

ANÁLISIS DE LOS ERRORES PRODUCIDOS DURANTE LA TRANSMISIÓN DE ECGS SOBRE UN CANAL UMTS

A. Alesanco, J. R. Gállego, M. Canales, A. Valdovinos, P. Laguna y J. García,

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza

RESUMEN

El propósito de este trabajo es analizar los errores que se producen en la transmisión de una señal ECG a través de un canal móvil. Para ello se ha utilizado un simulador de canal UMTS que aunque simplificado resulta realista. Para estudiar el patrón de errores introducidos por el canal se han considerado varios ECG procedentes de la base de datos *MIT-BIH Arrhythmia*. Siguiendo este patrón, se ha desarrollado una nueva técnica de filtrado que reduce los errores de transmisión de manera significativa. Además, se han introducido nuevos índices de evaluación de la distorsión producida por el canal que resultan más adecuados a los patrones de errores encontrados.

1. INTRODUCCIÓN

La telemedicina permite la utilización de las telecomunicaciones para ofrecer información y servicios médicos a distancia con el objetivo de mejorar la calidad sanitaria. Las redes de telecomunicaciones móviles han abierto un nuevo campo para la expansión de nuevos servicios de telemedicina gracias a la amplia cobertura de éstas y a la posibilidad de que los usuarios en comunicación se encuentren en movimiento. De todas las señales biológicas que se pueden recoger, una de las más importantes sin duda es el electrocardiograma (ECG). La transmisión de ECGs desde una ambulancia móvil a un hospital donde es procesado ha sido el tema de diferentes estudios [1]. La implantación de los nuevos sistemas de comunicaciones móviles de banda ancha (Universal Mobile Telecommunication System, UMTS) permitirá el desarrollo de avanzados servicios de telecardiología a corto plazo.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Señales ECG

Las señales ECG que se han utilizado para llevar a cabo el presente estudio han sido seleccionadas de la base de datos *MIT-BIH Arrhythmia* [2]. Estas señales han sido digitalizadas con una frecuencia de muestreo de 360 Hz y a una resolución de 11 bit por muestra. Dentro de la citada base de datos, se ha seleccionado un conjunto

de 11 señales (100-103, 105-108, 111, 112, 118), de las cuales se han extraído bloques de 4 minutos de duración. Con la elección de estas señales se ha pretendido recoger una amplia variedad de formas en el ECG para evaluar el sistema. Se ha eliminado la línea de base de todas las señales consideradas antes de su utilización con el simulador de UMTS.

2.2. Simulación del Canal UMTS

Se ha utilizado un simulador de capa física del canal UMTS [3, 4]. Para estudiar los errores introducidos por el canal, tres relaciones señal a interferencia (SIR) (-6, -11, -16 dB) y tres velocidades (3, 50, 120 Km·h⁻¹) se han tenido en consideración, simulando 9 condiciones para el canal diferentes. En la tabla 1 se recogen las características de los canales UMTS simulados así como las probabilidades de error (*bit error rate* o BER) derivadas.

Tabla 1. BER

	-6 dB	-11 dBs	-16 dB
3 Km/h	0	$2.26 \cdot 10^{-4}$	$4.82 \cdot 10^{-4}$
50 Km/h	$6 \cdot 10^{-6}$	$2.82 \cdot 10^{-3}$	$5.49 \cdot 10^{-3}$
120 Km/h	$1.9 \cdot 10^{-3}$	$1.24 \cdot 10^{-2}$	$2.01 \cdot 10^{-2}$

2.3. Patrón de Errores

Un error producido por el canal se traduce en que un bit de la señal transmitida por él pasa a ser 0 si era 1 o viceversa. Este efecto hace que al ser leída por el receptor, la muestra donde se encuentre ubicado el bit erróneo pase a tomar un valor incorrecto. Normalmente, la probabilidad de error del canal es lo suficientemente baja como para que estos errores aparezcan de tal forma que afecten a muestras aisladas. Esto debería producir un patrón de errores predominantemente impulsional. En la segunda gráfica de la figura 1 se puede ver un ECG con los errores debidos al canal UMTS para un BER de $5.49 \cdot 10^{-3}$. Efectivamente, el patrón que aparece es impulsional, tal y como se ha sugerido. Si bien es cierto que el patrón de errores predominante será el impulsional, en los canales móviles también se producen errores por ráfagas, situación que desembocará en que varios bits, y por tanto, varias muestras seguidas sean erróneas. Estos patrones de errores son los que van a condicionar el desarrollo de un método que intente paliar los errores introducidos por el canal UMTS.

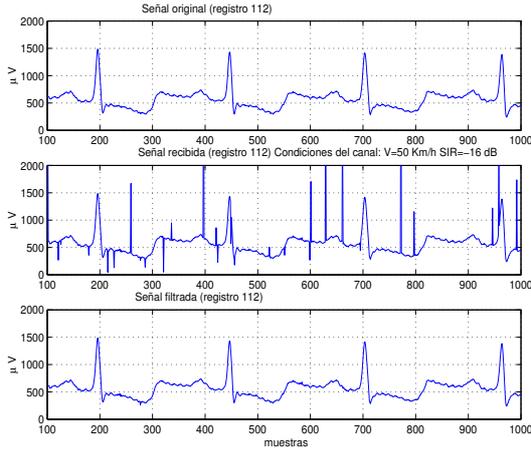


Figura 1. Errores en el ECG debidos al canal móvil.

2.4. Cancelación de Errores

Para corregir los errores presentes en la señal recibida en el receptor se ha desarrollado una nueva técnica de filtrado que se ha denominado *median differentiation* (MD). La idea en que está basada se ha tomado de la técnica *median absolute deviation* (MAD) [5] pero introduciendo importantes modificaciones. El filtro MD define dos umbrales variables tal y como se muestran en las ecuaciones 1 y 2:

$$\nu_u(n) = \min\{\gamma_1(n), \gamma_2(n)\} \quad (1)$$

$$\nu_d(n) = \max\{\gamma_3(n), \gamma_4(n)\} \quad (2)$$

donde $\gamma_i(n)$ se define como:

$$\gamma_{1,3}(n) = \text{med}(x(n), 3) \pm |\text{der}(\text{med}(x(n), 3), 2)| \pm C_{1,3} \quad (3)$$

$$\gamma_{2,4}(n) = \text{med}(x(n), 7) \pm |\text{der}(\text{med}(x(n), 7), 4)| \pm C_{2,4} \quad (4)$$

$x(t)$ es la señal ECG que se recibe después de atravesar el canal, $\text{med}(z(n), N)$ es un filtro de mediana de N muestras sobre la señal $z(n)$ y $\text{der}(z(n), M)$ es la aplicación sucesiva M veces del filtro de derivada de orden 1 definido como:

$$\text{der}(z(n), 1) = z(n) - z(n-1) \quad (5)$$

C_i son parámetros constantes que en el presente trabajo han tomado un valor de 40 para $C_{1,3}$ y 120 para $C_{2,4}$. La filosofía que sigue la definición de los umbrales se puede ver en las ecuaciones 3 y 4. En primer lugar, a la señal recibida se le aplica un filtro de mediana. El filtro de mediana de 3 muestras logra eliminar los picos de error de anchura 1 muestra y el de 7 muestras elimina errores en hasta 3 muestras seguidas. Pero estas señales no se pueden utilizar como umbrales directamente porque los picos del QRS también han sido suavizados y habría que introducir constantes muy grandes para tener este hecho en cuenta. Esto conduciría a que los umbrales no estarían próximos a la señal y muchos errores no serían detectados. Para paliar este defecto se calculan los valores absolutos de las derivadas 2ª y 4ª de las salidas del filtro de mediana de 3 y 7 muestras respectivamente. Estas últimas señales tienen máximos y mínimos en los picos

del QRS original de forma que al ser añadidas a las salidas de los filtros de mediana, hacen que los picos del QRS queden potenciados y haya que añadir una constante más pequeña para que no sean detectados como error. Esto permite que los umbrales se ajusten más a la señal con el consiguiente beneficio a la hora de detectar errores. La justificación de utilizar un filtro de mediana de 3 muestras y otro de 7 es que el de 3 distorsiona menos la señal original (y en concreto suaviza menos el pico del QRS) y permite definir un umbral más ajustado a la señal. Sin embargo, ese filtrado no elimina los errores que afectan a más de una muestra seguida por lo que se introduce el filtrado de mediana de 7 muestras, que no permite definir umbrales tan ajustados pero elimina errores de hasta 3 muestras seguidas. De esta forma, combinando estas técnicas, se consigue un mejor resultado. Una vez que las muestras erróneas han sido detectadas, éstas deben ser sustituidas por otros valores que se adecúen a la realidad. Para obtener ese nuevo valor se hace una interpolación lineal entre la primera muestra buena anterior y posterior a la errónea. Un ejemplo de los resultados de todo el proceso de filtrado pueden ser observados en la figura 2.

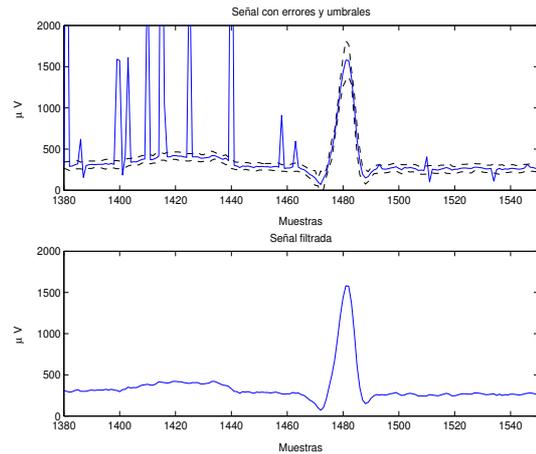


Figura 2. Umbrales para la detección de errores.

La gráfica superior ilustra la definición de los umbrales, y la inferior cómo queda la señal después de la detección y corrección de los errores. En la figura 1 también se puede apreciar cuál es el resultado del proceso de filtrado, siendo la gráfica superior la señal original, la gráfica intermedia la señal con ruido y la gráfica inferior la señal filtrada.

2.5. Índices de Error

Normalmente, para evaluar la diferencia entre dos señales (específicamente en el contexto de compresión de datos) se ha venido utilizando el PRD y el RMS. Pero estos índices no resultan muy adecuados para el caso que estamos tratando ya que los errores generados por un canal móvil son normalmente impulsionales, como ya se ha visto. Esto significa que aunque solamente haya un

error en un latido de cada 50 (una vez filtrado el ECG), la medida del PRD y del RMS calculadas para esos 50 latidos será elevada debido a ese único error. Este efecto lleva a la impresión de que el error en el filtrado global ha sido muy grande, cuando realmente todos los latidos están bien excepto el latido en que se ha producido el error. Por ello, aquí se proponen dos nuevas medidas del error cometido en el filtrado de la señal, el Percentual RMS sobre $N \mu V$ (PRMS(N)) y el percentual PRD sobre $N \%$ (PPRD(N)). El PRMS(N) se define como el porcentaje de latidos cuyo error RMS es mayor de $N \mu V$. El PPRD(N) se define de forma análoga como el porcentaje de latidos cuyo error PRD es mayor del $N \%$. Con estos nuevos índices se tiene en cuenta el error presente en cada latido de la señal filtrada, haciendo que el efecto de los errores impulsionales esporádicos no afecte a toda la señal sino solamente al latido en donde se encuentran. Otro índice que resulta muy interesante por ofrecernos una valoración de la bondad del filtro MD es la probabilidad del método para corregir un pico de error por encima de $N \mu V$. Una cuestión muy importante es que los picos de error que el filtro detecte sean realmente de error y no picos de señal tomados como error. El índice que valora este hecho es el valor predictivo positivo (+P). Cuanto mayor sea este valor, menos picos de señal habrán sido identificados como errores y mejor será el filtro.

3. RESULTADOS

La medida del RMS se puede apreciar en la figura 3. La gráfica superior de esta figura muestra el RMS calculado entre la señal recibida después de pasar por el canal UMTS y la señal original, tal y como se envió desde el emisor móvil. La gráfica inferior muestra el RMS calculado entre la señal original y la señal recibida después de pasar por el filtro MD. Como se puede ver, la reducción de error es muy significativa. La figura 4 muestra el PRD: la gráfica superior, el PRD calculado entre la señal recibida y la original; y la figura inferior, el PRD calculado entre la señal filtrada y la original. El PRMS(N) se muestra en la figura 5. En este caso, los valores de N que se han tenido en cuenta para la representación en las gráficas son: 20, 30, 40 y $50 \mu V$. En la figura 6 se muestra el índice PPRD(N) para las diferentes SIR. En este caso, los valores de N considerados son: 5, 10, 20 y 30%. En la figura 7 podemos apreciar la probabilidades de detección de errores por encima de $N \mu V$. De esta forma, el filtro MD es capaz de detectar y reparar el 93% de los errores por encima de $50 \mu V$, lo cual es un buen resultado teniendo en cuenta que el nivel de ruido del ECG suele estar por encima de ese valor y por tanto picos de error de menos de $50 \mu V$ no son distinguibles del ruido de registro. Finalmente, el +P que presenta el filtro MD es de 97%, lo cual da una idea de la calidad del proceso de filtrado.

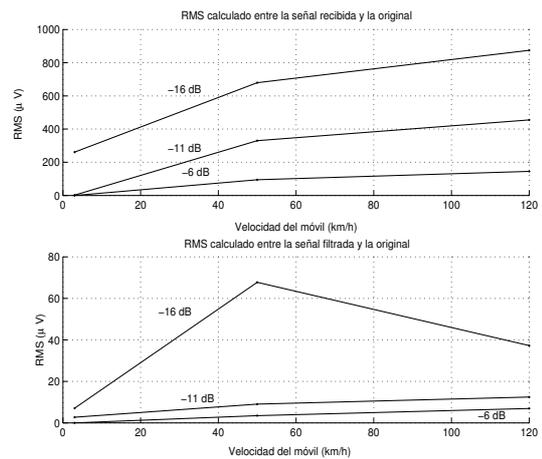


Figura 3. RMS(μV) para las señales recibida y filtrada.

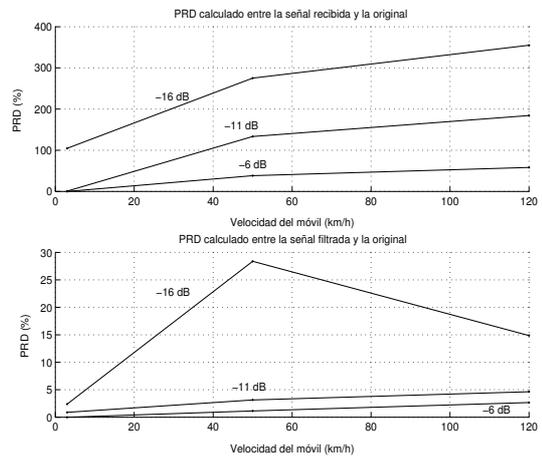


Figura 4. PRD(%) para las señales recibida y filtrada.

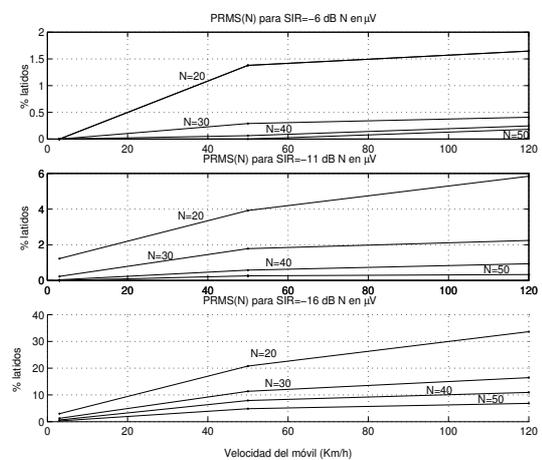


Figura 5. PRMS(N) para diferentes valores de SIR y N .

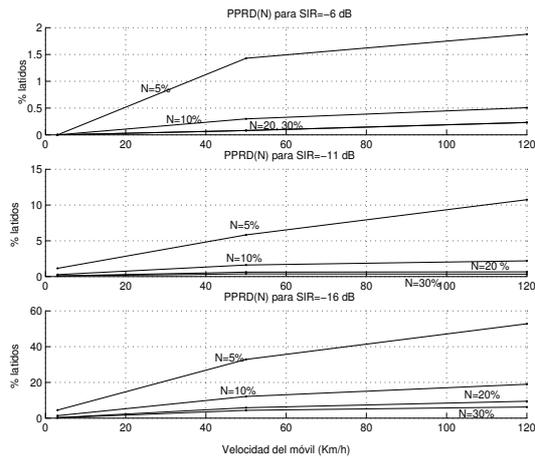


Figura 6. PPRD(N) para diferentes valores de SIR y N.

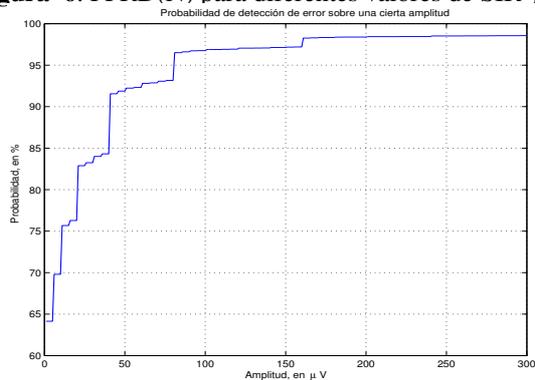


Figura 7. Probabilidad de detección de picos de error.

4. DISCUSIÓN

A la vista de los resultados obtenidos, se puede afirmar que el método de cancelación de errores desarrollado (filtro MD) cumple en muy buen grado su misión, proporcionando una reducción del ruido impulsional muy significativa. En las figuras 3 y 4 aparece un valor de error para la velocidad de $50 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$ y -16 dB de SIR que es mucho mayor que el valor que se obtiene para una velocidad de $120 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$ para la misma SIR. Esto parece ilógico debido a que el número de errores introducidos por el canal es mayor en el caso de $120 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$. Sin embargo, en la realización del patrón de errores generado por el canal en el caso de $50 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$ existen casos en los que varios errores se han producido seguidos, más de los que puede quitar el filtro de mediana de 7 muestras. Al ser estos errores de gran amplitud y no ser detectados por el filtro, hacen que tanto el PRD como el RMS tomen un valor elevado globalmente a pesar de que son errores aislados. Debido a este efecto, queda perfectamente justificada la inclusión de los nuevos índices de estimación de errores propuestos en este trabajo, ya que no son influidos por este hecho. En las figuras 5 y 6 se puede apreciar como el % de latidos que sobrepasa N es menor en el caso de $50 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$ que en el caso de $120 \text{ Km} \cdot \text{h}^{-1}$, como era lógico pensar a priori. Así pues, gracias a la utilización de estos índices, podemos dar una medida del error más adecua-

da a los errores que se producen en los canales móviles ya que errores aislados no afectan al total de la señal sino sólo al latido donde se han producido.

Los valores que se han utilizado para el simulador UMTS son valores estándar. Aunque el simulador no incluye codificación de canal ni *interleaving*, estos factores no cambiarán el patrón de errores que se ha obtenido en este trabajo. El efecto que tendría introducirlos en él es el de reducir la SIR requerida para obtener el mismo BER. De esta forma, las técnicas introducidas en este trabajo serán adecuadas cuando el modelo del canal se complete.

Por último, añadir que todo este procesado (cancelación de la línea de base y filtrado del ECG en el receptor) se puede hacer en tiempo real.

5. CONCLUSIONES

Los errores de transmisión que se producen en un canal móvil hacen que la señal ECG degrade su calidad en el receptor hasta llegar a ser clínicamente inservible si no es procesada. El tipo de errores que presenta es en su mayor parte impulsional. Para corregir este tipo de errores se ha introducido una nueva técnica denominada filtrado MD. Este filtro ha sido desarrollado teniendo en cuenta este patrón de errores por lo que, como se ha expuesto en los resultados, elimina la gran mayoría de los errores presentes en la señal recibida. Además, los nuevos índices de evaluación de errores introducidos, resultan más adecuados para la valoración de las técnicas de filtrado diseñadas para señales ECG transmitidas en canales móviles. Esto es así debido a que dichos índices tienen en cuenta los errores presentes en cada latido de forma individual y no colectiva como sucede con el RMS y el PRD.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. Giovas, G. Papazachos, D. Thomakos, and D. Papadoyannis, "Ambulance telemetry for emergency cardiac care," *European Telemedicine*, pp. 111-113, 1998/99.
- [2] *MIT-BIH Arrhythmia Database CD-ROM*, Cambridge, MI: Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, May 1997.
- [3] M. Canales, *Estudio de las técnicas de diversidad para comunicaciones móviles aplicadas en UMTS*, PFC Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones. Universidad de Zaragoza, 2001.
- [4] J. R. Gállego, *Análisis de los métodos de control de potencia para comunicaciones móviles aplicados sobre UMTS*, PFC Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones. Universidad de Zaragoza, 2001.
- [5] F. Hampel, E. Ronchetti, P. Rousseeuw, and W. Stahel, *Robust Statistics*, John Wiley & Sons, New York, USA, 1986.