

Capítulo 4

ANÁLISIS Y REDUCCIÓN DEL RUIDO EN EL ECG

Te consideras deprimido y humillado porque reconoces, con pena, que para producir poco necesitas esforzarte mucho. Pero, con ligeras diferencias, a todos les ocurrió lo mismo en sus comienzos. No te desilusiones, sin embargo, y labora con ahínco. Alumbra primero, aunque sea dolorosamente, la vena de la primera nueva verdad, que ella labrará después, espontáneamente, el cauce por donde otros hechos fluyan rauda y abundantemente.

SANTIAGO RAMÓN Y CAJAL

En este capítulo analizaremos el ruido en el ECG, y en concreto estudiaremos su estacionariedad. Normalmente se supone que el ruido es estacionario y la eficacia de las técnicas para reducirlo se juzga a priori sin verificar si dicha condición se cumple. El mejor conocimiento del ruido nos permitirá proponer nuevas técnicas para su reducción. Estas técnicas, tales como el promediado ponderado, el filtro de mediana y la sincronización cardiorrespiratoria, se estudiarán en los siguientes apartados.

4.1 Análisis del ruido

Es interesante determinar hasta qué punto las propiedades del ruido permanecen constantes a lo largo del tiempo. El ruido puede variar tanto en diferentes segmentos de un mismo latido, como en el mismo segmento para diferentes latidos.

4.1.1 Análisis del ruido en los diferentes intervalos isoeeléctricos

En un estudio (Fernández et al., 1993) se compararon la variancia y el histograma para los tres segmentos isoeeléctricos del ECG en ocho sujetos. Para reducir la interferencia de red se utilizó el filtro espectral descrito en el capítulo anterior.

Diferentes autores han utilizado distintos intervalos isoeeléctricos para estimar el ruido. Por ejemplo, Reddy et al. (1992) describen un sistema comercial en el que se utiliza una ventana en el segmento ST para estimar la variancia del ruido. Barbari (1988) describe el uso de un segmento fuera del intervalo de interés para estimar el ruido. Utiliza el segmento PR para estimar el ruido al analizar los potenciales ventriculares tardíos (segmento ST). En el intento de estandarización para el análisis de potenciales ventriculares tardíos (Breithardt et al., 1991) se recomienda el uso de una ventana de 40 ms en el segmento TP o en el ST. Santopietro (1977) analizó el segmento TP.

Los resultados de nuestro estudio indican que para una variancia del ruido baja, el histograma es acampanado y es similar en los tres intervalos isoeeléctricos. Pero si la variancia del ruido es alta, el histograma no tiene una forma definida. Cuando la

diferencia relativa entre variancias en los tres intervalos es pequeña, éstos pueden ser considerados similares. Pero en ocasiones las variancias de los distintos intervalos son bastante diferentes. Se concluye que aunque la observación del registro temporal nos puede dar una pista de cuándo debemos rechazar un ECG ruidoso, sería mejor medir el ruido en los tres intervalos isoeletricos. Al buscar micropotenciales en el segmento PR o en el ST, el ruido en el segmento TP puede no ser representativo del ruido en los otros segmentos. En consecuencia, es preferible medir el ruido en el mismo intervalo donde se buscan los micropotenciales o, cuando menos, comprobar que el ruido no varía mucho de uno a otro intervalo isoeletrico.

4.1.2 Análisis de la estacionariedad del ruido

En los métodos de reducción de ruido, como el promediado, se supone que el ruido es aditivo, incorrelado con el ECG y estacionario. Pero podemos preguntarnos si esta última hipótesis es cierta. Analizaremos la estacionariedad de registros superficiales y esofágicos. Hemos analizado registros esofágicos debido a la hipótesis de que en el ECG superficial la fuente principal de ruido y su no estacionariedad es el electromiograma. En cambio, en los registros esofágicos podemos analizar el ruido sin el electromiograma. Para el ECG esofágico se utilizó el electrodo de tipo pildora (Arzbaeher et al., 1977). Como es habitual filtrar paso alto para la detección de potenciales ventriculares tardíos, analizaremos la estacionariedad del ruido una vez filtrado, viendo la diferencia con los registros sin filtrar.

4.1.2.1 Antecedentes

Santopietro (1974) aplicó un test de estacionariedad ('run test') con un nivel de significación del 5% a la media y la variancia del segmento TP en 30 latidos consecutivos de 5 sujetos. En todos los casos, la media y la variancia pasaron el test. De esto dedujo que los sujetos fueron capaces de mantener una contracción muscular constante durante la duración de la medida (40 s).

Lander et al. (1988) afirman que el ruido en el ECG no es estacionario, debido al cambio en la actividad muscular esquelética. Sin embargo no realizan medidas para comprobarlo.

Lander y Berbari (1989) afirman que el ruido en el ECG ambulatorio es altamente no estacionario. Tampoco realizan medidas para comprobar esta hipótesis, sino que la justifican mediante un argumento plausible: dependerá en forma impredecible de la actividad del paciente en cada momento.

Bataillou et al. (1991) afirman que la hipótesis de estacionariedad no siempre se cumple debido a que la variancia del ruido puede variar en algún latido como consecuencia de cambios en el tono muscular o en el entorno de adquisición.

4.1.2.2 Materiales y métodos

Se analizaron 123 registros de 3 sujetos. Se utilizó la derivación estándar I. El ancho de banda fue de 0,02 Hz a 500 Hz para los registros superficiales y 1 Hz a 500 Hz para los registros esofágicos. Se utilizó un conversor de 14 bits y una frecuencia de muestreo de 2 kHz. Se midió la variancia del segmento TP en una ventana de 100 ms para más de 30 latidos consecutivos. Se utilizó el 'run test' (Bendat y Piersol, 1986, apartado 4.7) con un nivel de significación del 5% aplicado a las variancias estimadas.

Para filtrar paso alto los registros se utilizó un filtro digital de Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte a 40 Hz aplicado en sentido directo e inverso en el tiempo. Con esto se consigue un filtro IDR. de fase lineal (la fase es cero), con lo que se evita la distorsión debido a la fase no lineal de los filtros ÚR (Rabiner y Gold, 1975, cap. 4). El filtro resultante no es causal, pero en nuestro caso esto no es problemático, pues ya disponemos de todo el registro antes de filtrar, pues trabajamos en tiempo diferido.

También se obtuvieron gráficas de la evolución del ruido en función del número del latido en registros superficiales y esofágicos, tanto antes como después de filtrar paso alto.

4.1.2.3 Resultados

En la tabla 4.1 puede observarse la proporción de registros esofágicos y superficiales que pasan el test, tanto antes como después de filtrar paso alto. Vemos que el filtrado paso alto a 40 Hz mejora la estacionariedad de los registros esofágicos pero no de los superficiales. En los registros sin filtrar, la proporción de registros superficiales que pasan el test es algo superior que en los esofágicos. Sin embargo, después de filtrar, la proporción de registros esofágicos que pasan el test es notablemente superior a la de los registros superficiales.

| % pasan test estacionariedad | sin filtrar | filtrado paso alto |
|-------------------------------------|--------------------|---------------------------|
| ECG superficial | 58% | 60% |
| ECG esofágico | 47% | 84% |

Tabla 4.1 Proporción de registros superficiales y esofágicos, filtrados y sin filtrar, que pasan el 'run test' con un nivel de significación del 5%.

Para dar una explicación de los resultados anteriores mostramos a continuación unas gráficas del valor eficaz de ruido en función del número del latido antes y después de filtrar, tanto para registros esofágicos, como superficiales. Estas gráficas son representativas de lo que ocurre en la mayoría de registros.

En la figura 4.1a tenemos un caso en que el ruido en el registro esofágico es menor ya antes de filtrar. Este no es el caso habitual. El filtrado provoca que el ruido en el ECG esofágico disminuya de una forma sensible y varíe menos de un latido a otro. El efecto es mucho menor en el ECG superficial, en el que el ruido disminuye muy poco

(figura 4.1b). Esto indica que en este registro el ruido en el ECG esofágico tiene un contenido frecuencial mayor a bajas frecuencias que el ECG superficial.

La figura 4.2a presenta un caso más habitual, en que el ruido esofágico es mayor (durante la mayor parte del registro) que el ECG superficial antes de filtrar. Además el ECG esofágico presenta unos pocos latidos con un ruido muy superior a la media. Esto puede ser debido a artefactos de movimiento del electrodo esofágico, ya que no se encuentra fijo en el espacio. Después de filtrar (figura 4.2b) el ruido en el ECG esofágico es sensiblemente menor que en el ECG superficial y tiene menor variación entre latidos. Además, el artefacto de movimiento ha desaparecido (lo que indica que era de baja frecuencia).

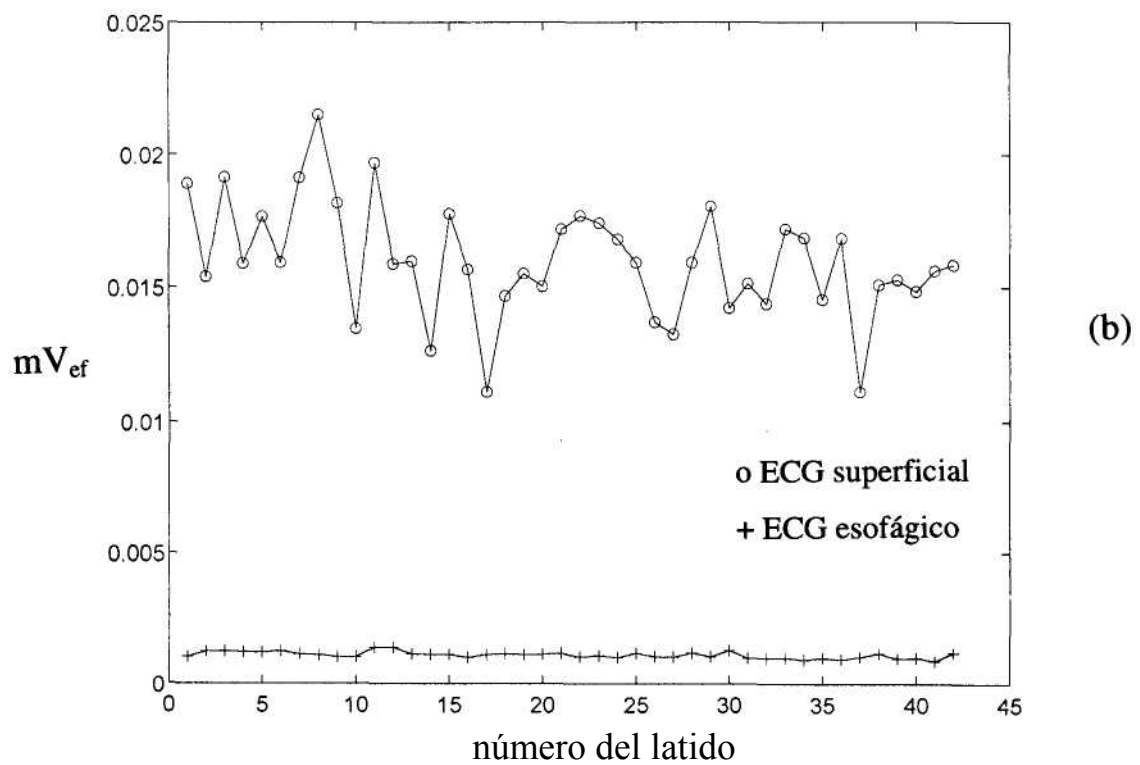
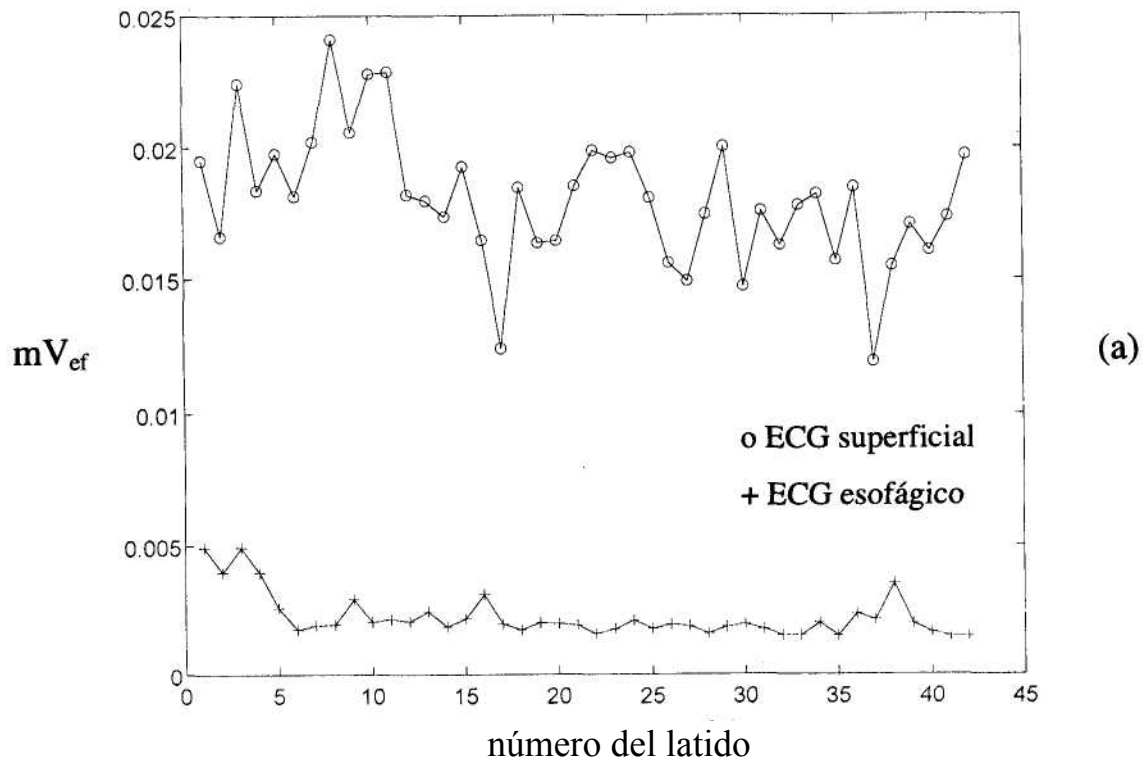


Figura 4.1 (a) Valor eficaz de tensión de ruido en función del número del latido para los registros superficial y esofágico sin filtrar, (b) Valor eficaz de tensión de ruido en función del número del latido para los registros superficial y esofágico filtrados.

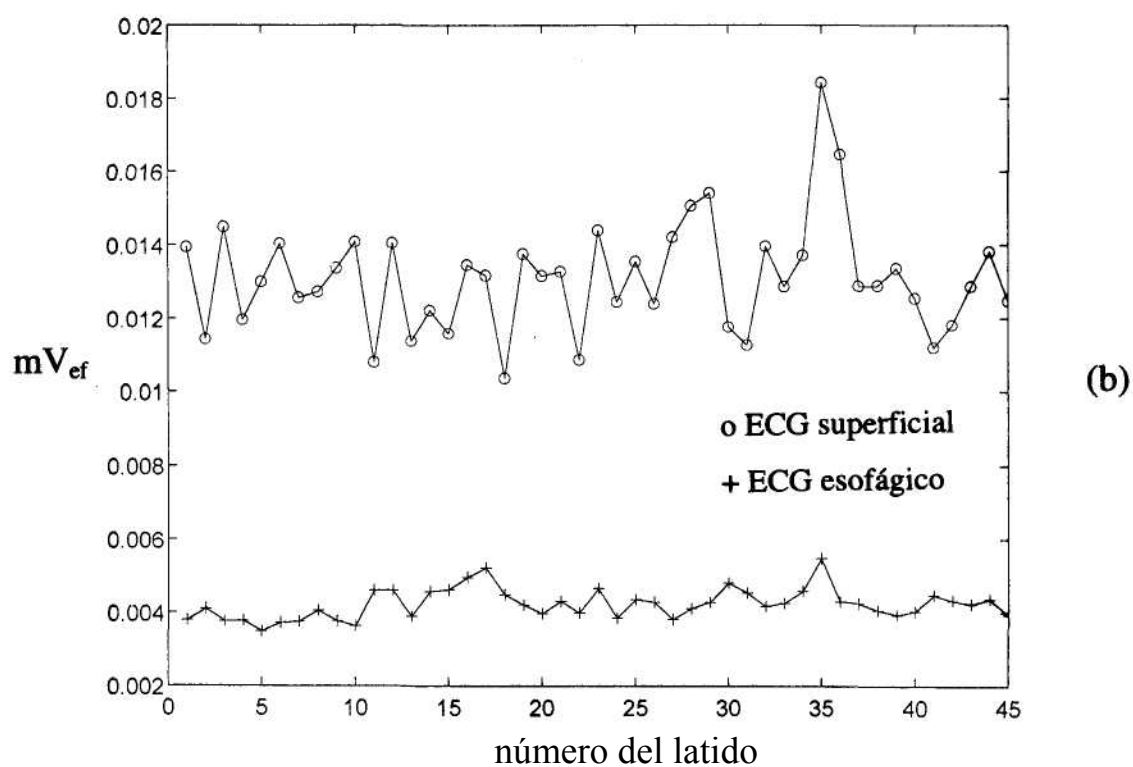
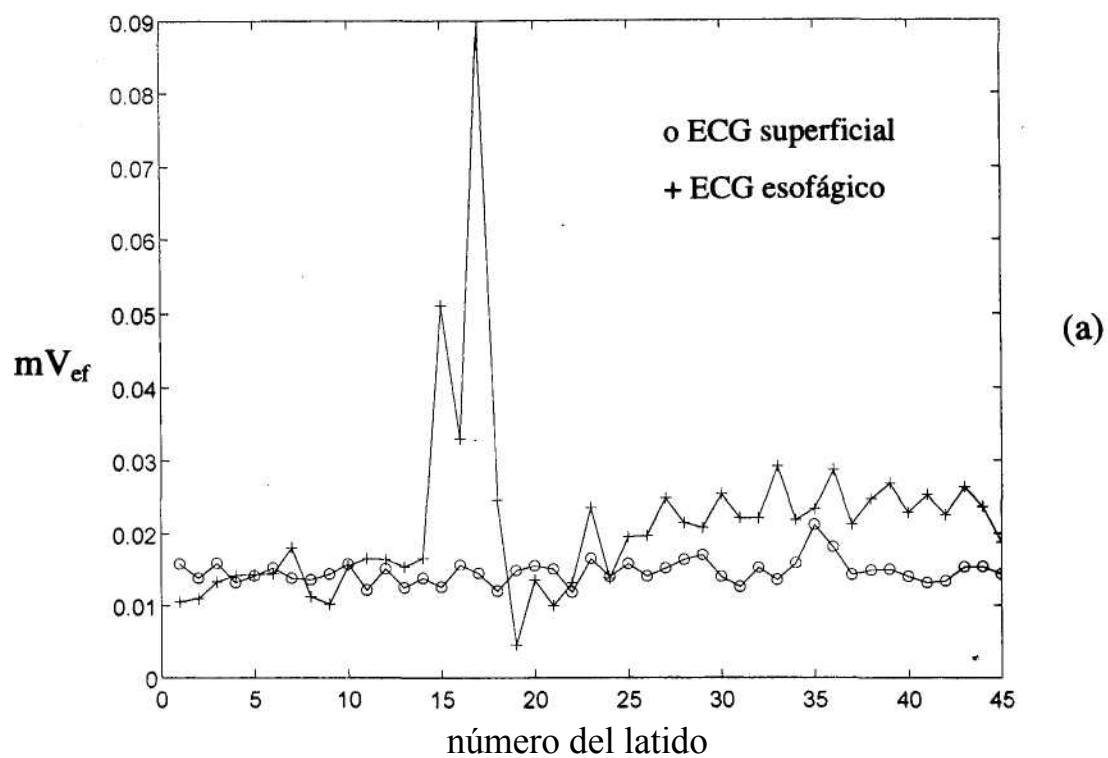


Figura 4.2 (a) Valor eficaz de tensión de ruido en función del número del latido para los registros superficial y esofágico sin filtrar, (b) Valor eficaz de tensión de ruido en función del número del latido para los registros superficial y esofágico filtrados.

4.2 Reducción del ruido

Una vez vistas algunas de las características del ruido, veremos en los siguientes apartados varias técnicas para su reducción basándonos en el mejor conocimiento que ahora tenemos de él.

4.2.1 Filtro paso alto antes del promediado

Habitualmente, en el proceso de detección de potenciales ventriculares tardíos, primero se promedian los latidos y luego se filtra paso alto el latido promediado para reducir el ruido de baja frecuencia. Normalmente el promediado se realiza en tiempo real y sólo se almacena el valor promediado, y es por esto que el filtrado ha de realizarse necesariamente sobre el latido promediado. Además, el coste computacional es así menor.

Podemos pensar que si filtramos antes de promediar, haciendo el registro estacionario, el promediado será más eficiente. Hemos comparado los resultados obtenidos al filtrar paso alto antes y después del promediado (figura 4.3). Se ha utilizado un filtro IIR de Butterworth de segundo orden. Para evitar la distorsión de fase se ha filtrado en sentido directo e inverso en el tiempo, con lo que el orden total es 4. La frecuencia de corte fue de 40 Hz, por ser ésta la que se utiliza habitualmente en la detección de potenciales ventriculares tardíos. La frecuencia de corte del filtro de segundo orden fue de 32 Hz. Se observa en la figura 4.3 que la única diferencia apreciable se produce al comienzo del latido debido al transitorio del filtro (también hay un transitorio al final del latido, pero es mucho menor). Este transitorio sólo es apreciables al filtrar después de promediar. Si filtramos antes de promediar, los transitorios sólo se producen en el primer y último latido, con lo que al promediar se reducen en gran medida. Esta diferencia no tiene mayor importancia, pues los transitorios se encuentran fuera de la zona de interés. Por tanto, la realización del filtrado antes del promediado no presenta ninguna ventaja práctica. Además tiene la

desventaja de tener un mayor coste computacional, pues el filtrado se realiza sobre un número de puntos mucho mayor.

La razón de que el resultado sea prácticamente el mismo es que el promediado y el filtrado son operaciones lineales, con lo que al intercambiar el orden en que se realizan el resultado debe ser el mismo (Berbari, 1988; Atarius y Sörnmo, 1996).

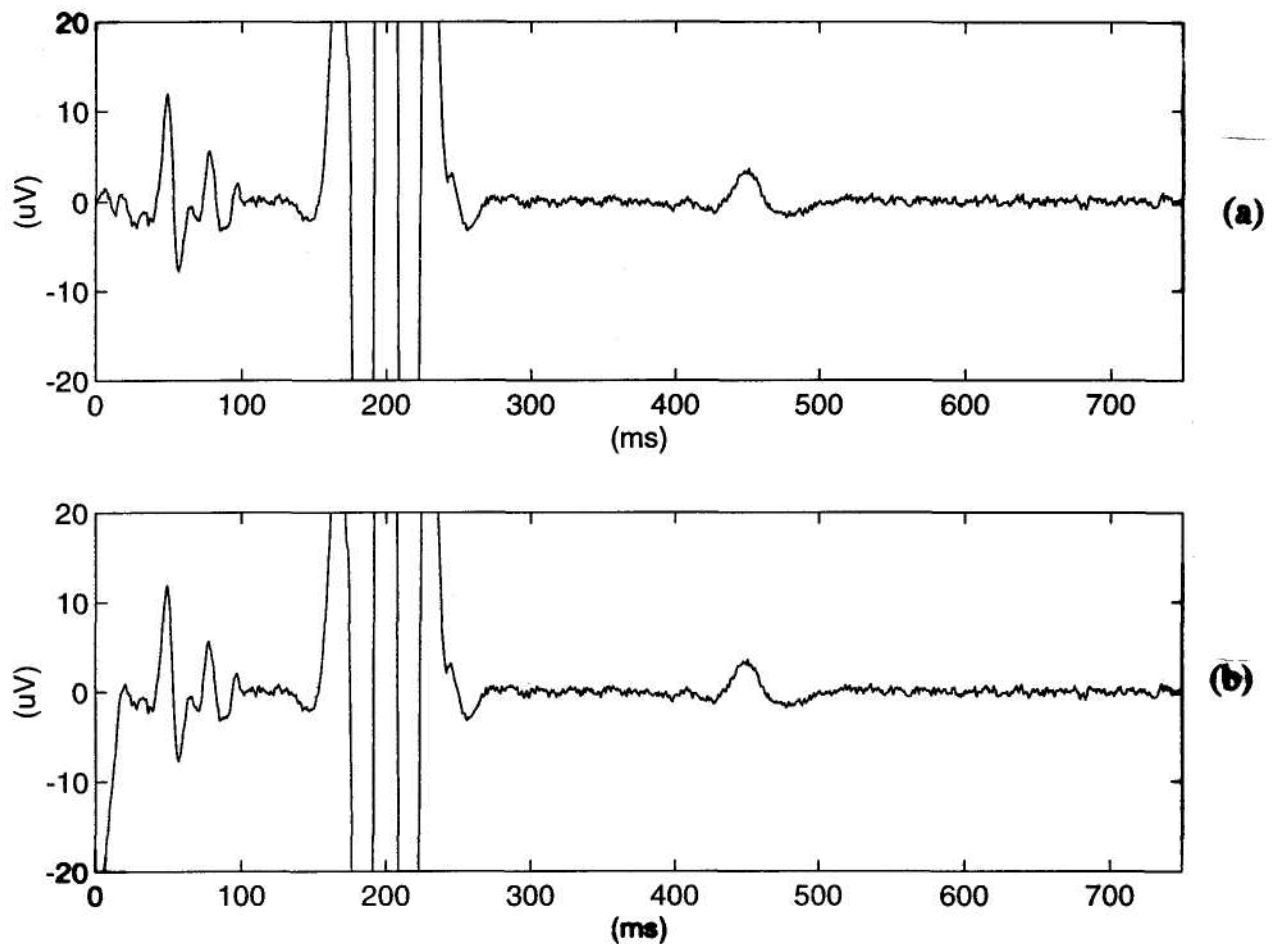


Figura 4.3 (a) Latido obtenido filtrando antes de promediar, (b) Latido obtenido filtrando después de promediar. No se observan diferencias apreciables, salvo al inicio del registro.

Para observar de una manera más clara este efecto, hemos simulado en la figura 4.4 dos segmentos de ruido, correspondientes a un proceso normal de media 0 y variancia 1. Como se trata de segmentos simulados, las unidades de los ejes son arbitrarias. Hemos realizado la media de los dos segmentos y, como era de esperar, el ruido ha disminuido en un factor de aproximadamente $\sqrt{2}$. Finalmente se ha filtrado el segmento promediado con un filtro de Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte situada a la mitad de la frecuencia de muestreo. Se ha realizado el filtrado en sentido directo e inverso en el tiempo. Se ha elegido esta frecuencia, pues de esta manera se puede observar más claramente el efecto del filtrado paso alto. Este filtrado disminuye aún más el ruido. Por otra parte se han filtrado primero los dos segmentos, y después se han promediado, disminuyendo también en este caso el ruido en un factor de aproximadamente $\sqrt{2}$. El resultado final es el mismo. En este caso el resultado no sorprende, pues los segmentos de partida tenían aproximadamente la misma variancia, procediendo ambos del mismo proceso estacionario.

En la figura 4.5 se ha realizado el mismo proceso de la figura 4.4, pero en este caso se ha añadido a uno de los segmentos una senoide de amplitud 10 y baja frecuencia. Esto hace aumentar mucho el valor eficaz de este segmento (6,97). Podemos considerar esta senoide como un ruido de baja frecuencia añadido. Al promediar los dos segmentos, el valor eficaz aún es considerable (3,51). Si no tenemos en cuenta el segmento más ruidoso al promediar, el ruido sería menor (valor eficaz de 1,06). Sin embargo, el efecto del filtrado es muy superior sobre el segmento promediado, haciendo que el valor eficaz disminuya a 0,48. Esto es debido a que la senoide de baja frecuencia queda filtrada. Si hubiésemos eliminado el segmento más ruidoso, el valor eficaz después de filtrar hubiese sido mayor (0,72). El resultado final es el mismo intercambiando los procesos de filtrado y promediado. Este resultado final es también igual al de la figura 4.4. Esto es debido a que la senoide queda completamente filtrada.

De los resultados anteriores se deduce que en el proceso de penalizar por tener un ruido excesivo, no debemos hacer el cálculo antes del filtrado, pues esto podría llevarnos a rechazar o penalizar latidos que después de filtrar tendrían un ruido

apreciablemente menor, por estar dicho ruido concentrado en baja frecuencia. El cálculo del ruido, con objeto de penalizar un latido, debe efectuarse después del filtrado.

La penalización de latidos ruidosos se realiza en el promediado ponderado, en el que cada latido se pondera con un peso inversamente proporcional a la variancia del ruido. El promediado ponderado se estudia con detenimiento en el apartado 4.2.3.

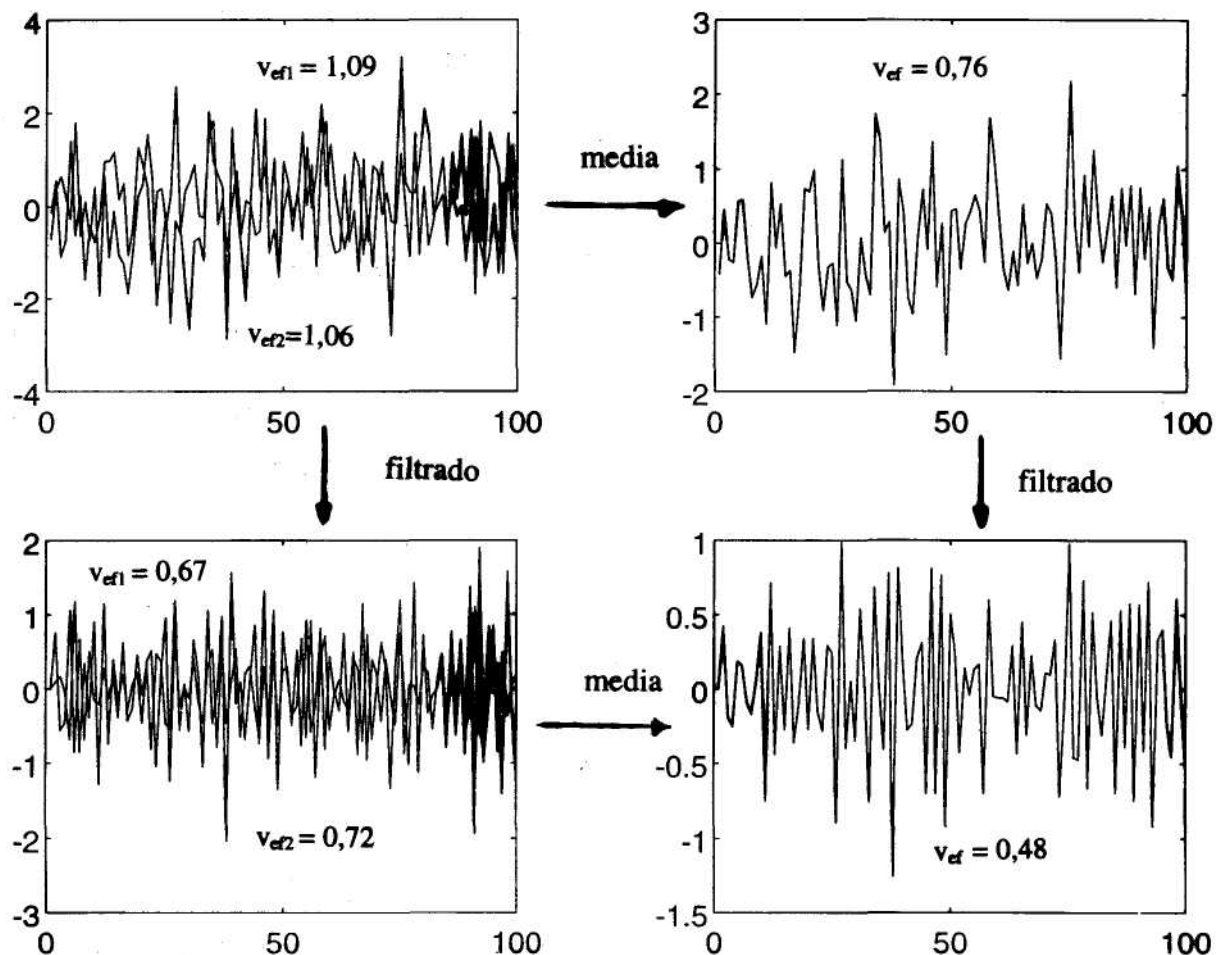


Figura 4.4 Operación de promediado y filtrado, y viceversa, para dos segmentos procedentes del mismo proceso estacionario. El resultado es el mismo.

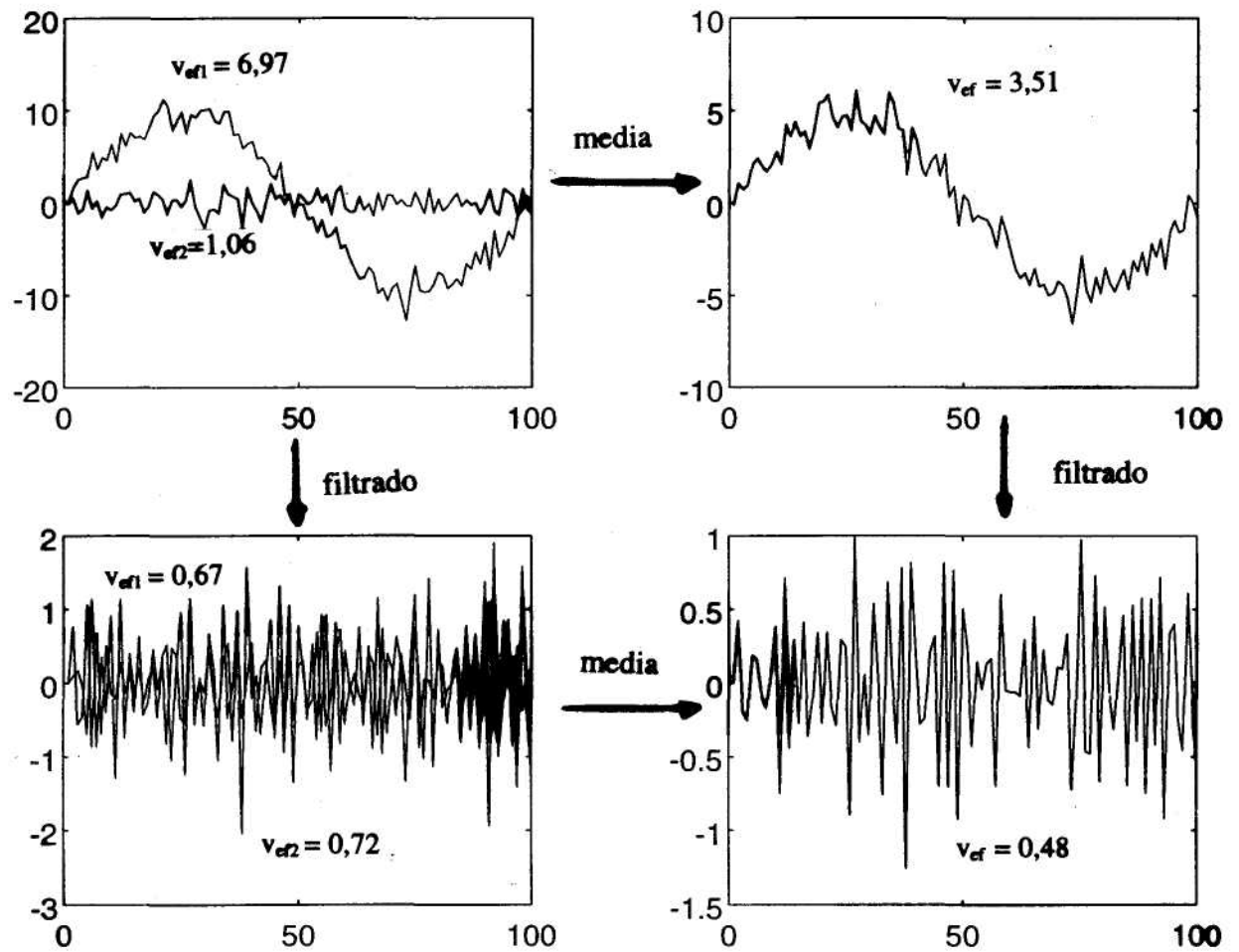


Figura 4.5 Operación de promediado y filtrado, y viceversa, para dos segmentos con variancias muy diferentes, por tener uno de ellos un ruido de baja frecuencia añadido. El resultado es el mismo.

4.2.2 Filtro de mediana

La mediana es un ejemplo relevante de estimador robusto (Pitas y Venetsanopoulos, 1992). Esto nos sugiere que puede ser interesante su utilización en el caso de ruido no estacionario, especialmente si la no estacionariedad se manifiesta sólo en unos pocos latidos con un ruido muy superior a la media.

Hemos comparado el ruido final después de promediar los latidos utilizando la media y la mediana. En la tabla 4.2 se muestra el valor eficaz de ruido (en microvoltios eficaces) después de filtrar, medido en un intervalo de 100 ms en el segmento TP. Se han utilizado 12 registros de 3 sujetos diferentes (6 , 4 y 2 registros de los diferentes sujetos), cada uno de ellos con una derivación superficial y otra esofágica. Se ha utilizado un filtro paso alto de Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte a 40 Hz aplicado en sentido directo e inverso en el tiempo.

| μV efic. | ECG SUPERFICIAL | | ECG ESOFÁGICO | |
|---------------------|-----------------|---------|---------------|---------|
| | media | mediana | media | mediana |
| 1 | 2,1 | 2,3 | 0,5 | 0,67 |
| 1 | 2,0 | 2,2 | 0,36 | 0,45 |
| 1 | 1,4 | 1,3 | 1,2 | 1,4 |
| 1 | 2,2 | 2,1 | 1,7 | 2,6 |
| 2 | 2,7 | 2,9 | 0,43 | 0,91 |
| 2 | 2,1 | 2,6 | 0,47 | 0,44 |
| 3 | 2,1 | 2,2 | 0,43 | 0,67 |
| 3 | 3,6 | 4,5 | 0,95 | 1,0 |
| 3 | 4,0 | 4,7 | 0,59 | 0,59 |
| 3 | 1,7 | 2,2 | 0,64 | 0,85 |
| 3 | 1,9 | 2,4 | 0,11 | 0,13 |
| 3 | 2,4 | 2,8 | 0,27 | 0,20 |

Tabla 4.2 Tensión eficaz (en microvoltios eficaces) del ruido para registros superficiales y esofágicos, utilizando para promediar los latidos la media y la mediana.

En los registros superficiales la mediana presentó más ruido que la media en 10 casos y menos en 2. Todos los registros superficiales pasaron el test de estacionariedad (run test, nivel de significación del 5%). De los registros esofágicos, en 9 casos el ruido de la mediana fue mayor, en 2 menor y en otro caso fue aproximadamente igual al ruido de la media. De los 9 registros, 6 pasaron el test de estacionariedad. De los 2 registros en que la mediana presentó menos ruido, uno pasó el test de estacionariedad.

El hecho de que algunos de los registros en que la mediana presentó menos ruido pasaran el test de estacionariedad puede atribuirse al hecho de que el test de estacionariedad utilizado no es especialmente sensible a unos pocos valores que se aparten mucho de la media. Además hay que tener en cuenta que se trata sólo de estimaciones de la media y la mediana, sujetas por tanto a la variancia de los estimadores, de modo que las diferencias pequeñas pueden no ser significativas.

Como conclusión podemos decir que en los registros analizados la utilización de la mediana no mejora en ningún caso el ruido respecto a la media, y en algunos casos lo empeora.

4.2.3 Promediado ponderado

Puesto que el ruido varía latido a latido, podemos pensar en dar menos peso en el promediado a los latidos más ruidosos y más peso a los menos ruidosos. Un estudio de las posibilidades y limitaciones del promediado ponderado aplicado a la detección de potenciales evocados auditivos puede encontrarse en Lütkenhöner et al. (1985). Fan y Wang (1991,1992) realizaron otros trabajos sobre la aplicación del promediado ponderado a la detección de potenciales evocados.

Leski (1991) realiza un análisis teórico del promediado ponderado y sugiere su aplicación a la detección de micropotenciales cardíacos. Presenta el promediado ponderado como un método nuevo para la reducción del ruido en señales biológicas cuando ya anteriormente se había aplicado a la detección de potenciales evocados.

Bataillou et al. (1991, 1995) muestran que los pesos en el promediado ponderado pueden estimarse mediante un método adaptativo. Aplican el promediado ponderado con estimación adaptativa de los pesos a un ECG normal y sugieren la aplicación del método a la detección de micropotenciales cardíacos, pero no llegan a aplicarlo.

Otra alternativa al promediado ponderado propuesta recientemente lo constituye el llamado promediado ordenado (Ramos y Pallas-Areny, 1995). En este estudio se aplica el promediado ordenado a la reducción del ruido en el electrocardiograma.

Hemos realizado una ponderación inversamente proporcional a la variancia del ruido del registro filtrado. Se puede demostrar que esta ponderación es la óptima (Dietrich, 1973, págs. 38-40). En la tabla 4.3 se comparan los resultados obtenidos mediante promediado ponderado y los obtenidos mediante el promediado habitual (todos los segmentos con el mismo peso). Se han utilizado 12 registros superficiales de 4 sujetos (3 registros de cada sujeto). La ponderación se ha realizado midiendo la variancia en un intervalo de 50 ms en el segmento ST. La tensión eficaz de ruido se ha medido en otro intervalo de 50 ms en el segmento ST. Como el número de puntos para estimar la variancia es limitado, se ha realizado también la ponderación midiendo la variancia en el segmento TP, en donde se dispone de un mayor número de puntos, con lo que la estimación de la variancia será mejor. La desventaja es que estamos estimando la variancia en un segmento diferente del de interés (el ST), con lo que el ruido en el segmento TP segmento puede no ser representativo del ruido en el segmento ST, como se ha visto en el apartado 4.1.1. El intervalo utilizado en el segmento TP ha sido de 150 ms.

| Sujeto | media ponderada segmento ST | media ponderada segmento TP | media no ponderada |
|---------------|--|--|-------------------------------|
| 1 | 2,89 | 2,56 | 2,67 |
| 1 | 1,73 | 1,65 | 1,77 |
| 1 | 2,44 | 2,25 | 2,17 |
| 2 | 1,84 | 1,74 | 1,88 |
| 2 | 0,60 | 0,58 | 0,54 |
| 2 | 0,43 | 0,40 | 0,45 |
| 3 | 1,89 | 1,63 | 1,56 |
| 3 | 6,86 | 7,03 | 6,77 |
| 3 | 3,67 | 3,71 | 4,39 |
| 4 | 0,26 | 0,29 | 0,28 |
| 4 | 0,25 | 0,26 | 0,26 |
| 4 | 0,31 | 0,29 | 0,29 |

Tabla 4.3 Comparación de la tensión de ruido para la media ponderada en el segmento ST (50 ms), en el TP (150 ms) y la media no ponderada. Los valores de la tensión de ruido en los diferentes registros están en microvoltios eficaces y se han medido en el segmento ST en un intervalo de 50 ms diferente del utilizado para el cálculo de los pesos.

En la tabla 4.3 se observa que al menos una de las medias ponderadas da mejores resultados que la media no ponderada en 7 de los registros. La media ponderada según el ruido del segmento TP da mejores resultados en 8 registros que la media ponderada según el ruido del segmento ST. La media ponderada según el ruido del segmento TP da mejores resultados que la media no ponderada en 5 registros. La media ponderada según el ruido del segmento ST da mejores resultados que la media no ponderada en 6 registros.

Vemos que los resultados obtenidos no son decisivos. Esto puede deberse a que tanto la estimación de la variancia para el cálculo de los pesos, como el cálculo de la variancia para la estimación del ruido se hacen a partir de un intervalo relativamente

corto, y ello conlleva que el estimador tenga una variancia grande (Bendat y Piersol, 1986, apartado 8.2.3). En el segmento TP se ha tomado un intervalo más largo, con lo que la estimación debería ser mejor, pero la desventaja es que se trata de un segmento distinto de aquél en que estamos interesados. Como se ha visto en el apartado 4.1.1, el ruido en un segmento isoelectrico no es necesariamente representativo del ruido en otro segmento isoelectrico. Esto provoca que la estimación de los pesos en el segmento TP no sea necesariamente mejor que la realizada en el segmento ST.

Para reducir la variancia del estimador se ha alargado a 100 ms el tiempo en el segmento ST para realizar la ponderación. El ruido también se ha medido en un intervalo de 100 ms para reducir la variancia del estimador. En este caso el intervalo utilizado para medir el ruido y el utilizado para calcular los pesos ha sido el mismo, pues el segmento ST no tiene la suficiente duración como para tomar dos intervalos distintos del mismo segmento. En la tabla 4.4 se compara la tensión eficaz de ruido para la media ponderada y la no ponderada, y se da el porcentaje de mejora. Se observa una mejora en la mayoría de los casos. Sin embargo, en general esta mejora no es grande y en algunos casos el ruido es mayor en el promediado ponderado. Esto puede ser debido de nuevo a la variancia del estimador de la variancia.

Para observar hasta qué punto la mejora (o empeoramiento) al utilizar la media ponderada puede ser debida a la variancia del estimador, se ha medido el ruido en dos intervalos contiguos de 75 ms en el segmento TP para la media no ponderada. Se ha calculado la diferencia en porcentaje. En la tabla 4.5 vemos que las diferencias pueden llegar a ser del 20 ó 25%. Estos valores son superiores a las mejoras (o empeoramientos) obtenidas en la tabla 4.3. Para confirmar que la diferencia se debe realmente a la variancia del estimador y no a una no estacionariedad dentro del segmento TP (por ejemplo debido a la presencia de la onda U), se ha medido el ruido en dos intervalos contiguos de 50 ms en el segmento ST. En este caso la diferencia en la tensión eficaz de ruido ha sido hasta del 50%, como puede observarse en la tabla 4.6. Parece, pues, que la diferencia en el ruido final obtenido en el promediado ponderado y en el promediado no ponderado se debe a la variancia del estimador. Es lógico que las diferencias en la tabla

4.6 sean, en general, mayores que las de la tabla 4.5, pues al ser los intervalos más cortos, la variancia del estimador es mayor.

| Sujeto | media ponderada segmento ST | media no ponderada | mejora (%) |
|--------|--------------------------------|-----------------------|------------|
| 1 | 2,72 | 2,74 | 1,1 |
| 1 | 1,78 | 1,87 | 4,7 |
| 1 | 1,99 | 2,36 | 15,5 |
| 2 | 1,61 | 1,80 | 10,5 |
| 2 | 5,05 | 4,85 | -4,2 |
| 2 | 0,49 | 0,46 | -6,9 |
| 3 | 1,83 | 1,83 | 0 |
| 3 | 6,66 | 6,70 | -7,4 |
| 3 | 3,40 | 4,26 | 20,3 |
| 4 | 0,31 | 0,33 | 6,8 |
| 4 | 0,32 | 0,34 | 4,3 |
| 4 | 0,29 | 0,29 | 0 |

Tabla 4.4 Comparación de la tensión eficaz de ruido para la media ponderada en el segmento ST (100 ms) y la media no ponderada. Los valores de la tensión de ruido en los diferentes registros están en microvoltios eficaces y están medidos en el segmento ST.

| Sujeto | media intervalo 1 | media intervalo 2 | diferencia(%) |
|--------|----------------------|----------------------|---------------|
| 1 | 2,38 | 2,49 | 4,6 |
| 1 | 1,80 | 1,92 | 6,9 |
| 1 | 1,75 | 1,76 | 0,6 |
| 2 | 1,45 | 1,72 | 18,6 |
| 2 | 0,48 | 0,60 | 24,7 |
| 2 | 0,68 | 0,70 | 2,4 |
| 3 | 2,34 | 2,6 | 13,3 |
| 3 | 7,40 | 6,2 | -15,6 |
| 3 | 4,0 | 4,10 | 1,6 |
| 4 | 0,29 | 0,35 | 20,9 |
| 4 | 0,26 | 0,27 | 6,4 |
| 4 | 0,26 | 0,26 | 1,4 |

Tabla 4.5 Comparación de la tensión de ruido para la media medidos en dos intervalos diferentes del segmento TP de duración 75 ms cada uno. Los valores de la tensión de ruido están en microvoltios eficaces.

| Sujeto | media intervalo 1 | media intervalo 2 | diferencia(%) |
|---------------|------------------------------|------------------------------|----------------------|
| 1 | 2,67 | 2,85 | 6,8 |
| 1 | 1,77 | 1,96 | 10,6 |
| 1 | 2,17 | 2,53 | 16,8 |
| 2 | 1,88 | 1,74 | -7,6 |
| 2 | 0,54 | 0,44 | -22,0 |
| 2 | 0,45 | 0,46 | 0,7 |
| 3 | 1,56 | 2,07 | 33,2 |
| 3 | 6,76 | 6,57 | -2,9 |
| 3 | 4,39 | 4,13 | -5,9 |
| 4 | 0,28 | 0,36 | 28,5 |
| 4 | 0,26 | 0,39 | 50,6 |
| 4 | 0,29 | 0,28 | -5,6 |

Tabla 4.6 Comparación de la tensión de ruido para la media medidos en dos intervalos consecutivos del segmento ST de duración 50 ms cada uno. Los valores de la tensión de ruido están en microvoltios eficaces.

No podemos afirmar, pues, que las mejoras (o empeoramientos) observados utilizando el promediado ponderado sean reales, sino que pueden ser debidas a la variancia del estimador. Sin embargo, en el caso de que hubiese una no estacionariedad manifiesta el promediado ponderado debería dar un resultado claramente mejor.

Para comprobar la mejora que supone el promediado ponderado en un caso en que el ruido tiene un marcado carácter no estacionario se ha realizado el siguiente experimento. A partir de un registro de 120 latidos se ha calculado la variancia en un intervalo de 100 ms en el segmento ST de cada latido. El segmento ST se ha filtrado previamente paso alto a 40 Hz. Se ha descartado uno de los latidos, que presentaba un ruido muy superior a los demás latidos. En los 119 latidos restantes se ha calculado el valor medio de la variancia. A los 59 últimos latidos se les ha añadido ruido blanco gaussiano de media cero. En un caso la tensión eficaz del ruido añadido ha sido igual a la

media de tensiones eficaces de ruido medidas en un intervalo de 100 ms en el segmento ST del registro original (registro 1). En otro caso el ruido añadido tenía una tensión eficaz igual al doble de la media de tensiones eficaces de ruido del registro original (registro 2). En la figura 4.6 puede observarse la evolución de la tensión eficaz en función del número del latido antes y después de añadir el ruido. Se ha aplicado un test de estacionariedad (run test) a las variancias del ruido de los diferentes registros. El nivel de significación ha sido del 1%. Antes de añadir el ruido la variancia pasa el test. Después de añadir el ruido, la variancia del ruido tanto del registro 1 como del registro 2 no pasan el test de estacionariedad.

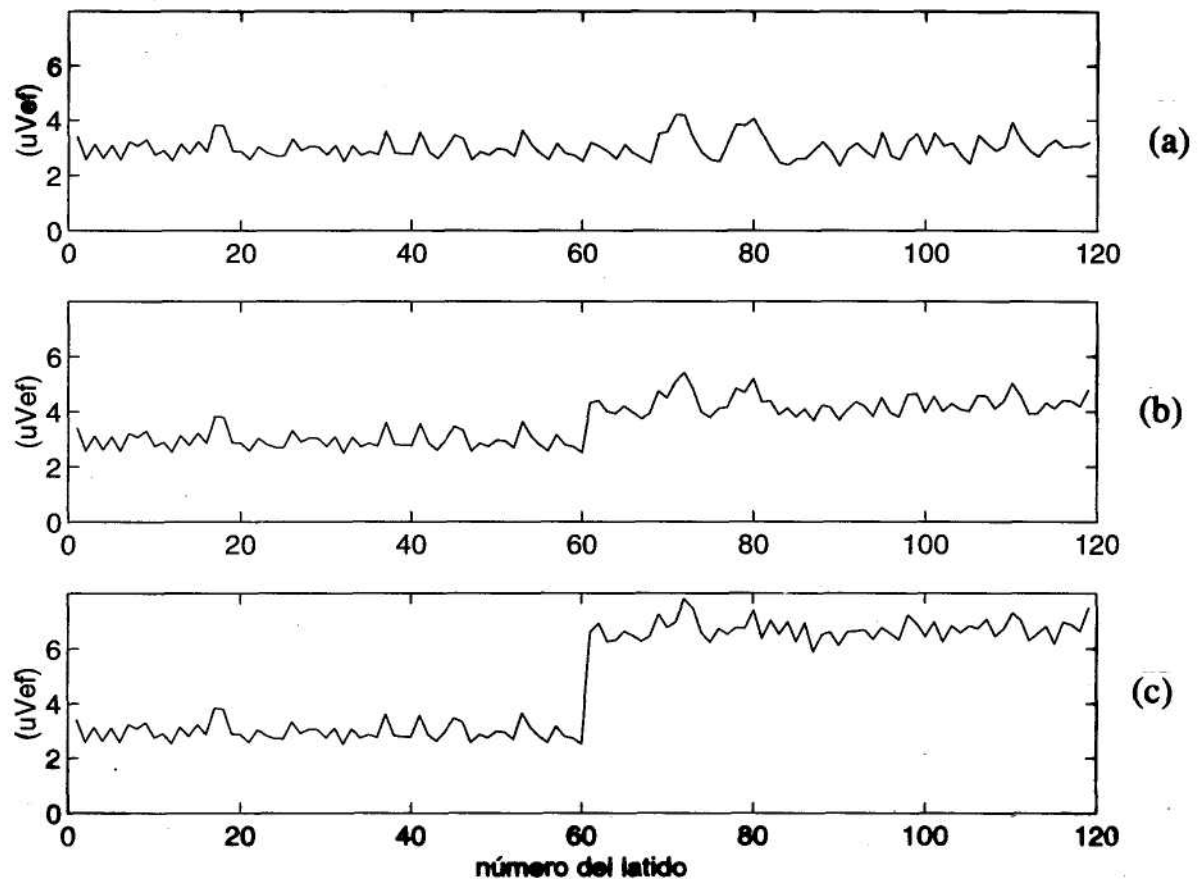


Figura 4.6 Tensión eficaz de ruido en un intervalo de 100 ms en el segmento ST en función del número del latido, (a) Registro original estacionario, (b) Registro no estacionario después de añadir ruido a la segunda mitad de los latidos con tensión eficaz igual a la media de tensiones eficaces de ruido del registro estacionario, (c) Igual que (b) pero el ruido añadido tiene una tensión eficaz igual al doble de la media de tensiones eficaces.

En la figura 4.7 podemos observar el latido final que resulta de promediar mediante promediado ponderado y no ponderado el registro con ruido añadido (registro 2). Se observa que el ruido en el latido final obtenido mediante promediado ponderado es claramente inferior. Para el cálculo de los pesos se ha utilizado la misma ventana de 100 ms en el segmento ST que para el cálculo de la tensión eficaz de ruido. En este caso la mejora parece ser real y no debida al variancia del estimador pues la disminución de ruido se observa a lo largo de todo el latido. En la tabla 4.7 se recogen las tensiones de ruido obtenidas para los diferentes casos de este experimento. La mejora del registro estacionario es pequeña, y puede deberse a la variancia del estimador. En el registro 1 la mejora es mayor. En el registro 2, que tiene una no estacionariedad más acusada, la mejora es **aún** mayor.

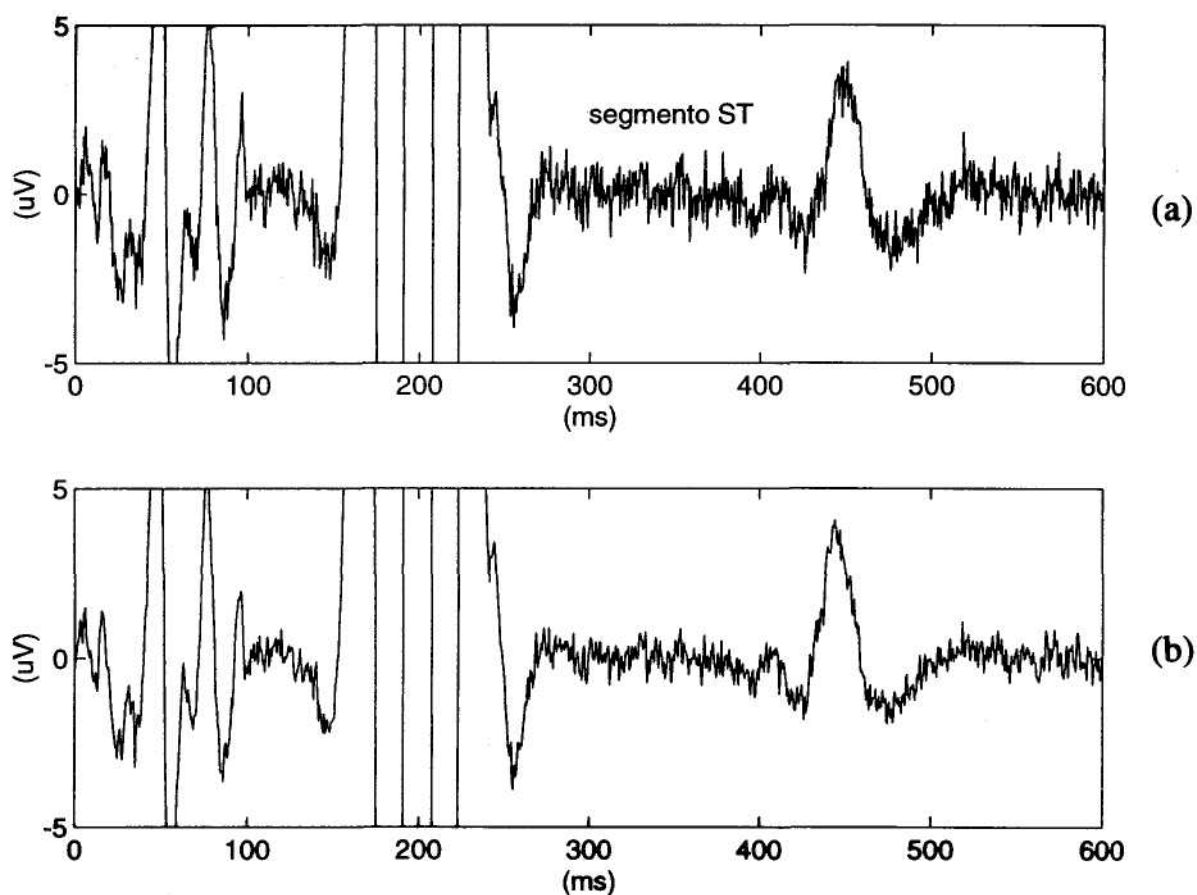


Figura 4.7 (a) Latido obtenido mediante promediado no ponderado de un registro no estacionario, (b) Latido obtenido mediante promediado ponderado, del mismo registro.

| μV eficaces | media no ponderada | media ponderada | mejora (%) |
|--|---------------------------|------------------------|-------------------|
| registro original | 0,323 | 0,311 | 3,6 |
| registro 1 | 0,393 | 0,355 | 9,6 |
| registro 2 | 0,532 | 0,381 | 28 |

Tabla 4.7 Comparación del ruido medido en el segmento ST obtenido mediante promediado ponderado y promediado no ponderado para un registro con ruido estacionario (registro original) y otros dos no estacionarios (registros 1 y 2) obtenidos a partir del registro estacionario mediante adición de ruido en la segunda mitad de los latidos.

Como conclusión de este apartado podemos decir que el promediado ponderado da mejores resultados que el promediado clásico en caso de que el ruido tenga una no estacionariedad manifiesta. En caso contrario no se observa una mejora debido al error cometido en la estimación de la variancia y también al hecho de medir el ruido en un segmento diferente al de interés si la medida del ruido para el cálculo de los pesos se realiza en el segmento TP para disponer de un intervalo más largo.

4.2.4 Sincronización cardiorrespiratoria

Almasi y Schmitt (1974) realizaron experimentos de sincronización cardiorrespiratoria con el fin de obtener latidos con las mismas características, pues la respiración provoca cambios en la amplitud y forma exacta del ECG.

También el ruido puede estar relacionado con la respiración. Dependiendo de la fase respiratoria, los músculos correspondientes estarán más o menos tensos, lo que provoca un mayor o menor electromiograma. Podemos pensar en sincronizar la respiración con el latido cardiaco, con objeto de promediar los latidos que estén en la misma fase de inspiración o espiración, escogiendo aquella fase o fases que tengan menos ruido.

Se realizaron registros con sincronización cardiorrespiratoria en 3 sujetos. El electrocardiograma se hacía aparecer en la pantalla de un osciloscopio y se pedía al sujeto que inspirase durante 3 latidos y espirase durante 3 latidos. Este es un ritmo cómodo. El ritmo respiratorio se controlaba mediante un termistor nasal o bien midiendo la impedancia transtorácica. Este último método es más exacto pues la respuesta es inmediata, no como en el caso del termistor, en el que hay un cierto retardo. La impedancia transtorácica aumenta al inspirar. Se promediaron los latidos correspondientes a las diferentes fases respiratorias. Generalmente durante la inspiración el ruido es mayor que durante la espiración, hecho explicable porque la espiración es pasiva y en cambio la inspiración es activa. Este efecto se aprecia más claramente si el ritmo de respiración es más lento y profundo, como se comprobó tomando registros con ritmos más lentos sobre uno de los sujetos.

En la figura 4.8 puede observarse uno de los registros con la gráfica de la respiración añadida (impedancia transtorácica). El ritmo respiratorio fue de 5 latidos inspirando y 5 espirando. Puede observarse claramente el cambio en la amplitud del complejo QRS dependiendo de la fase respiratoria. La amplitud del complejo QRS aumenta durante la inspiración y disminuye durante la espiración.

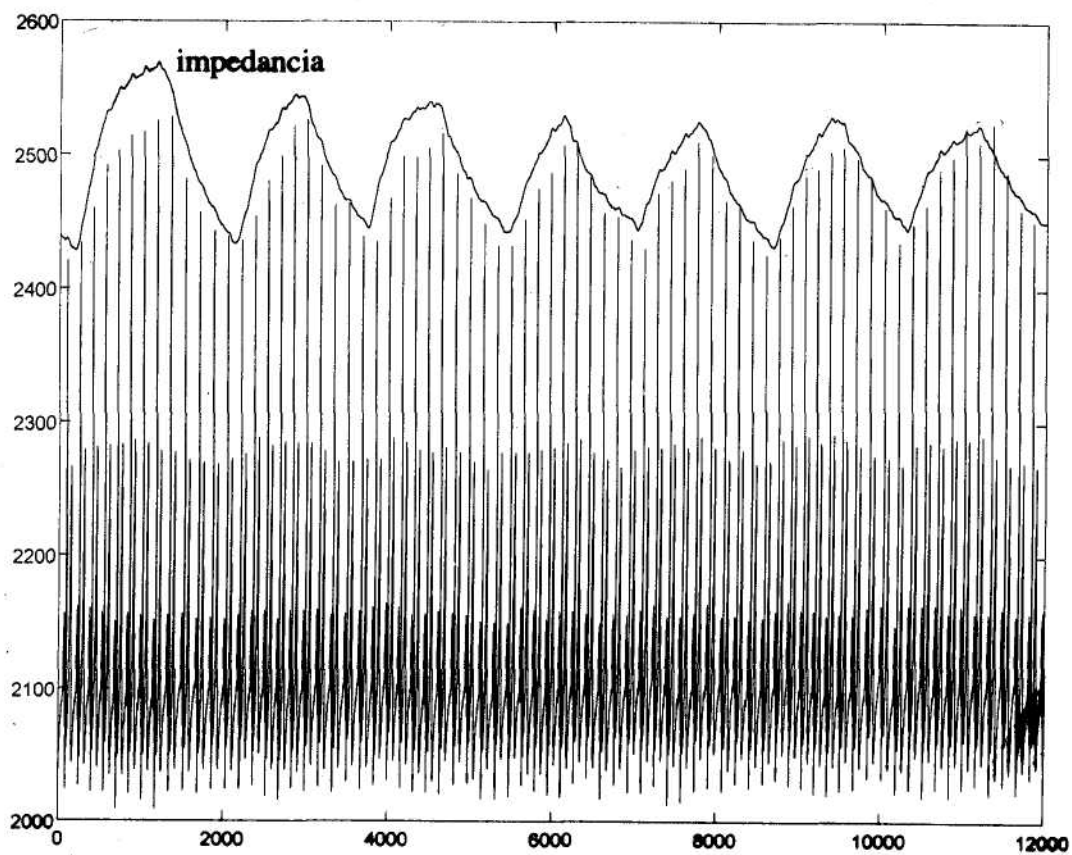


Figura 4.8 Registro del ECG con sincronización cardiorrespiratoria y con gráfica de la respiración (impedancia transtorácica superpuesta).

En la figura 4.9 se han representado la impedancia transtorácica y el ruido medido en un intervalo de 100 ms medido en el segmento ST. Se observa claramente que el ruido es mayor durante la inspiración que durante la espiración.

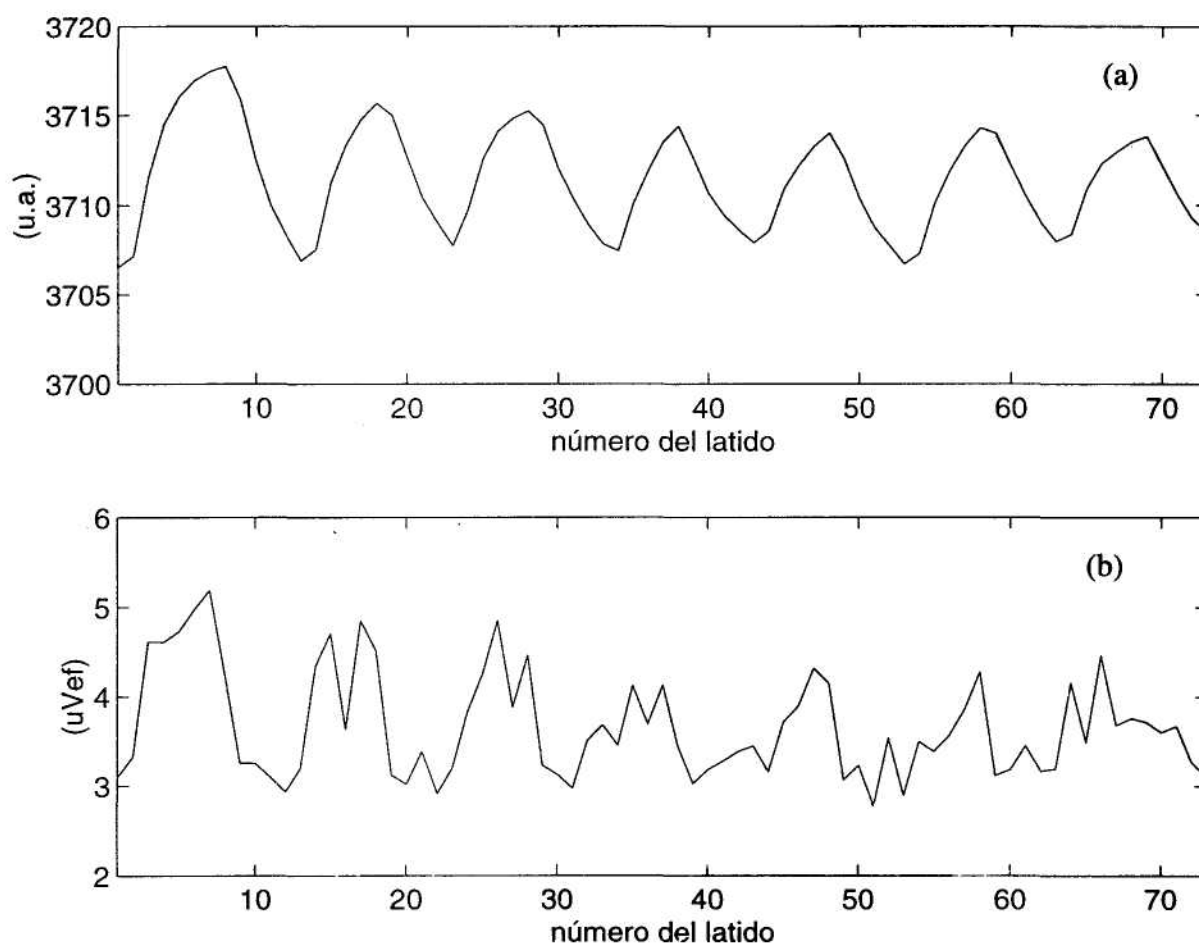


Figura 4.9 Gráficas de la impedancia transtorácica (a) y ruido medido en el segmento ST (b) en función del número del latido en un registro con sincronización cardiorrespiratoria.

En la figura 4.10 puede observarse la tensión eficaz de ruido promediando cada una de las fases respiratorias, así como el ruido promediando todos los latidos. Hay 10 fases respiratorias debido a que el sujeto inspiraba durante 5 latidos y espiraba durante otros 5. Al promediar todos los latidos el ruido es menor que al promediar cualquiera de las fases respiratorias, debido a que la diferencia en el ruido en las diferentes fases respiratorias no compensa el aumento en el número de latidos que se promedian al utilizar todos los latidos, que es 10 veces mayor que el de cualquiera de las fases.

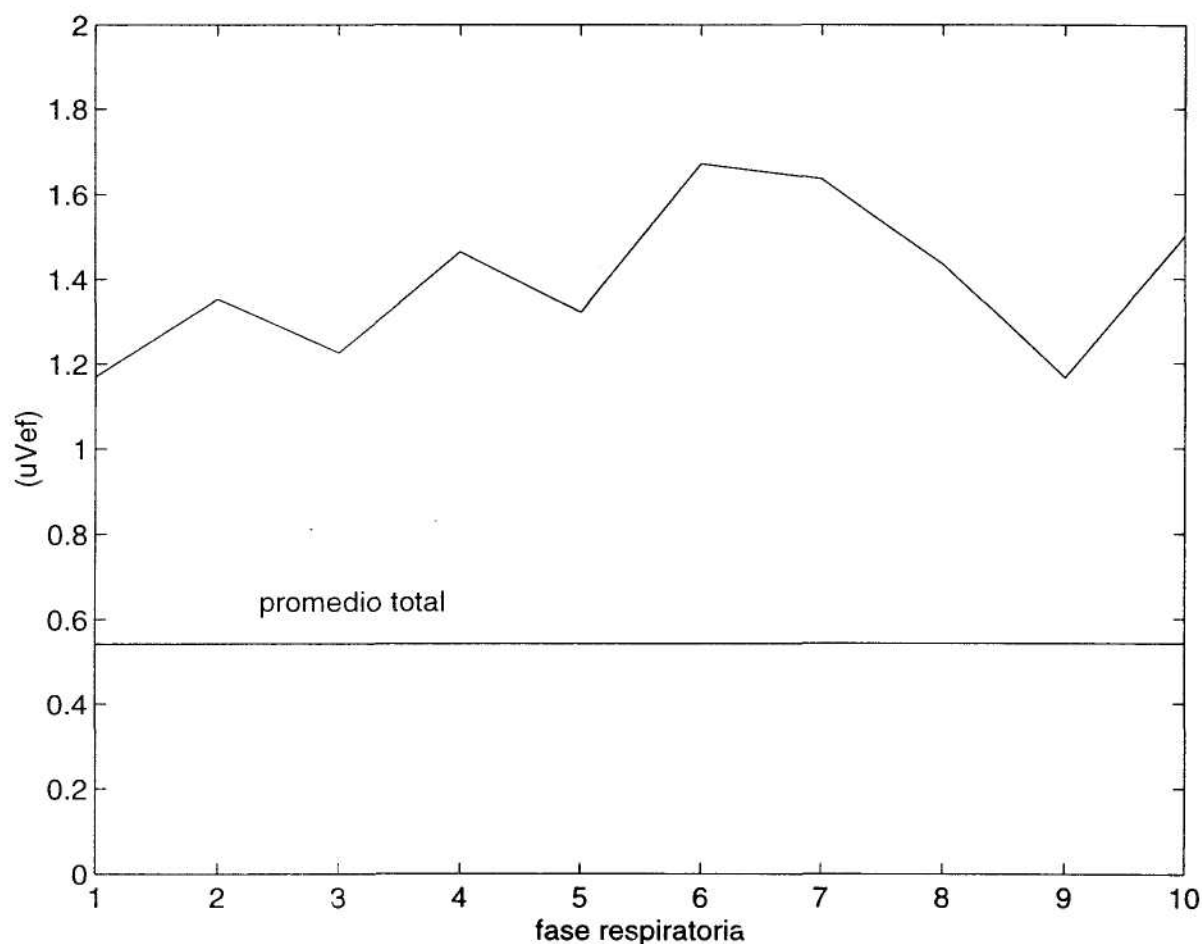


Figura 4.10 Tensión eficaz de ruido para cada una de las fases respiratorias promediadas. Se ha representado también el ruido al promediar todos los latidos.

4.3 Conclusiones

En este capítulo hemos analizado primeramente el ruido. Hemos visto que el ruido medido en uno de los intervalos isoelectricos no es necesariamente representativo del ruido presente en otros intervalos. El ruido no puede considerarse estacionario en todos los registros. El filtrado paso alto mejora la estacionariedad de los registros esofagicos, pero no de los superficiales.

Se han propuesto varias técnicas para mejorar la reducción de ruido no estacionario. El intercambio de las operaciones de filtrado y promediado no introduce ninguna mejora. Esto es debido a que se trata de operaciones lineales y por tanto el orden en que se realizan no afecta al resultado. La utilización de la mediana mejora el ruido en algunos de los registros, pero lo empeora en la mayoría. El promediado ponderado mejora el ruido en los registros no estacionarios. En los casos en que no es así, la diferencia es pequeña. La sincronización cardiorrespiratoria no ofrece buenos resultados, debido a que el número de latidos que se promedian es menor, y no compensa la diferencia en el ruido de las distintas fases respiratorias.

La técnica más prometedora parece ser la del promediado ponderado, por lo que centraremos nuestros esfuerzos en el siguiente capítulo en esta técnica. Resulta útil en registros con ruido de marcado carácter no estacionario. El mayor problema que presenta es la variancia del estimador de la variancia. Una posible técnica sería la de realizar ambos tipos de promediado (ponderado y no ponderado) y elegir el promediado con el que se haya obtenido menos ruido. La técnica habitual para rechazar latidos ectópicos o muy ruidosos consiste en realizar la correlación con una plantilla que se va actualizando (Reddy et al., 1992). Si la correlación no supera un cierto umbral, el latido se rechaza. Este método, válido para rechazar latidos morfológicamente diferentes al latido sinusal como, por ejemplo, los latidos ectópicos, no parece el más adecuado para rechazar latidos ruidosos, ya que el ruido ha de ser de valor bastante elevado para que la correlación disminuya en forma sensible.