coefficient (ICC) (Fleiss, 1986), el cual es una herramienta estadística para medir la reproducibilidad de los datos, diseñada especialmente para medidas clínicas. En él se considera que cada medición corresponde con la suma del valor medio del parámetro ( $T$ ), más la suma algebraica del error ( $e$ ) asociado a la medida con respecto su valor exacto ( $X$ ). Es decir :

$$X = T + e \quad (2.1)$$

Este índice permite realizar análisis de fiabilidad en la reproducibilidad de un parámetro mediante el uso de dos varianzas distintas, la del valor medio del

parámetro en estado estable ( $\sigma_T^2$ ), y la varianza de los errores aleatorios ( $\sigma_e^2$ ) que presenta cada medida con respecto a la media. El índice de fiabilidad R (de la expresión inglesa Reliability), obtenido en función de estas dos varianzas se calcula con la siguiente expresión:

$$R = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_T^2 + \sigma_e^2} \quad (2.2)$$

Este índice permite además verificar la reproducibilidad de las medidas de las series temporales, asignándoles estimaciones de acuerdo con la tabla 2.4.

**Tabla 2.4** Valoración de la fiabilidad en la reproducibilidad de los datos. Tabla de Landis

<i>Indice de Fiabilidad R</i>	<i>Reproducibilidad</i>
<i>.81 - 1.0</i>	<i>Casi Perfecto</i>
<i>.61 - .80</i>	<i>Sustancial</i>
<i>.41 - .60</i>	<i>Moderado</i>
<i>.21 - .40</i>	<i>Bueno</i>
<i>.01 - .20</i>	<i>Bajo</i>

La reproducibilidad de las 24 series temporales de  $T_1$  y de las 24 series temporales de  $T_{TOT}$  generadas por el sistema automático comparadas con el experto1 (E1), muestran valores de reproducibilidad casi perfectos para todas las series temporales de  $T_{TOT}$ , y para el algoritmo AD de la serie  $T_1$  (Tabla 2.5). Los algoritmos AA, AB y AC determinan de forma sustancial la fiabilidad en las medidas de  $T_1$  al ser comparadas con las medidas realizadas por el experto E1 y valoraciones casi perfectas para las series temporales de  $T_{TOT}$ .

Los valores de la fiabilidad de las mediciones del sistema automático con respecto al experto 2 (E2) se indican en la tabla 2.6, la cual muestra resultados análogos a los presentados en la tabla 2.5 con respecto al experto E1. Allí se aprecia de nuevo la aproximación casi perfecta en la fiabilidad de los resultados al aplicar el algoritmo AD en ambas series temporales ( $R > 0.8$ ), mientras que los otros tres algoritmos presentaron determinaciones de fiabilidad casi perfectas solamente

para  $T_{TOT}$ , mientras que la fiabilidad en la reproducción de las series de  $T_i$ , los valores resultaron ser sustanciales (rango R: 0.6 – 0.8).

**Tabla 2.5** Valores del Índice de Fiabilidad R calculado entre el experto 1 (E1) y los algoritmos AA, AB, AC y AD para las series temporales de  $T_i$  y  $T_{TOT}$ .

	$T_i$	$T_{TOT}$
<i>E1-AA</i>	.759	.967
<i>E1-AB</i>	.680	.963
<i>E1-AC</i>	.674	.956
<i>E1-AD</i>	.831	.941

**Tabla 2.6** Valores del Índice de Fiabilidad R calculados entre el experto 2 (E2) y los algoritmos AA, AB, AC y AD. para las series temporales de  $T_i$  y  $T_{TOT}$

	$T_i$	$T_{TOT}$
<i>E2-AA</i>	.762	.977
<i>E2-AB</i>	.669	.974
<i>E2-AC</i>	.645	.965
<i>E2-AD</i>	.802	.956

La validación del algoritmo idóneo de detección de ciclos respiratorios, requiere además de una estimación de la reproducibilidad mutua entre ambos expertos, como una forma de saber si utilizan criterios de detección semejantes. Este cálculo fue llevado a cabo de manera análoga a los reportados para las comparaciones entre el sistema automático y los expertos, y su resultado se ve en la tabla 2.7.

Los valores del coeficiente R para ambos expertos, mostrados en la tabla 2.7, se encuentran ambos en la misma escala cuantitativa ( $R > 0.8$ ) según la tabla de Landis. Además este nivel de reproducibilidad casi perfecto lo presenta también el algoritmo AD con respecto a E1 y E2, y es a su vez del mismo orden de magnitud que la fiabilidad mutua entre las mediciones de los dos expertos para las detecciones de  $T_{TOT}$ , y algo más baja para los valores del coeficiente R en las series de  $T_i$ . (González et al, 2000)

**Tabla 2.7** Valores del Índice de Fiabilidad R calculados entre el experto 1 (E1) y el experto 2 (E2).

	$T_i$	$T_{TOT}$
<i>E1-E2</i>	<i>.937</i>	<i>.957</i>

### 2.5.3 Análisis de la validación del algoritmo seleccionado respecto al tipo de señal

Una vez seleccionado el algoritmo idóneo, se realizó un análisis de los datos de fiabilidad obtenidos por el algoritmo AD, respecto a cada una de los cuatro pacientes, y a su nivel de soporte ventilatorio, con la finalidad de analizar el grado de certeza que posee en la detección de los ciclos ventilatorios y si pudiera presentarse algún tipo de sesgo producto de su aplicación a uno de los registros en particular. Para ello, se obtuvieron los valores del R para cada uno de los ocho registros de validación definidos en la tabla 2.3 al compararse los valores de las detecciones entre el sistema automático y los expertos E1 y E2, para la serie de  $T_i$ , por presentar ésta valores más críticos (R menor) en las tablas 2.5 y 2.6. El resultado de esta verificación se indica en la tabla 2.8, en donde se aprecia que las determinaciones de la serie  $T_i$  realizadas por el sistema automático con el algoritmo AD, al compararlas con las realizadas por E1 y E2, no presentan sesgo en función del mismo registro de validación, pues solamente 4 de los 16 valores de R obtenidos están en el nivel sustancial (Rango R: 0.6 – 0.8), y las demás se ubican en el nivel de fiabilidad casi perfecto (Rango R: 0.8 – 1.0).

**Tabla 2.8** Valores del ICC para el algoritmo escogido, relativos al tipo de señal y registro ventilatorio comparando los valores del algoritmo AD y los expertos E1 y E2. Cálculo para la serie temporal de  $T_i$ .

	<i>AD-E1</i>	<i>AD-E2</i>
<i>VH01</i>	<i>.846</i>	<i>.816</i>
<i>VH02</i>	<i>.843</i>	<i>.814</i>
<i>VH03</i>	<i>.834</i>	<i>.806</i>
<i>VH04</i>	<i>.774</i>	<i>.724</i>
<i>VH05</i>	<i>.837</i>	<i>.813</i>
<i>VH06</i>	<i>.814</i>	<i>.785</i>
<i>VH07</i>	<i>.811</i>	<i>.787</i>
<i>VH08</i>	<i>.846</i>	<i>.821</i>

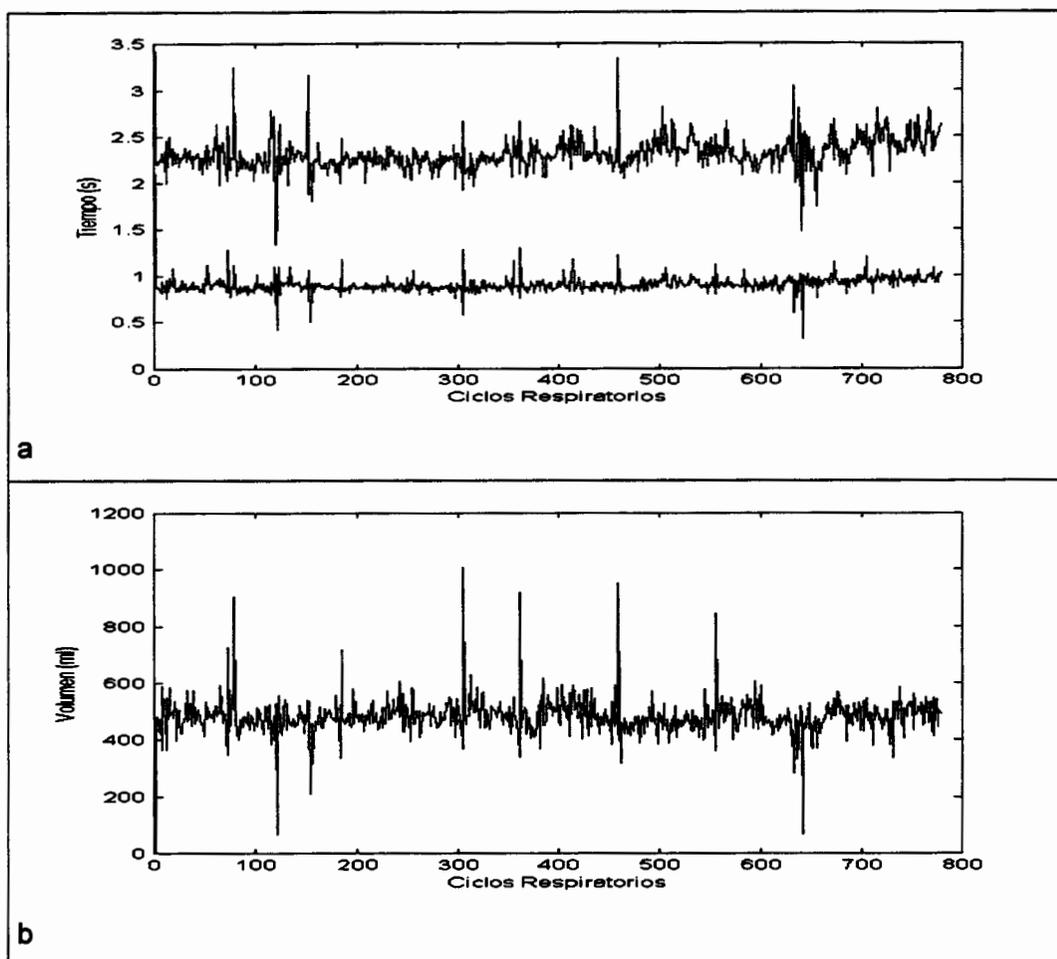
#### 2.5.4 Resultados de la Validación

Analizando los datos de las tablas 2.5 y 2.6, se infiere que las detecciones de la serie temporal de  $T_{TOT}$ , son reproducibles casi perfectamente por cualquiera de los cuatro algoritmos implementados. Por tener el máximo valor del coeficiente R, el algoritmo AA pareciera a primera vista ser el más adecuado, al menos para valores de  $T_{TOT}$ . Pero la diferencia cualitativa más apreciable se produce en la serie de valores de  $T_I$ , en donde las detecciones son casi perfectas solamente en el algoritmo AD, mientras son sustanciales en los datos de los otros tres algoritmos implementados, según se ve en las tablas 2.5 y 2.6. Así pues, solamente el algoritmo AD presenta valores de R superiores a 0.8 en las dos series temporales objeto de la validación.

Las características numéricas del algoritmo AD seleccionado se muestran en la tabla 2.2. Según estos resultados, para la técnica de registro de volumen respiratorio mediante PRI, el valor umbral del volumen espiratorio para que se inicie un nuevo ciclo es :  $F_{uu} \cdot T_u = 250 \text{ ml/s} \cdot 0.3 \text{ s} = 75 \text{ ml}$ . La importancia de esta definición proviene de la homogeneidad de resultados entre los expertos y el sistema automático. Si se utilizan valores menores que los umbrales mostrados en la tabla 2.2, las series temporales contendrán un número adicional de ciclos extras, mientras que si se aplican valores mayores, estas mismas series temporales estarán más reducidas, al agruparse ciclos con un volumen pequeño con el ciclo respiratorio consecutivo.

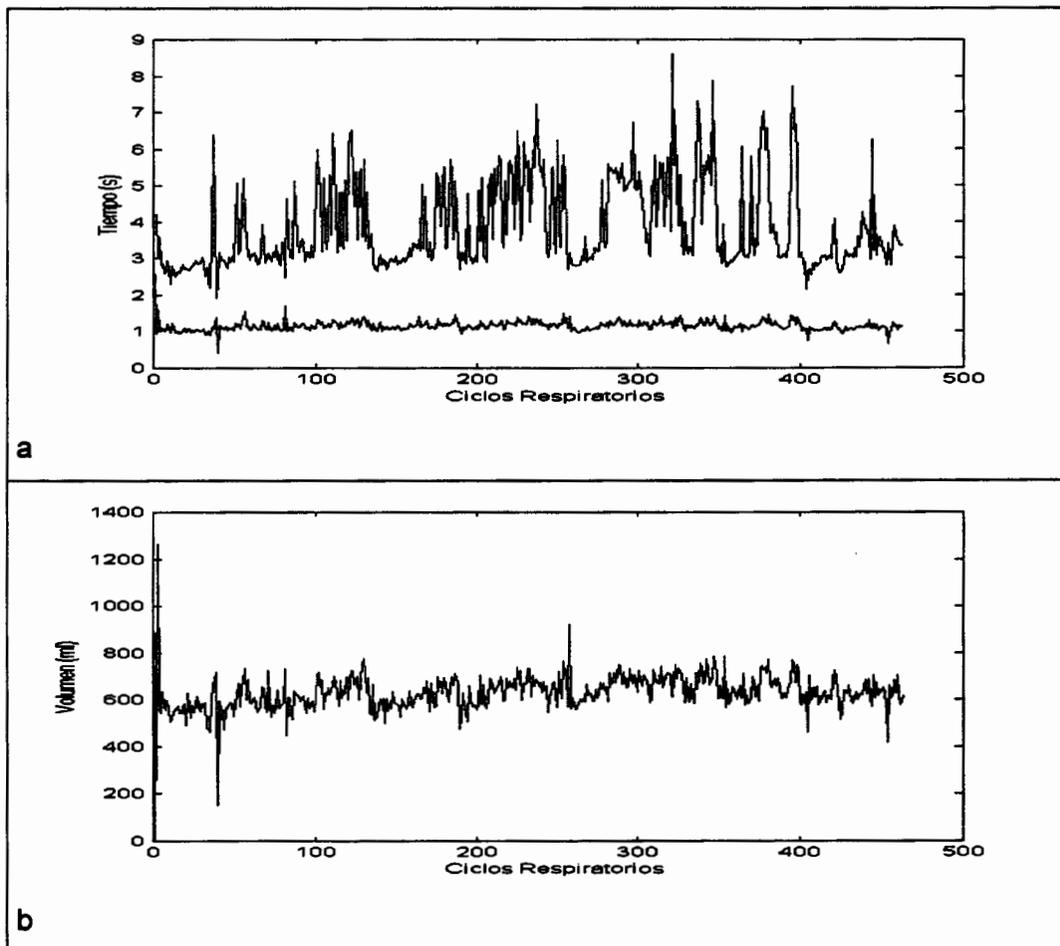
#### 2.6 Las Series Temporales de $T_I$ , $T_{TOT}$ y $V_T$

Una vez concluida la etapa de detecciones de los ciclos inspiratorios y espiratorios, el sistema automático genera las series temporales de cada registro en forma de vectores, las cuales permitirán hacer los análisis de complejidad del sistema respiratorio. Las unidades estándar con las cuales son almacenados los datos en las series temporales son: Los tiempos  $T_I$  y  $T_{TOT}$  en segundos, y volumen circulante  $V_T$  en ml.



**Figura 2.7** Gráfico de las series temporales obtenidas para el registro SatSB. a.  $T_i$  (inferior) y  $T_{TOT}$  (superior) b. Volumen  $V_t$ .

En la figura 2.7, se muestra un ejemplo de la forma que poseen las series temporales generadas para un registro con PSB, mientras que en la figura 2.8 se muestran los resultados para el mismo paciente con PSA. En estas figuras están representados gráficamente los parámetros que componen al patrón respiratorio, mostrándose en forma particular la variabilidad que presenta el patrón ventilatorio entre ciclo y ciclo respiratorio y resulta fácilmente deducible que la simplificación a un único patrón representativo, obtenido por promediación de cada parámetro, pierde buena parte de la información que contiene toda la serie temporal compleja.



**Figura 2.8** Gráfico de las series temporales obtenidas para el registro SatSA. a.  $T_I$  (inferior) y  $T_{TOT}$  (superior), b. Volumen  $V_T$ .

Una estimación aproximada de la variabilidad en las series temporales la podemos realizar al obtener los promedios y desviaciones estándar de los registros SatSB y SatSA, y calcular el coeficiente de variación (desviación estándar  $\times$  100 / promedio de cada parámetro), tal como se expresa en la tabla 2.9.

De los datos allí mostrados se obtienen que la mayor diferencia se presenta en los valores de desviación estándar del  $T_{TOT}$ , con coeficientes de variación del 8.4 % y máximos del 31.5 %. Le sigue en diferenciación la serie temporal de  $T_I$ , con 9.7 % y 17.3 %, y los valores de  $V_T$  presentan coeficientes de variación del 13.0 % en ambos registros. De manera general, se puede deducir que existe una pérdida de información muy importante al considerar valores promedios del patrón respiratorio, sin incluir las desviaciones estándar.

**Tabla 2.9** Valores promedios de las series temporales de  $T_i$ ,  $T_{TOT}$  y  $V_T$  para los registros SatSB y SatSA, y medida del coeficiente de variación (CV) calculado como  $(SD / X) \times 100$ .

Registro	$T_i$ (s)( $X \pm SD$ )	$T_{TOT}$ (s)( $X \pm SD$ )	$V_T$ (ml)( $X \pm SD$ )
SatSB	$0.84 \pm 0.08$	$2.31 \pm 0.19$	$476 \pm 63$
CV (%) SatSB	9.7 %	8.4 %	13 %
SatSA	$1.06 \pm 0.18$	$3.87 \pm 1.22$	$621 \pm 85$
CV (%) SatSA	17.3 %	31.5 %	13 %

De incluirse la desviación estándar en los cálculos de un patrón ventilatorio promediado, aún no podría llegar a caracterizar toda la información de la serie temporal, como la mostrada en las figuras 2.9.a y 2.9.b en donde se permite apreciar con mayor nitidez el grado de complejidad que caracteriza a la variabilidad ciclo a ciclo del patrón respiratorio.

## 2.7 Conclusiones

El procesamiento de las señales para obtener los parámetros que definen el patrón ventilatorio, fue llevado a cabo con dos diferentes bases de datos, ambas correspondientes a registros pletismográficos de la señal de volumen circulante ( $V_T$ ). La primera base de datos utilizada fue la de estudios polisomnográficos del MIT y posteriormente fue utilizada una base de datos elaborada en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (HSCSP), de Barcelona.

Para obtener el patrón ventilatorio dinámico que ciclo a ciclo se va generando y cuya información está contenida en estos registros continuos de volumen circulante, se requiere diseñar un sistema automático que: a. *detecte los ciclos* con precisión, básicamente los inicios y fines de cada ciclo y sus correspondientes duraciones; b. *mida los parámetros* dentro de cada ciclo registrando tanto los de tiempo ( $T_{TOT}$  y  $T_i$ ) como de volumen circulante máximo ( $V_T$ ); y c. *elabore las series temporales* correspondientes al patrón ventilatorio que se generan con la secuencia progresiva de cada parámetro medido en los sucesivos ciclos, previamente definidos por el sistema automático.

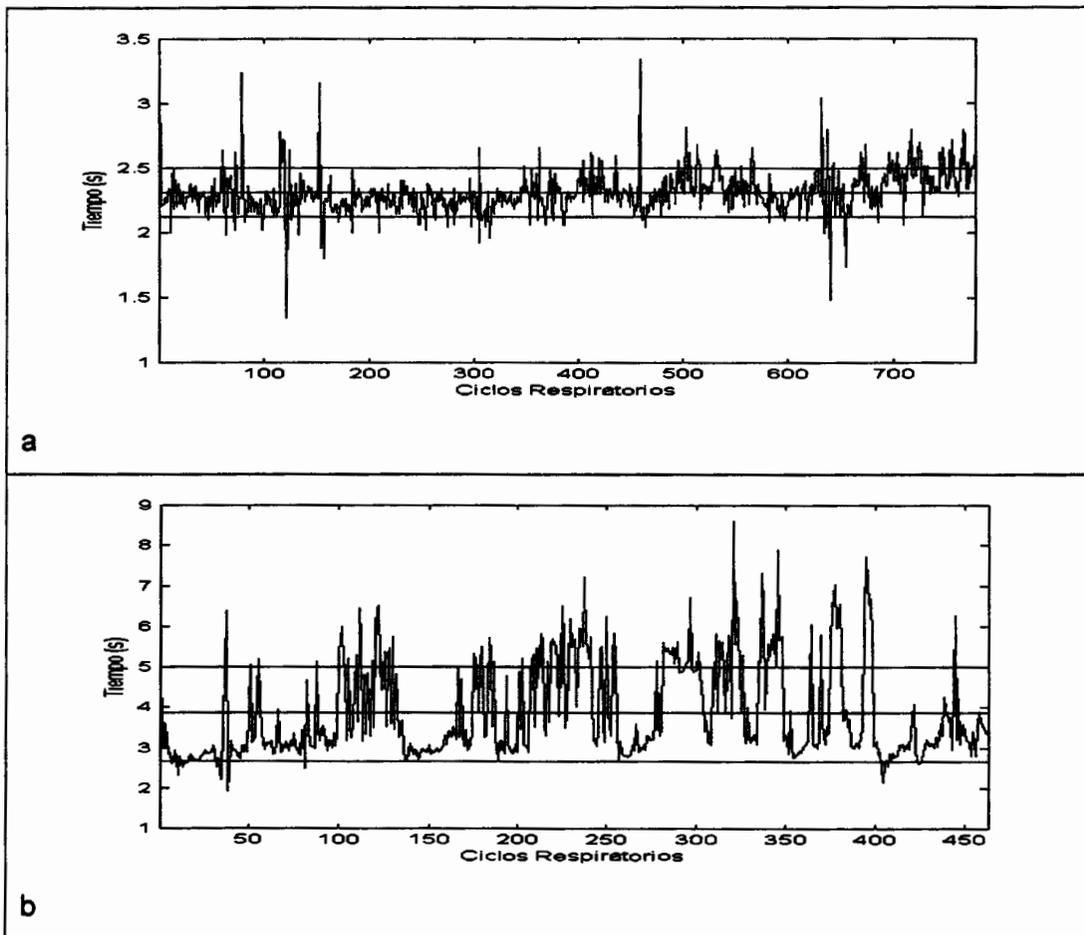
La sección de *detección de los ciclos*, requirió procesar la señal de volumen, para obtener la señal de flujo aéreo (señal derivada del volumen) con el

fin de ubicar en ella los cambios de signo que representan las secuencias ascendentes (inspiración) y descendentes (expiración) en el registro de volumen. Este proceso requirió considerar distintos umbrales de flujo para conseguir buenas detecciones de inicios de ciclo, a pesar de la existencia de pequeños volúmenes de aire al final de cada evento respiratorio.

La etapa de *medición de los parámetros* dentro de cada ciclo permitió reducir el volumen de datos originales (500 datos para un ciclo respiratorio de dos segundos) a sólo tres datos para el mismo tiempo de registro, representados por el patrón ventilatorio, y permitió capturar la información relevante de la dinámica del sistema ventilatorio, especialmente la relativa a su variabilidad ciclo a ciclo.

La última etapa, correspondiente a la *elaboración las series temporales*, contiene el resultado de todo el procesamiento de la señal de volumen, sintetizando el comportamiento ventilatorio durante un tiempo determinado de un individuo, en las tres series temporales obtenidas. Esta etapa es más relevante aún si se comparan los resultados de considerar una variabilidad compleja del patrón ventilatorio, con un solo valor promediado y representativo, tal como hasta hace algunos años se acostumbraba simplificar toda la información del patrón ventilatorio. Esta comparación la apreciamos en la figura 2.9.a, en donde se han superpuesto las series temporales de  $T_{TOT}$  para el registro SatSB, con la media de las medidas de  $T_{TOT}$  (línea central), y con la media y la suma y la resta de su desviación estándar (líneas horizontales superior e inferior). La figura 2.9.b muestra un gráfico similar para el registro SatSA.

En esta última figura se muestra gráficamente la pérdida de información cuando se caracteriza el patrón respiratorio únicamente con valores promediados. La señal obtenida por promediación elimina 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.



**Figura 2.9** a. Serie temporal de  $T_{TOT}$  del registro SatSB, y valores  $\bar{x}$ ,  $\bar{x} + SD$ ,  $\bar{x} - SD$ . b. Serie temporal de  $T_{TOT}$  para el registro SatSA,  $\bar{x}$ ,  $\bar{x} + SD$ ,  $\bar{x} - SD$ .

Esta simplificación es notable incluso al considerar los valores de la desviación estándar en el patrón promediado, en donde se ve disminuida la importancia que poseen los valores puntuales máximos y mínimos de cada señal, verbigracia de simplificar la serie temporal con propiedades lineales típicas de una distribución normal. Al considerar la importancia de determinar la variabilidad de las señales registradas, se han desarrollado e implementado los algoritmos necesarios para el procesamiento de la señal de volumen pulmonar, registrada mediante pletismografía respiratoria por inductancia (PRI).

Dada la importancia de verificar una alta similitud entre las mediciones de los ciclos respiratorios que realizan los médicos neumólogos y las correspondientes mediciones hechas por el sistema automático, se implementó un proceso de validación que permitiera escoger entre varios algoritmos propuestos el que mayor

precisión tuviera al reproducir las medidas realizadas por los expertos en los 24 segmentos de señal de volumen circulante tomados como referencia de la validación.

De los cuatro algoritmos implementados para su validación, sólo uno de ellos, el algoritmo AD, reproduce de forma casi perfecta la serie temporal de valores de  $T_i$  que ambos expertos neumólogos realizaron. Esta reproducción también se traslada a la serie temporal de valores de  $T_{TOT}$ , en donde los cuatro algoritmos presentaron una fiabilidad casi perfecta en los 24 segmentos de 50 segundos de registro del volumen circulante.

El sistema automático además no muestra sesgo en las detecciones del patrón ventilatorio de los registros de pacientes con alto o bajo soporte ventilatorio, lo cual puede ser utilizado para determinar de manera confiable las series de los componentes temporales y volumétricos de los registros de señales pletismográficas, tomados de pacientes con soporte ventilatorio.

En definitiva, el algoritmo AD resulta ser el algoritmo escogido como idóneo para realizar las determinaciones del patrón ventilatorio, una vez realizado el proceso de validación correspondiente.