

## *Capítulo 3*

### *UMBRALIZACIÓN: MÉTODOS CLÁSICOS*

## *Capítulo 3*

### *UMBRALIZACIÓN: MÉTODOS CLÁSICOS*

#### *3.1.- COMPRESIÓN MEDIANTE WAVELET*

El empleo de la Transformada Wavelet (WT) en gran variedad de aplicaciones de tratamiento de señales reales captadas del entorno está ampliamente extendido. Esto no se debe únicamente a la robustez del proceso, que permite, con la correcta elección de funciones wavelet y filtros, una reconstrucción completa y perfecta. La WT está muy bien adaptada para ser integrada en algoritmos de compresión. Por ejemplo, el hecho de que en un número reducido de coeficientes se concentre la mayor parte de la energía de la señal, quedando el resto de coeficientes para definir los matices de pequeña magnitud, facilita en gran medida la cuantificación posterior. Además, el coste computacional de la transformación no es muy elevado, a diferencia de otros métodos de procesamiento.

La descomposición Wavelet se suele acompañar de una etapa de cuantización, para mejorar la compresión. Consiste en limitar el rango de representación de los coeficientes, que se ceñirán en precisión a un determinado número de bits.

Es frecuente combinar la transformación Wavelet con un proceso de umbralización. En función de ciertos criterios que se definirán más adelante, se determina un cierto valor, un umbral, tal que todos los coeficientes cuya magnitud en valor absoluto sea menor que la del umbral, quedarán automáticamente anulados. Con esto, no solamente se consigue compresión de la información, sino que se reduce el ruido que pudiera contener la señal, ya que el ruido se presenta como componentes de pequeño valor, que deberán quedar por debajo del umbral.

En este capítulo se realizará, en primer lugar, un estudio acerca de las diferentes fuentes de ruido que afecta a las señales electrocardiográficas, así como las diferentes teorías sobre su distribución en la señal. A continuación, se pasará a describir el proceso de umbralización, cuya finalidad es eliminar ese ruido del ECG, consiguiéndose, además, la compresión de la señal. Por último, se estudian los métodos de aplicación de los umbrales.

### *3.2.- FUENTES DE RUIDO EN LAS SEÑALES ECG*

Para lograr una reducción satisfactoria del ruido contenido en las señales electrocardiográficas, es necesario conocer las características de este ruido. En este apartado se realizará un estudio de las diferentes fuentes de ruido e interferencias que afectan al ECG.

En el Anexo 1 de este proyecto y en la documentación que en él referenciada se ofrece un análisis de las características tanto temporales como frecuenciales de las señales electrocardiográficas. Resulta de especial importancia al respecto la identificación de aquellas formas de onda y componentes armónicas de mayor importancia clínica, que tendremos gran cuidado en conservar en el procesamiento.

En primer lugar, conviene que definir el ruido [30]: en lo referente a sistemas electrónicos, se considera el ruido como aquella señal ajena a la señal de interés y que es susceptible de provocar un error, ya que puede llegar a superar el nivel de la información útil de nuestra señal, camuflando a la misma. Se puede clasificar según sea una señal determinista o aleatoria, o bien según su origen: externo o interno al sistema de medida.

Normalmente, se utiliza el término ruido cuando el origen es interno al propio sistema de medida y la naturaleza de la señal es aleatoria, mientras que el término interferencia se aplica a aquellas señales externas al sistema de medida, cuya evolución temporal suele seguir una ley preestablecida que puede ser conocida a priori, aunque su valor en un instante determinado pueda venir caracterizado por una variable aleatoria (como las interferencias debidas a la red de distribución eléctrica, y las producidas por equipos eléctricos o electrónicos próximos al entorno de medida).

A continuación, se estudiarán las principales fuentes de ruido que afectarán a las señales electrocardiográficas desde su captación.

### 3.2.1.- Fuentes de ruido

#### 3.2.1.1.- Ruido de electromiograma (EMG):

El electromiograma (EMG) es la principal fuente de ruido en la captación de ECG y está asociado a la actividad muscular de los músculos esqueléticos más cercanos. Su reducción en el origen, durante la captación, es difícil y requiere la colaboración del paciente sobre el que se realiza la medición. Se puede reducir considerablemente su efecto mediante la disposición adecuada de los electrodos de medida, colocándolos lejos de los músculos con mayor movimiento, por ejemplo, en las muñecas.

Los niveles del ruido que proviene de esta fuente suelen estar entre  $10\mu\text{V}$  y  $2\text{mV}$  de amplitud y presenta un ancho de banda limitado entre el nivel de continua y  $500\text{ Hz}$ . Suele modelarse como un proceso estocástico, de distribución gaussiana.

La dificultad para controlar esta fuente de ruido radica en gran medida en la que sus características no se mantienen constantes durante la captación, sino que varían irregularmente según los movimientos y respiración del paciente. A este respecto, se pueden distinguir dos tipos de EMG:

- EMG de soporte: relacionado con la actividad de los músculos torácicos que no intervienen en la respiración y cuyo nivel de actividad dependerá de factores tales como el estado de relajación del paciente, el frío,...
- EMG de respiración: directamente relacionado con la actividad de los músculos que intervienen en el proceso de la respiración, la cual será variable a lo largo del ciclo respiratorio (en la fase de inspiración aumentará, mientras que en la fase de espiración el nivel será más bajo).

#### 3.2.1.2.- Ruido de electrodo:

Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida, de manera que el ruido que pueda generarse en los mismos tiene especial importancia.

La función del sensor o electrodo es la de transductor, debiendo convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Esta transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible, y además,

no debe perturbar la señal a medir, siendo los parámetros más importantes la impedancia y el ruido, pudiendo la naturaleza de la interfaz piel-electrodo distorsionar la señal ECG, en especial el valor de su impedancia.

Como consecuencia de la presencia del electrodo o sensor aparece un valor de continua en la señal [31]. La distorsión que puede aparecer en la interfaz piel-electrodo resulta problemática cuando el paciente se mueve, pues, en lugar de tener un simple nivel de continua que se puede eliminar fácilmente con filtrado, aparecen dos tipos de variaciones superpuestas a la señal:

- Variaciones lentas: son las denominadas variaciones de la línea de base, debidas principalmente a la respiración del paciente. Pueden ser representadas como una componente sinusoidal a la frecuencia de la respiración añadida a la señal ECG, es decir, la variación puede ser reproducida por una modulación de amplitud del ECG mediante una componente sinusoidal añadida a la línea de base, cuyos parámetros típicos son:
  - Variación de amplitud y variación de la línea de base de un 15% de la amplitud pico a pico del ECG.
  - Variación de 0.15 a 0.3 Hz.

Un filtrado lineal paso alto permite cancelar las componentes de baja frecuencia asociadas a estas variaciones, pero puede atenuar componentes de baja frecuencia con información clínica útil.

- Variaciones rápidas: son producidas por el movimiento brusco de los electrodos, cuyos efectos se pueden suavizar reduciendo la impedancia de la piel y utilizando electrodos de punción. A su vez, podemos distinguir entre:
  - Ruido de contacto de los electrodos: se trata de un ruido transitorio provocado por la desconexión del paciente al sistema de medida, causada por la pérdida de contacto entre el electrodo y la piel. Esta pérdida de contacto puede ser permanente o intermitente, y el ruido que provoca puede ser modelado como una rápida transición aleatoria de la línea de base que decae exponencialmente al valor de la línea de base y que tiene una componente de 60 Hz superpuesta, pudiendo ocurrir una o varias veces en el tiempo.

Sus parámetros típicos son:

- 1 segundo de duración.
- Contenido en frecuencia de 60 Hz.
- Constante de tiempo de aproximadamente 1 s.
  
- Artefactos de movimiento: son transiciones de cambios en la línea de base originados por cambios en la impedancia del electrodo, provocados por las vibraciones o movimientos del sujeto durante la fase de adquisición. El pico de amplitud y la duración del artefacto son variables y para simularlos sumamos una componente de continua DC, cuya amplitud es un 500% de la amplitud pico a pico del ECG, a un segmento del registro de una duración entre 1100 y 500ms.

#### 3.2.1.3.- Ruido del sistema de medida:

Otra fuente relevante de ruido es la que origina ruido durante la captación de la medida de la señal ECG, siendo el nivel de ruido que introduce el circuito a la salida una de las características más importantes del sistema de medida. Este ruido estará causado en gran parte por la primera etapa del sistema, de entrada.

En [31] se realiza un análisis exhaustivo de esta fuente de ruido considerando un sistema de medida básico formado por dos separadores de señal, *buffers*, y un amplificador de instrumentación, que ha sido el adoptado en los sistemas de adquisición del ECG utilizados. Este sistema de medida presenta alta impedancia de entrada, acoplamiento en alterna, respuesta frecuencial plana en la banda de señal del ECG y el ruido generado por las resistencias se ha supuesto de origen térmico.

#### 3.2.2.- Fuentes de interferencia en las señales ECG

Las fuentes de interferencia que afectan a los registros electrocardiográficos se pueden clasificar en dos tipos [30]:

- Interferencias de origen interno: provienen del propio equipo de medida y las causas pueden ser varias, siendo la más común la fuente de alimentación cuando el equipo está conectado a la red eléctrica.

- Interferencias de origen externo: son las más estudiadas y se pueden hacer dos distinciones:
  - Causadas por campo eléctrico: pueden distinguirse tres causas: acoplamiento capacitivo a los cables de medida, a los electrodos y acoplamiento sobre el paciente.
  - Causadas por campo magnético: se pueden distinguir dos tipos: interferencias en modo diferencial producidas por la caída de tensión sobre el tórax (debido a las corrientes inducidas en el interior del paciente por un campo magnético exterior) e interferencias inducidas en el bucle de medida por la presencia de un campo magnético.

A continuación, tras esta primera clasificación, se estudia por separado cada una de las fuentes de interferencia que afectan a las señales ECG:

#### 3.2.2.1.- Interferencia de red:

La amplificación y registro de señales ECG, presentan frecuentemente problemas de interferencia originados por la red de distribución eléctrica, cuya presencia conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interactúan con el sistema de medida y el paciente. Estos campos son de baja frecuencia.

Debido a que la señal de salida de los electrodos es de muy baja amplitud, necesita ser amplificada [31] antes de su registro analógico o su conversión analógico-digital. Este circuito de amplificación se diseña, por un lado, para proporcionar la ganancia necesaria a la señal, y por otro, para reducir los efectos de interferencias de la red eléctrica (50/60 Hz) o de alta frecuencia en general, para lo que se aplica un filtro analógico paso banda. La frecuencia de corte superior debe ser tal que no produzca distorsión en los picos de alta frecuencia de la señal y la frecuencia de corte inferior es un compromiso entre:

- las bajas frecuencias necesarias para modelar ciertas zonas del ECG, clínicamente muy significativas para la detección de zonas lesionadas en el corazón.
- las variaciones de la línea de base.

### 3.2.2.2.- Sistemas radio:

Existen problemas de interferencia debidos a las señales de radio, ya que éstas son cercanas en frecuencia a las señales analógicas de adquisición. Sus efectos se pueden reducir [31] usando apantallamientos/blindajes y/o filtros EMI.

### 3.2.2.3.- Aparatos de electrocirugía:

Destruyen por completo el ECG y puede ser representado mediante una gran amplitud sinusoidal con frecuencia entre 100 KHz y 1 MHz, aproximadamente. Como la tasa de muestreo suele estar comprendida entre 250 y 1000 Hz, puede ser añadida a la señal ECG una “versión” de *aliasing* de esta señal de interferencia.

## 3.3.- HIPÓTESIS DE DISTRIBUCIÓN DE RUIDO

Antes de acometer la reducción del ruido de la señal, es necesario estudiar las diferentes teorías acerca de cómo éste afecta a las diferentes componentes de la señal, es decir, cómo se distribuirá en ruido en la señal una vez ésta se ha visto afectada.

Podemos distinguir entre dos hipótesis diferentes de distribución de ruido [32]:

- Modelos lineales: parten de la idea de que el ruido contenido en la señal aparece, esencialmente, en componentes de alta frecuencia. Esto implica que, tras la descomposición Wavelet, será en el nivel de coeficientes  $D_1$  (fruto del primer filtrado en alta frecuencia) en los que se encuentre confinado el ruido, por corresponder éstos a los componentes de mayor frecuencia de la señal. Esta hipótesis suele aplicarse en señales de características suaves y limpias de efectos de borde.
- Modelos no lineales: esta hipótesis, por el contrario, considera que el ruido se distribuirá entre todos los niveles de coeficientes de la descomposición Wavelet, es decir, que existen componentes de ruido distribuidas en un rango relativamente amplio de frecuencias. Otra forma de verlo es que todas las muestras de señal están contaminadas por ruido. Dentro de esta vertiente se pueden distinguir, de nuevo, dos hipótesis diferentes. Por un lado, puede decidirse que el ruido queda distribuido entre los coeficientes de los diferentes niveles de detalle de la descomposición



Wavelet, quedando al margen los coeficientes de términos de baja frecuencia, es decir, los coeficientes de aproximación; esta hipótesis la denominaremos no lineal en alta frecuencia. Por otro lado, también existe la opción de incluir en esta estimación todos los coeficientes, incluidos los coeficientes de aproximación: es la hipótesis no lineal pura.

Las hipótesis descritas afectan a la estimación de ruido llevada a cabo para el cálculo del umbral; en ningún caso esto afecta a la aplicación del procedimiento de umbralización de los coeficientes. Solo se presenta una excepción: cuando se trabaja bajo una hipótesis de distribución lineal del ruido, el umbral se aplica a todos los coeficientes Wavelet, exceptuando los de aproximación, por ser considerados no susceptibles de tener magnitud menor que el umbral en cuestión. Sin embargo, bajo consideraciones no lineales, se pasará a umbralizar el vector completo de coeficientes, sin excepción.

### *3.4.- UMBRALIZACIÓN*

La umbralización es un proceso ampliamente usado como una de las etapas de muchos algoritmos de tratamiento de señal. Consiste en determinar un valor, el umbral, por debajo del cual, se operará de una forma u otra en función del ámbito de trabajo o el procedimiento de umbralización concreto.

Habitualmente, el umbral se calcula mediante una estimación del ruido, buscando, precisamente, eliminar de la señal en cuestión el ruido que ésta pudiera contener. Éste es el caso que nos ocupa; en función del parámetro estadístico empleado en la estimación, tendremos diferentes expresiones de umbral, que más adelante definiremos.

Podemos establecer una clasificación inicial de los diferentes métodos de umbralización [31]:

Atendiendo a la forma en la que el umbral afectará a los diferentes coeficientes del vector en cuestión, distinguimos dos categorías:

- Umbral global: se calcula un único valor del umbral, que se aplicará por igual a todos los elementos del vector.
- Umbral dependiente de nivel: permite la aplicación de umbrales de diferente valor a los distintos tipos de coeficientes que pudieran distinguirse en el vector.

Si, por otro lado, clasificamos los métodos de umbralización en función de la forma de aplicar el umbral al vector tratado:

- Método de umbralización dura: todos los coeficientes del vector cuya magnitud sea menor, en valor absoluto, que el valor del umbral calculado, se pondrán a cero.
- Método de umbralización suave: es una extensión de la umbralización dura, consistente en, después de poner a cero todos los coeficientes por debajo del umbral definido previamente, hacer tender a cero el valor del resto de los coeficientes. La umbralización suave da lugar a una señal de perfil suavizado.

### *3.5.- CONSIDERACIONES DE ELECCIÓN DEL MÉTODO*

Cuando se pretende implementar el procedimiento de umbralización en un sistema hardware, será necesario tener en cuenta estos factores:

- El método suave implica demasiados cálculos, es decir, mayor requerimiento de recursos y tiempo. Por tanto, con objeto de minimizar el número de operaciones, nos decantaremos por umbralización dura.
- Así mismo, un procedimiento de umbralización global también podrá llevarse a cabo con mayor facilidad que uno dependiente de nivel, ya que éste último requerirá el cálculo de varios umbrales en lugar de uno solo.

En definitiva, la umbralización a aplicar debe ser global y dura.

#### *3.5.1.- Métodos de umbralización:*

Otro aspecto a tener en cuenta es cuál va a ser el procedimiento a seguir para el cálculo y aplicación del umbral. En el caso particular que está siendo tratado, el planteamiento consiste en aplicar a un determinado fragmento de señal ECG una descomposición Wavelet. Los coeficientes resultantes se organizarán por niveles en un mismo vector. En principio, este vector pasaría directamente a un codificador para la posterior transmisión de la información. En este caso particular, tras la descomposición Wavelet, se añadirá una etapa de umbralización, siguiendo para ello un procedimiento instantáneo. Esto quiere decir que el umbral que se ha de

aplicar a un determinado segmento de señal se calculará, según el mecanismo deseado, a partir de información que se ha de extraer de información contenida en el propio segmento de señal. Es decir, el umbral se calcula “sobre la marcha”, en el momento en el que ya se ha recibido el paquete de información, tal y como puede verse en la Figura 3.1. Es un método muy habitual [11, 14].

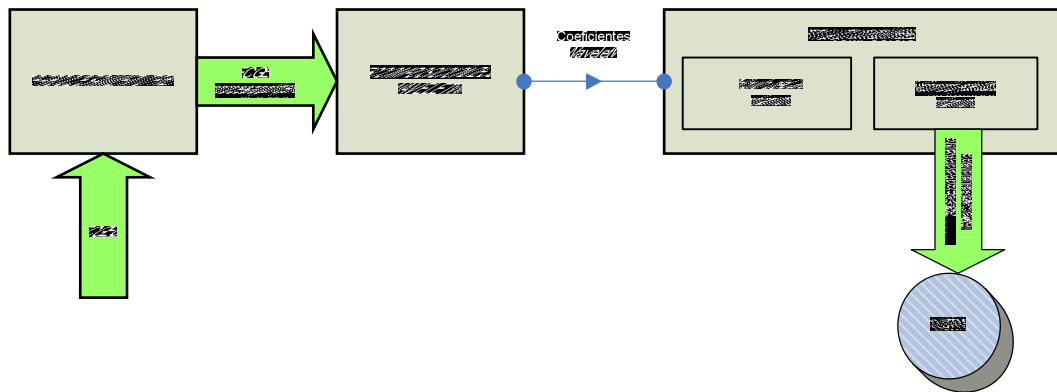


Fig 3.1.- representación mediante diagrama de bloques del algoritmo instantáneo de procesamiento de electrocardiogramas.

El correspondiente umbral se calculará a partir de los coeficientes obtenidos fruto de la descomposición. Una vez determinado su valor a partir de la expresión escogida, el umbral será aplicado al mismo vector de coeficientes que se ha empleado para calcularlo. Por tanto, el proceso de umbralización, a pesar de ser global y duro, implicará un cierto retardo, ya que hay que esperar a recibir la señal para poder calcular el umbral, y después hay que aplicarlo recorriendo de nuevo todo el vector de coeficientes.

El retardo en que se incurre al aplicar este método es:

$$T_{\text{retardo}} = N \cdot T_{\text{adquisición}} + T_{\text{cálculo\_umbral}} + T_{\text{aplicación\_umbral}} \quad (\text{ec } 3.1)$$

, donde  $N$  es el número de muestras contenidas en el bloque de señal en cuestión.

En el caso particular de las señales electrocardiográficas extraídas de la base de datos MIT-BIH, el tiempo de adquisición de cada muestra es de 2.77ms.

Gráficamente:

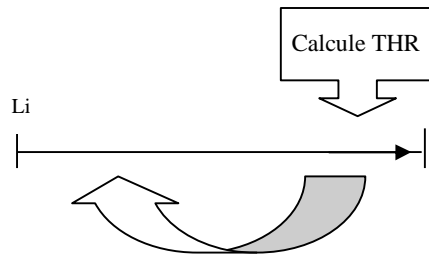


Fig 3.2.- representación gráfica del procesamiento sobre un segmento de señal en el caso del método instantáneo de umbralización.

En oposición a este concepto de umbralización tradicional, de carácter instantáneo, en capítulos posteriores se presentará un procedimiento diferente de aplicación de umbrales, cuyo objetivo será conseguir una cierta anticipación en el cálculo del umbral. Es decir, se calculará el umbral antes de que los coeficientes a los que se les aplicará estén almacenados en el sistema. Se les denominará procedimientos de umbralización predictiva, en los que el cálculo del umbral se llevará a cabo de forma acumulativa. Se describirá en detalle en el Capítulo 5, pero se puede extraer una primera idea de la representación gráfica de la Figura 3.3:

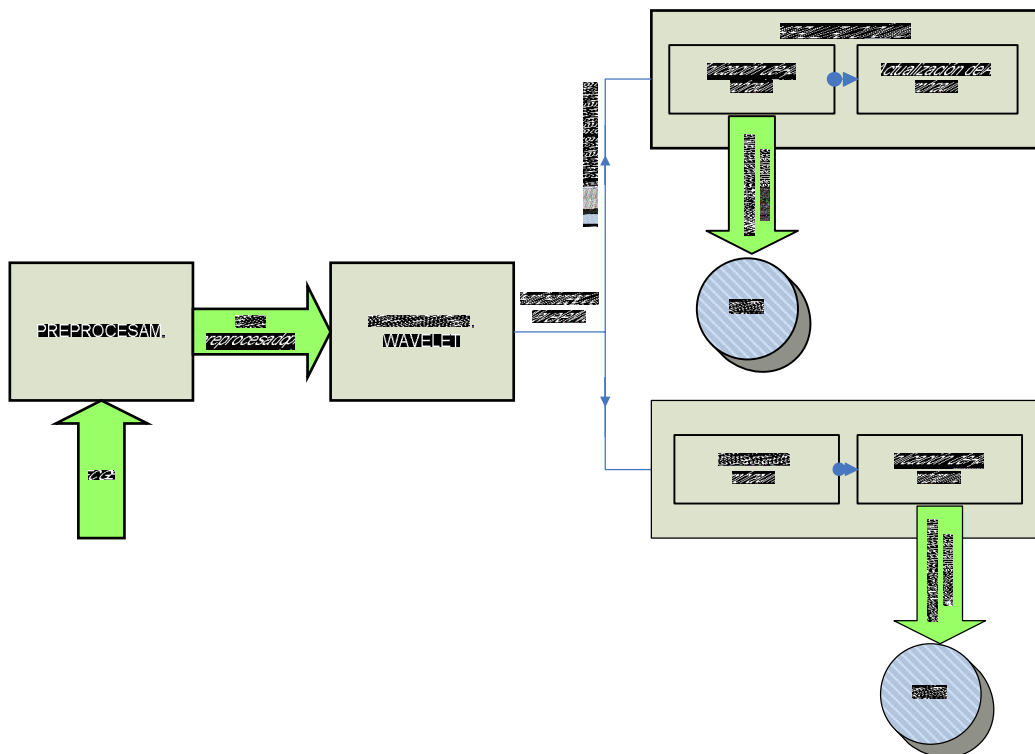


Fig 3.3.- Representación mediante diagrama de bloques del algoritmo predictivo acumulativo de procesamiento de electrocardiogramas.

La principal ventaja de este método es la minimización del retardo de procesamiento, al anticiparnos en el cálculo del umbral.

$$T_{\text{retardo}} = N \cdot T_{\text{adquisición}} + T_{\text{aplicación\_umbral}} \quad (\text{Ecuación 3.2})$$

El tiempo empleado en el cálculo del umbral no supone retardo, ya que el cálculo se realiza mientras se espera a recibir el siguiente segmento de información.

### 3.5.2.- Definición de umbrales

Los umbrales se calcularán con el fin de eliminar de la señal el ruido que ésta pudiera contener, debido a los mecanismos de adquisición de la misma o a su posterior contaminación. Por tanto, el cálculo del umbral a aplicar a una determinada señal estará asociado a la estimación del ruido presente en la misma. Dicha estimación conlleva el empleo de parámetros estadísticos de distinta naturaleza. En cada situación particular se escogerá el que mejor se adecue a ésta, dependiendo también de los objetivos perseguidos por cada aplicación concreta.

En la aplicación de tratamiento de señales ECG, se pretende que la umbralización cumpla dos funciones importantes:

- reducción de ruido, ya que los electrocardiogramas siempre contienen cierto nivel de ruido a causa de los mecanismos que se usan para su captura, así como debido a la influencia de otras señales de carácter eléctrico que pueden ser detectadas en el cuerpo humano.
- Este propósito ha de complementarse con el de compresión: las señales ECG, además de ruido, contienen algunas componentes de alta frecuencia y pequeña magnitud que, aunque no son estrictamente ruido, constituyen información superflua de cara al uso final de la señal, de las que se puede prescindir para aumentar la eficiencia del sistema.

Atendiendo a estos dos criterios, escogeremos aquella expresión de umbral que, aplicándose conjuntamente con los procedimientos de transformación Wavelet ya presentados, permita lograr los resultados que mejor satisfagan las dos funciones de la umbralización.

Las expresiones de los umbrales más extendidas en la literatura se enumeran a continuación:

- Umbral MGU (Mediana – Global - Universal) [33]: su cálculo se basa en el empleo de la mediana para estimar el ruido contenido en la señal. El valor de la mediana se obtiene ordenando el vector de coeficientes y tomando el valor situado en la posición central. Esto implica un consumo de recursos elevado si se trabaja con vectores de gran longitud, ya que habrá que dotar al sistema de un registro capaz de almacenar el mismo, y de una lógica de procesamiento capaz de llevar a cabo un mecanismo de ordenación. Sin embargo, el uso de la mediana en una estimación tiene algunas ventajas; por ejemplo, si a causa de algún error aparecen en la señal algunos valores discordantes, éstos tendrán muy poca influencia sobre el valor final del umbral. Además, la mediana será un valor contenido en el vector, será un elemento de la población.

$$\gamma_{MGU} = \sqrt{2 \log(N)} \hat{\sigma} \quad (\text{Ecuación 3.3})$$

, donde  $\hat{\sigma} = \frac{\text{median}\{\text{coeficientes}\}}{0.6745}$

El denominador (0.6745) reescala la expresión para adaptarla a la expresión habitual para la estimación de ruido blanco Gaussiano, basada en la desviación estándar [34].

- Umbral SGM (Standard deviation - Global - Modificado) [35]: es un umbral ampliamente usado desde que fue propuesto por Donoho en 1994, como modificación al umbral universal, SGU (Standard deviation - Global - Universal) [33], proponiéndose un estimador muy robusto en el ámbito de las transformaciones Wavelet.

$$\gamma_{SGM} = \frac{\hat{\sigma} \sqrt{2 \ln N}}{\sqrt{N}} \quad (\text{Ecuación 3.4})$$

, donde  $\hat{\sigma} = \text{std}\{\text{coeficientes}\}$

La desviación estándar se puede calcular siguiendo un procedimiento acumulativo, que consume pocos recursos, ya que únicamente se necesita un registro de pequeño tamaño sobre el que se actualiza el valor de la desviación

estándar conforma llegan al sistema los sucesivos coeficientes a procesar. Esto hace esta expresión especialmente adecuada para su uso en un algoritmo orientado a su implementación en un sistema electrónico funcionando en tiempo real.

Este umbral se propuso para umbralización suave, pero hay literatura en la que se ha empleado para umbralización dura con buenos resultados [36].

- Umbral RSGM (Raised SGM) o SGU: en este proyecto, se ha empleado este umbral para elevar el valor del SGM cuando se requiera. Sin embargo, consultando la bibliografía sobre el tema, se ha comprobado que coincide con la expresión del umbral universal definido por Donoho en [33].

$$\gamma_{RSGM} = \sigma \sqrt{2 \ln N} \quad (\text{Ecuación 3.5})$$

$$\text{, donde } \hat{\sigma} = \text{std}\{D_1, D_2, \dots, D_L\}$$