

Error en transmisión de datos de señal electrocardiográfica comprimida empleando cuantificación vectorial

Lilia Edith Aparicio Pico

Pedro José Arco Ríos

Resumen

En la transmisión de señal electrocardiográfica comprimida empleando cuantificación vectorial (VQ), es importante proteger la información debido a la influencia que pueden tener los errores, ocasionados en la transmisión por las altas tasas de compresión que se tiene en este caso, siendo necesario un análisis de errores en transmisión y el estudio de estimación de errores, con el objeto de poder establecer la máquina de control de error que resuelva los casos que se puedan presentar de manera aleatoria durante la transmisión de los datos comprimidos de la señal.

Palabras clave: Señal electrocardiográfica (ecg), cuantificación vectorial (VQ), cuantificador vectorial valor medio forma de onda (VQ-VMF), diferencia en porcentaje de la raíz cuadrática media (PRD), ruido blanco, intercalado, códigos concatenados.

ABSTRACT

In the compression electrocardiographic signal transmission using vectorial quantification (VQ), is important to protect the information due to the influence than occasional mistakes produced for the high compression rates in the transmission; needing here an error analysis during transmission and the error estimation study, all these to obtain an error control machine that solve the cases that can appear in a random way during the reduced data transmission of the signal.

Key words: Electrocardiographic signal (ecg), vector quantization (VQ), mean shape vector quantizer (VQ-VMF), percent, root-mean-square difference (PRD), noise white, interliving, concatenates codes.

1. INTRODUCCION

El uso de cuantificación vectorial para compresión de datos, ha sido trabajado

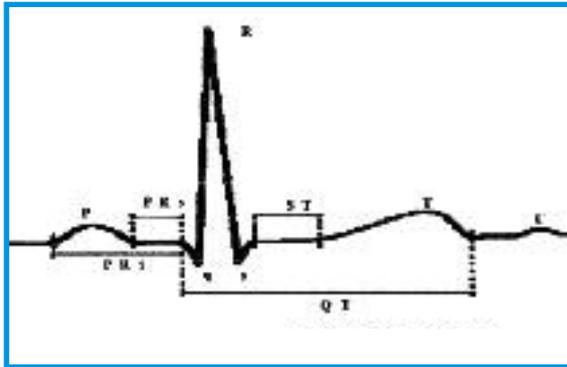
ampliamente [1], [2], [3]; la compresión de datos usando cuantificación vectorial aplicada a la señal electrocardiográfica fue desarrollado por Cárdenas Julián y Juan V. Lorenzo G. [4], con el objeto de poder desarrollar sistemas con gran capacidad de almacenamiento de datos portadores de gran cantidad de información, para posteriormente ser utilizados por sistemas de supervisión ambulatoria (Sistemas Holter) [5], [6], almacenamiento de señal ecg en bases de datos para desarrollar sistemas educativos médicos y de investigación en Ingeniería Biomédica y en último caso para poder transmitir señales hacia centros asistenciales y dar solución a los problemas que enfrenta hoy en día la telemedicina [7].

Cuando se aborda la transmisión de datos comprimidos como el caso de los datos que genera el cuantificador vectorial valor medio forma de onda (VQ-VMF), aplicado a señal ecg, se deben utilizar códigos de control, detección y corrección de error, que superen el problema que pueda causar la ocurrencia de errores durante la transmisión. Se puede considerar la transmisión en cualquier ambiente de comunicaciones, lo que justifica un estudio sobre estimación de errores, con el objeto de poder desarrollar la máquina de control de error donde con precisión se especifique el código de control de errores que sea más efectivo para el caso particular de afectación de dichos datos comprimidos y poder asimilar el canal de comunicaciones con ruido aditivo blanco gaussiano. En la actualidad existen casos de transmisión de señal ecg por sistemas móviles y por línea telefónica [8], [9], para los casos específicos de información comprimida de señal ecg [10], [11] y el estudio para transmisión de señal ecg comprimida mediante VQ-VMF se trabaja en la presente investigación, cuyo objetivo final es establecer la máquina de control de error.

se deben utilizar códigos de control, detección y corrección de error, que superen el problema que pueda causar la ocurrencia de errores durante la transmisión

2. CUANTIFICACION VECTORIAL PARA SEÑAL E.C.G

La señal electrocardiográfica representa la actividad eléctrica del corazón y por lo tanto es una forma de onda cuasiperiódica, la información diagnóstica por lo tanto depende de su morfología, lo que hace imprescindible, conservar su forma de onda. [12]. El periodo de una señal normal ecg, se caracteriza por una serie de ondas, intervalos y segmentos que reflejan la actividad del corazón, desde un punto de observación o derivación electrocardiográfica, ver por ejemplo la figura 1 [13]



Tomado de [13]

Figura 1. Señal electrocardiográfica

Esta señal ha sido dividida en diferentes ondas denominadas alfabéticamente como: P, Q, R, S, T, U, cada una de ellas asociada a los fenómenos de la activación eléctrica cardiaca, así la onda P se debe a la despolarización auricular, el complejo de ondas QRS representa el proceso de la despolarización ventricular, este efecto posee tres vectores principales (Q, R, S), la onda T perteneciente a la repolarización ventricular acompañada a veces de la onda U lo que en algunas ocasiones es normal y en otras es signo de enfermedad [14]. Clásicamente se emplean 12 derivaciones, en las cuales se debe interpretar el diagnóstico que emiten los especialistas, razón suficiente para tener que preservar la calidad de la señal.

Cuando a la señal se le aplica un proceso de compresión, se debe tener habilidad para retener la información diagnóstica de la señal, pues el diagnóstico se emite de acuerdo con la inspección visual [10].

En la observación de las características morfológicas de la señal ecg, se tiene en cuenta

principalmente la duración de las diferentes ondas, segmentos e intervalos de la señal. Se puede asegurar que subintervalos de una longitud razonable (p.ej. 20 mseg) difieren en mayor medida en su valor medio donde la forma de onda posee menor variación, en [14] se determinó realizar la cuantificación con separación del valor medio, razón por la cual se presta mayor atención a su forma de onda.

Se pueden definir vectores como una secuencia de k muestras consecutivas de la señal, es decir, se toma un segmento de la misma, a este vector (k -dimensional) se le calcula el valor medio (promedio de estas k muestras consecutivas), esto es un cuantificador vectorial valor medio forma de onda (VQ-VMF); el valor medio calculado para cada vector se cuantifica escalarmente y la diferencia del vector respecto a su valor medio (forma de onda que es el vector con valor medio suprimido) se cuantifica vectorialmente, empleando para ello el libro de códigos especialmente diseñado. La forma de onda corresponde a la variación de la señal sin importar su valor medio, por ello se calcula como la diferencia entre el vector y su valor medio como lo indica la expresión.

Forma de onda

$$\text{del vector} = \text{vector} - \text{valor medio} \quad (1)$$

Como consecuencia de la cuantificación se obtiene el código resultante para un vector; la suma del código del valor medio con (R_m) bits y el código del vector forma de onda con (R_v) bits, dan como resultado un código con (R) bits, donde, $R=R_m+R_v$. Si definimos como el número de bits por muestra (s) empleado en la conversión análogo/digital (A/D) y (k) es el número de muestras que conforman al vector. La razón de compresión queda definida como:

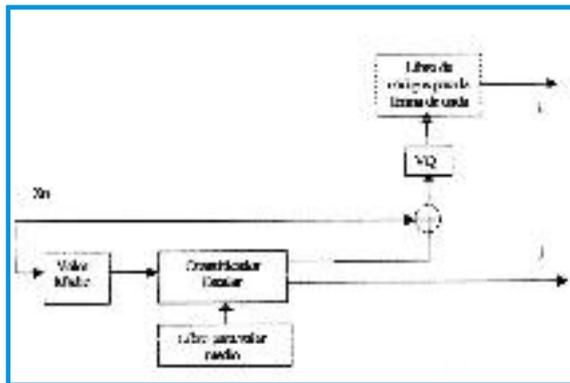
$$RC = \frac{k \cdot s}{R_m + R_v} \quad (2)$$

El diseño del libro de códigos para la codificación de la forma de onda se realiza empleando el algoritmo clásico, Linde, Buzo y Gray (LBG) [15] con suposición inicial de vectores de reproducción, mediante separación binaria.

En la estructura de VQ-VMF se ha definido, en principio, un cuantificador escalar para el valor medio de cada vector con 2^{R_m} niveles de cuantificación, que provoca una relación señal a ruido proporcional a 2^{-2R_m} . La segunda etapa de compresión está compuesta por el cuantificador

Cuando a la señal se le aplica un proceso de compresión, se debe tener habilidad para retener la información diagnóstica de la señal, pues el diagnóstico se emite de acuerdo con la inspección visual

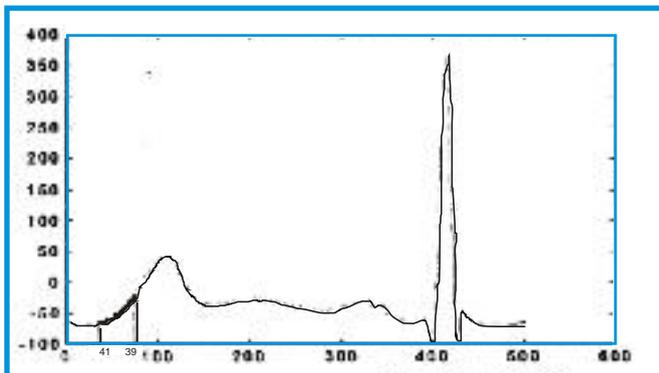
vectorial que emplea un libro de códigos de 2^{Rv} elementos diseñados mediante una secuencia de entrenamiento. La estructura general del cuantificador se muestra en la Figura 2, [14]



Tomado de [14]

Figura 2. Estructura del cuantificador VQ-VMF aplicado a señal ecg.

En la Figura 3, se observa una señal ecg normal; en ella se toma una serie de muestras consecutivas, en este caso de 40 muestras, (de la muestra 41-80). El segmento que se tomó de ejemplo (segmento resaltado en negro) se representa aumentado en la Figura 4. Este vector es el vector dos ya que el vector uno va desde la muestra uno hasta la 40

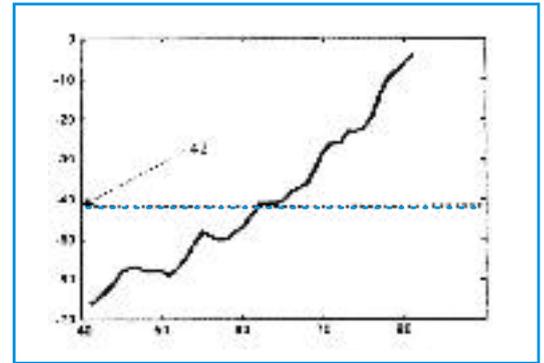


Tomado de [15]

Figura 3. Señal cardíaca típica

En la Figura 4, se traza una línea punteada que representa en valor medio de este vector. Para identificar la forma de onda se asume entonces que esta línea representa el cero, ya que la forma de onda es la diferencia entre el vector y su respectivo valor medio (la forma de onda es independiente de su valor medio).

La operación que realiza el cuantificador para el valor medio es el cálculo del promedio de las diferentes muestras que conforman al vector.



Tomado de: [14]

Figura 4. Gráfico del vector número dos

La operación que realiza el cuantificador para el valor medio es el cálculo del promedio de las diferentes muestras que conforman al vector. Por ejemplo, la Figura 4 muestra un segmento de la señal que se tomó, éste es una secuencia de 40 muestras y entre estos valores se calcula el promedio que será el valor medio de dicho vector.

El valor medio cuantificado es el primer código que se transmite (C_m = Código del valor medio). Para la obtención de la forma de onda, se realiza la siguiente operación: forma de onda = vector - valor medio; con el fin de encontrar al vector prototipo que mejor lo representa; la operación que realiza es calcular la diferencia en porcentaje de la raíz cuadrática media (percent root mean square, PRD) con cada vector perteneciente al libro de códigos y escoger el que menor distorsión presente, de tal manera que extrae la posición del vector prototipo (índice =i); esta posición es el código que se transmite (C_v = Código del vector forma de onda), se diseñaron dos libros de códigos, uno para vectores de alta energía cuyo identificador es el bit (1) y otro para el libro de códigos de baja energía con identificador (0). A continuación se encuentra la expresión para cálculo de PRD:

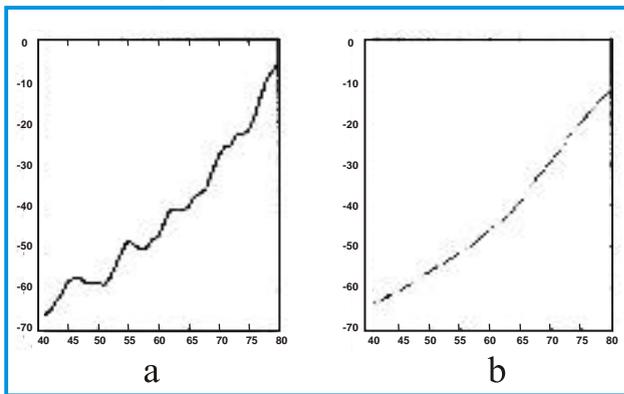
$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^N y_i^2}} * 100\% \quad (3)$$

Donde y_i : muestras de la señal original y en donde \bar{y}_i : muestras de la señal reconstruida

En conclusión se transmite el código que representa al valor medio (C_m) cuantificado con (R_m = 8 bits), el identificador del libro de códigos en (1 bit) y el código de la forma de onda (C_v) cuantificado con (R_v bits) cuya dimensión se escoge de acuerdo con (6 bits para baja energía y 10 bits para alta energía).

El receptor recibe estos códigos (C_m , identificador y C_v) y reconstruye la señal de la siguiente forma: toma el código del valor medio (C_m), lo decodifica y lo guarda en memoria, con el código que representa la forma de onda (C_v), se encuentra en el libro de códigos al vector prototipo; finalmente, se le suma a cada elemento de dicho vector prototipo el valor medio que se obtiene de la decodificación del código (C_m), quedando segmento a segmento reconstruida la señal.

En el caso del segmento tomado como ejemplo se observa en la Figura 5 la reconstrucción de dicho vector, donde la Figura 5a, presenta al vector original descrita con la línea negra y la Figura 5b presenta al vector reconstruido descrita con la línea punteada.



Tomado de: [14]

Figura 5 Reconstrucción del segmento del ejemplo

3. TRANSMISION DE SEÑAL ECG COMPRIMIDA

Conocidas las características de los datos, que genera el codificador VQ-VMF aplicado a señal ecg y considerando que el peso que representa cada vector resultante a la salida del codificador en contenido de información de la señal es significativo, es necesario analizar cuáles son los efectos durante la transmisión de dichos datos, cuando son sometidos a ser transportados por canales ruidosos. En la realidad casi todos los componentes del canal de comunicación pueden llegar a considerarse como fuentes generadoras de ruido, desde las antenas hasta los cables de transmisión; además, si se tiene en cuenta el ruido de disparo, debido al movimiento aleatorio de electrones y huecos en componentes activos, se podrá tener un ruido blanco presente en casi toda aplicación. Cuando se trata de

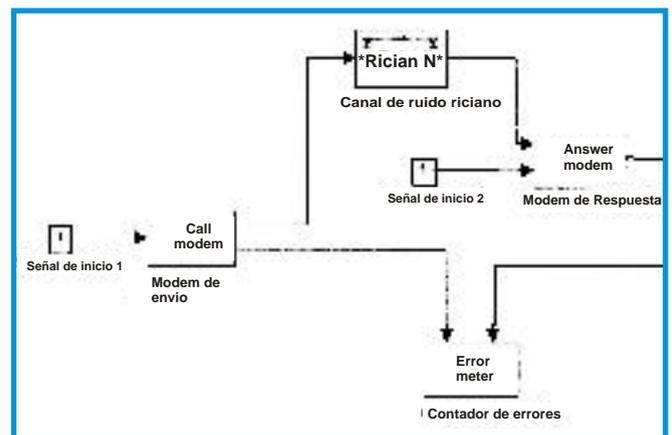
establecer un modelo para este tipo de fenómenos, surgen inmediatamente características que hacen que se llegue a un modelo de ruido aditivo blanco gaussiano, de media cero, siendo este el modelo estadístico más utilizado para el análisis de ruido aditivo:

$$f(n) = \frac{e^{-\frac{n^2}{2\sigma^2}}}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \quad (4)$$

Partiendo de la idea que la varianza del ruido es conocida, y aplicando el teorema del límite central (la estadística de la suma de varias variables aleatorias tiende al modelo gaussiano), bajo condiciones favorables de media cero [16], se tiene un modelo aplicable que cubre casi todas las situaciones de ruido. Con este modelo se desarrolló el proceso de simulación, teniendo en cuenta los modelos de canal existentes en el laboratorio de matrices MatLab, afectados por ruido de Rayleigh y de Rice, que tienen sus fundamentos matemáticos en modelos basados en características de ruido aditivo blanco gaussiano. El criterio a tener en cuenta en el análisis es el PRD y la rata de error de bit (bit error rate BER).

3.1 Simulación del sistema de comunicación

Se utilizaron los modelos presentados [17]: Rayleigh Noise Channel, canal con ruido de Rayleigh, Rayleigh Fading Channel CE, que es un canal con desvanecimiento constante y corrimiento de fase y Rician Noise Channel, canal con ruido Riciano; en la figura 6, se detalla el modelo utilizado en la simulación, para cada caso simulado se cambia el modelo de canal.



Tomado de [18]

Figura 6. Modelo de canal simulado, considera ruido riciano.

En la realidad casi todos los componentes del canal de comunicación pueden llegar a considerarse como fuentes generadoras de ruido, desde las antenas hasta los cables de transmisión

3.1.1 Canal con ruido *Rayleigh*

El ruido de *Rayleigh* es la fuente de ruido; en este canal, dos fuentes independientes de ruido gaussiano de valor medio cero son sumados a la parte real y a la parte imaginaria de la señal transmitida. La varianza común es compartida.

La distribución de ruido *Rayleigh* equivale a la suma de la raíz cuadrada de una variable bidimensional de una variable gaussiana de valor medio cero. Si y_1 y y_2 son las dos variables independientes, σ^2 la varianza, la variable de *Rayleigh* será $x = \sqrt{y_1^2 + y_2^2}$ y se tendrá:

$$f(x) = \frac{x}{\sigma^2} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

El valor medio de esta distribución es $\sigma\sqrt{\frac{\pi}{2}}$ y

su varianza es $\sigma^2\left(2 - \frac{\pi}{2}\right)$

3.1.2 Canal *Rayleigh* de desvanecimiento (*Rayleigh Fading CE Channel*)

Este módulo afecta la amplitud y la fase de la señal transmitida. La entrada y la salida del bloque son señales escalares complejas y asume que todos los componentes en frecuencia transmitidos son igualmente afectados. La relación entre la entrada y la salida se muestra a continuación:

$$y(t) = e^j u(t) \quad (6)$$

siendo α la envolvente de desvanecimiento y θ el corrimiento de fase que son los parámetros a alterar.

3.1.3 Canal de ruido de *Rayleigh* (*Rayleigh Noise CE Channel*)

Este bloque adiciona dos ruidos gaussianos no correlacionados a las partes real e imaginaria de la señal transmitida. La entrada y la salida son señales escalares complejas. Su valor medio es cero, la variable a considerar es la varianza, σ^2 (Sigma).

3.1.4 Canales de ruido Riciano

El ruido Riciano es la fuente generadora, en el que dos variables independientes gaussianos son sumados a la parte real y la parte imaginaria de la señal transferida. Estas dos fuentes de ruido

gaussianos independientes comparten un mismo valor medio y un varianza común, haciéndolas y_1 y y_2 con medias m_1 y m_2 y, con un varianza común σ^2 ; con un parámetro de no centralidad v^2 igual a $m_1^2 + m_2^2$, se tiene:

$$f(x) = \begin{cases} \frac{x}{\sigma^2} I_0\left(\frac{v x}{\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} & x > 0 \\ 0 & x < 0 \end{cases} \quad (7)$$

$$I_0(v) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} e^{v \cos \theta} d\theta \quad (8)$$

Donde esta última la función modificada de *Bessel* de orden cero de primer tipo. El valor medio es $2 + mv$ la varianza es $4(1 + 2m)$.

3.1.5 Canal de ruido Riciano (*Rician Noise CE Channel*)

El bloque usado para describir este canal tiene como entrada la varianza σ^2 (el parámetro sigma) y los valores medios en fase y cuadratura.

3.2 Resultados de la simulación

A continuación se toman algunas muestras de la simulación realizada.

3.2.1 Canal *Rayleigh* (*Rayleigh Noise CE Channel*)

La varianza es el único factor que se varió para la simulación con el canal de ruido de *Rayleigh*. Se tomó un valor inicial 1×10^{-14} hasta 100×10^{-14} , luego 1×10^{-12} hasta 100×10^{-12} , de 1×10^{-10} a 100×10^{-10} , 1×10^{-8} a 100×10^{-8} y de 1×10^{-6} a 100×10^{-6} arrojando un PRD siempre constante de 9.5038, el cual es el mismo que produce la cuantificación vectorial misma, se aprecia que para los valores escogidos, el canal no afecta la información, al igual que el BER. En la gráfica que abarca los valores desde 1×10^{-4} hasta 100×10^{-4} .

En la figura 7, se muestra un canal de ruido de *Rayleigh 1*: Varianza variable desde 10^{-14} hasta 10^{-6} , señal original y señal transmitida reconstruida

La entrada y la salida del bloque son señales escalares complejas y asume que todos los componentes en frecuencia transmitidos son igualmente afectados.

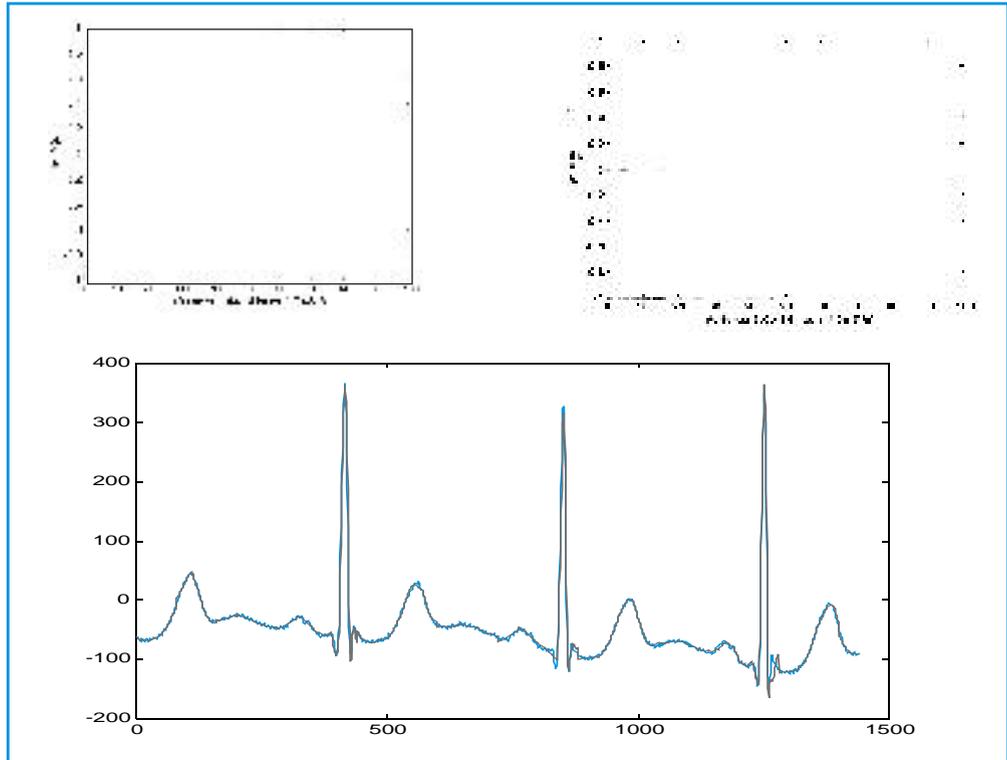


Figura 7. Canal de ruido de *Rayleigh 1*: Varianza variable desde 10^{14} hasta 10^{-6}

También se consideran valores de BER que son comparables con los de PRD, variando prácticamente en la misma proporción; la figura 8, muestra un canal de ruido de *Rayleigh 2*: Varianza variable (10^4 señal original (azul), señal transmitida reconstruida (negro))

3.2.2 Canal Rayleigh de desvanecimiento (Rayleigh Fading CE Channel)

Las variables que se han tenido en cuenta en la simulación sobre el canal *Rayleigh* de desvanecimiento, son las que relacionan los

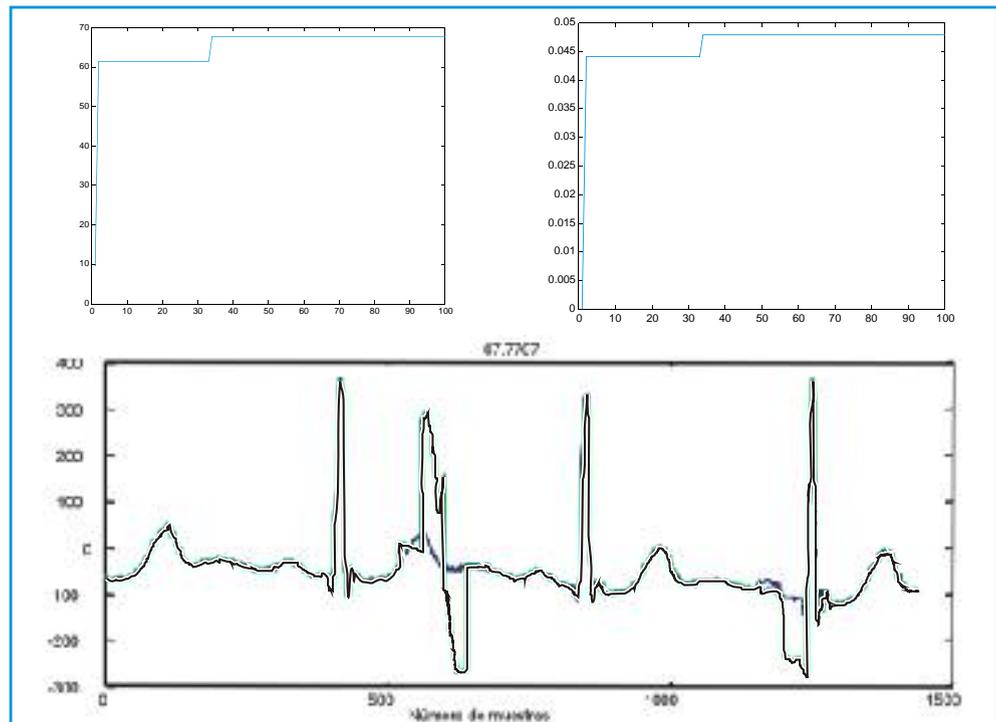


Figura 8. Canal de ruido Rayleigh 2

Las consideraciones realizadas sobre ruido aditivo blanco gaussiano, llevan a considerar técnicas sofisticadas de tratamiento de errores

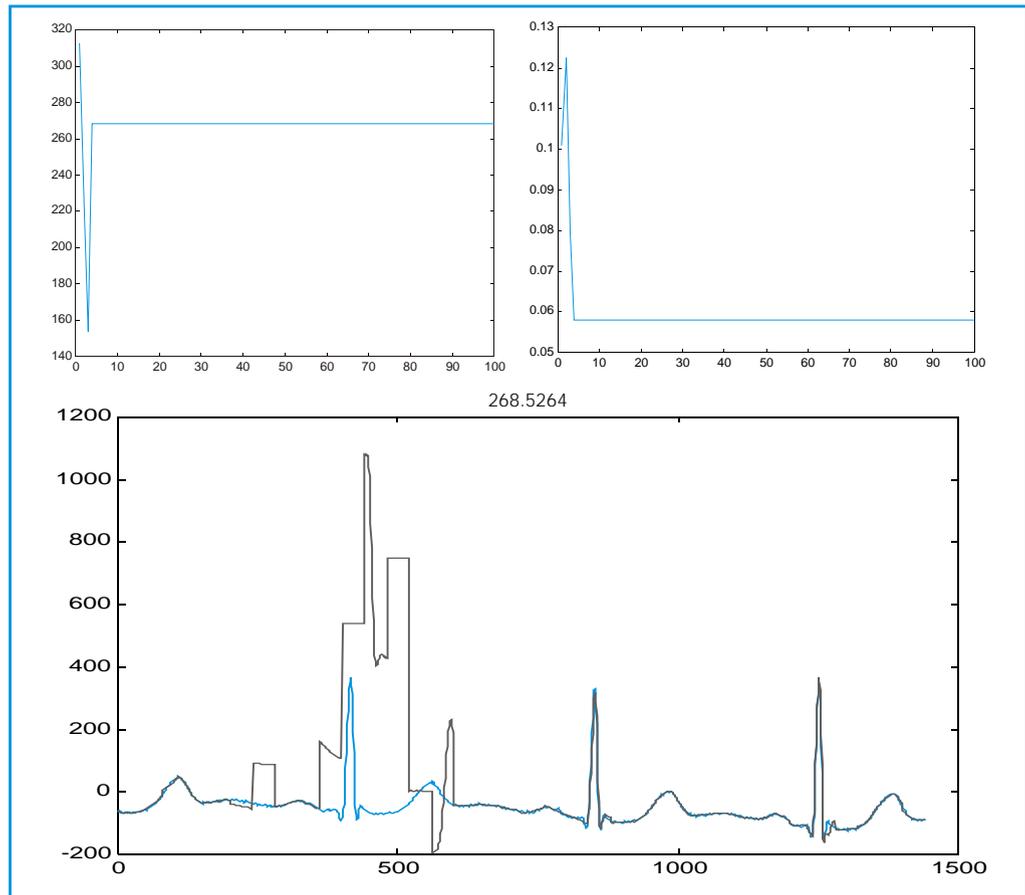


Figura 9. Canal *Rayleigh* 1 de desvanecimiento

corrimientos en fase y el desvanecimiento de la envolvente. Cada una se varió por separado porque su influencia es de por sí significativa. Desde variaciones de 1×10^{-7} hasta 100×10^{-7} sobre la fase del canal en radianes, se obtiene un cambio brusco de PRD de 9.5038 a 105.2329 pasando por 76.3361 hasta 97.2457, se puede ver mejor con una variación de más alta resolución de la fase, para ilustrar la magnitud del cambio

La Figura 9. Corresponde a un canal *Rayleigh* 1 de desvanecimiento: Desvanecimiento de envolvente ($1 \cdot 10^{-5}$ señal original (azul), señal transmitida reconstruida (negro)).

A valores más altos, como de decenas de unidad de radianes se alcanza un pico de hasta 686.2887, logrando valores oscilantes no inferiores de 500. El comportamiento de las variaciones no es lineal, y las oscilaciones del PRD tienden a ser cada vez más grandes.

3.2.3 Canal Riciano (Rician Noise Channel)

La primera variable que se manipuló fue la

varianza, sigma, variando inicialmente de 1×10^{-4} a 100×10^{-4} , dando como resultado un PRD oscilante, desde el valor inicial de 9.5038 hasta 256.2414, teniendo en cuenta la gráfica de la señal reconstruida, sólo afecta a un período de la señal, que puede ser significativo en términos de error.

La Figura 10, contiene un canal de ruido riciano: Varianza (10^8 señal original (azul), señal transmitida reconstruida (negro))

En general, para el canal con ruido de *Rayleigh*, los valores máximos de varianzas con las que se trabajó estuvieron en el orden de 10^{-4} , y para el de ruido de *Rice* estuvo en el orden de 10^{-10} , teniendo en cuenta que las oscilaciones en valores menores son muestras de vulnerabilidad de los datos a la salida del codificador, situación mostrada a través del PRD, para los demás casos es crítico el comportamiento del canal, como consecuencia, se debe proteger la información debido al peso que tienen por su contenido con respecto a la señal electrocardiográfica.

Las consideraciones realizadas sobre ruido aditivo blanco gaussiano, llevan a considerar técnicas sofisticadas de tratamiento de errores

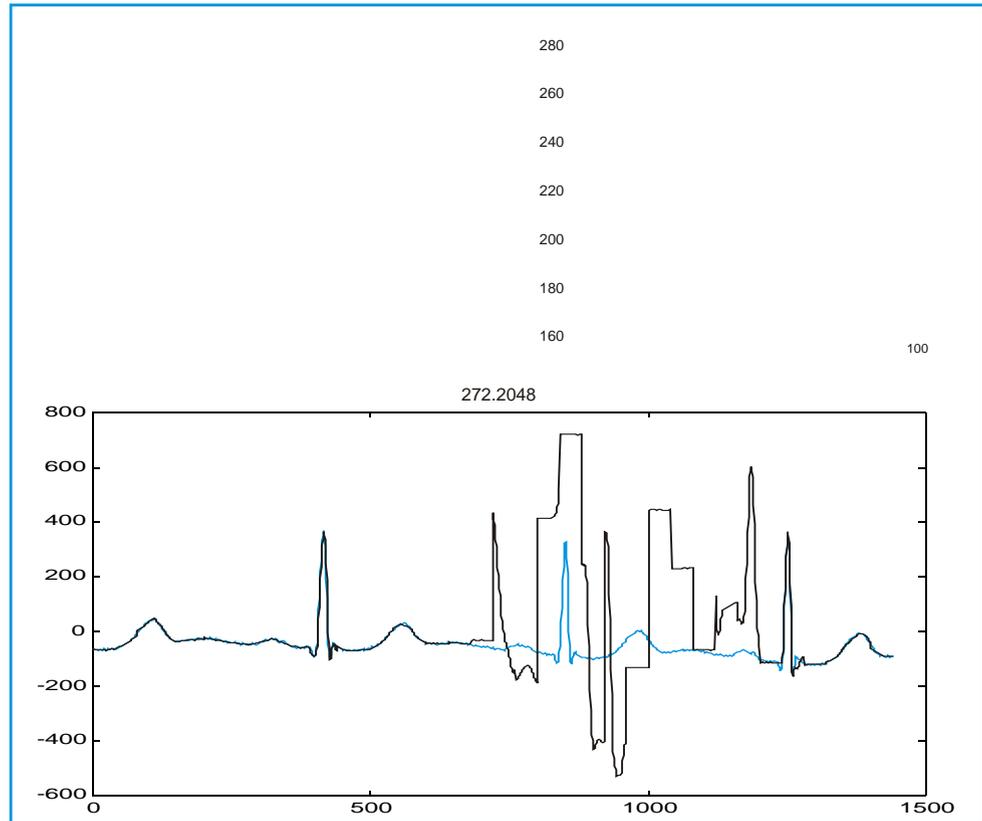


Figura 10, Canal de ruido riciano

4. ESTIMACION DE ERRORES

Como consecuencia de los resultados anteriores, se consideró necesario, realizar una estimación de errores, para precisar con mayor exactitud las consecuencias de la ocurrencia de errores, y poder posteriormente considerar el caso de canales con ruido aditivo blanco gaussiano (Aditive gaussian white noise, AGWN), porque para el diseño de la máquina de control de errores, es necesario conocer cuáles datos tienen mayor peso y significado en la reconstrucción de la señal en caso de ser afectados durante la transmisión y así poder estimar los códigos de control de error más eficientes, de acuerdo con la distribución de los errores; por otro lado las consideraciones realizadas sobre ruido aditivo blanco gaussiano, llevan a considerar técnicas sofisticadas de tratamiento de errores para romper ráfagas que puedan ocurrir y así poder llevar esas distribuciones de errores a las convencionales de ruido blanco.

Utilizando MATLAB, un banco de señales del MIT-BIH [18], correspondiente a las derivaciones D2 y V1 cuyo objetivo es la detección de arritmias y el codificador de

cuantificación vectorial (VQ-VMF) desarrollado por Cárdenas Barrera J.L. y Lorenzo Ginori J.V. [14] se afectan diferentes bits que portan los datos de las señales comprimidas para posteriormente decodificarlas y se presentan en una gráfica en formato apropiado para que permita estimar el grado de afectación que puede tener el diagnóstico médico en casos en que la transmisión de la información provoque errores en la misma.

4.1 Descripción de la afectación

Cada uno de los vectores de la señal comprimida tiene 3 datos que son el resultado de la codificación de la señal electrocardiográfica.

Valor Medio (8 bits)

Identificador de libro de código (1 bit)

Vector de energía (6 bits para vectores de baja y 10 para los de alta)

A continuación se muestra en la tabla 1, la cadena de valores generados al comprimir una señal del banco de pruebas y que corresponde a una muestra de 9 vectores:

Las consideraciones realizadas sobre ruido aditivo blanco gaussiano, llevan a considerar técnicas sofisticadas de tratamiento de errores

# de Vector	Valores Medios	Identificador	Energía
1	-10	0	56
2	-7	0	32
3	-6	0	64
4	-6	0	64
5	-5	0	46
6	-5	0	35
7	-8	0	26
8	-3	1	80
9	-9	0	63

Tabla 1. Valores de la información de los vectores

Como se puede observar los valores para el libro de código de baja energía no superan el valor de 64 y pueden ser representados por 6 bits, de la misma forma los valores para los identificadores del libro de código de alta energía están entre 1 y 1024 así que pueden ser representados por 10 bits y el identificador de libro de código puede estar representado con una palabra de 8 bits.

Todo lo anterior se hizo con el objeto de poder representar estos valores decimales en una matriz de dimensión $8 \times N$, donde N es el número total de palabras que representa la secuencia de vectores, siendo cada vector representado de la siguiente manera:

Primera Palabra: Valor medio
 Segunda Palabra: Identificador de libro de código
 Tercera y/o Cuarta Palabra: Código de energía

En la tabla 2, se muestra como queda la matriz para los valores decimales de una parte de señal ecg comprimida que se encuentran en la parte inferior la misma.

# hit	Vm	I	Cbl	Vm	I	Cbh	Vm	I	Cbl
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	1	0	0	0	0	0	1
5	0	0	1	0	0	0	0	0	1
4	0	0	0	0	0	0	1	0	1
3	1	0	1	0	0	1	0	0	1
2	1	0	0	0	0	1	0	0	1
1	1	0	1	1	1	0	0	1	1
	7	0	53	3	1	4	2	2	63

Tabla 2 Ejemplo de valores binarios de señal ecg. Vm: valor medio, I: identificador del libro de código, Cbl: Valor de libro de código de baja energía y Cbh Valor de libro de código de alta energía

Teniendo la información de toda la señal ecg comprimida en forma de matriz binaria, se afectan los valores bit a bit, y así se determina la importancia de cada uno de éstos.

A continuación se muestran algunos ejemplos de las pruebas realizadas para estimación de error.

4.1.1 Afectaciones del identificador del Libro de Códigos

Se afectaron uno a uno de los bits del 1 al 6 en el valor del libro de código de algunos vectores predeterminados, buscando afectar la forma de onda de la señal recibida, en la tabla 3, se muestra como se afectaron los bits en un valor cualquiera.

# Bit	Sin Afectar	Afectado
8	0	0
7	0	0
6	1	0
5	1	0
4	0	1
3	1	0
2	0	1
1	1	0

Tabla 3. Muestra de afectación de bits

En la figura 11, se muestra la afectación de los valores de libro de código en los vectores del 13 al 17 en una señal de 24 vectores.

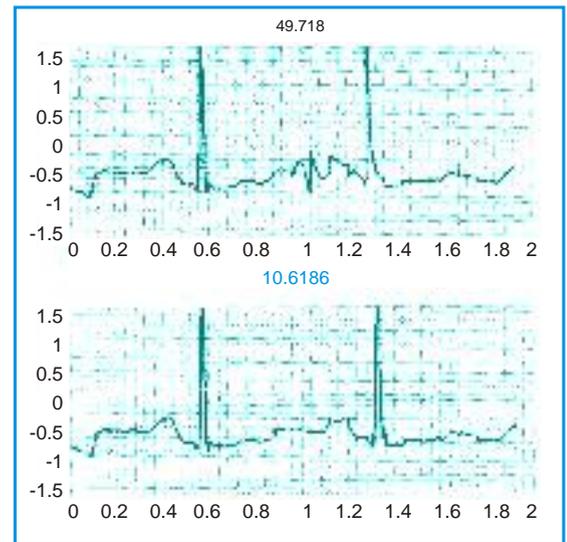


Figura 11 Arriba, la señal afectada en sus valores de libro en los vectores del 13 al 17, abajo, la señal recuperada sin errores

4.1.2 Afectaciones del Valor Medio

Se afectó un bit de cada uno de los valores medios de toda la señal comprimida. En la tabla 4, se muestra un ejemplo de la afectación del bit número 4 del fragmento de señal de la tabla 2

4 bit	V _m	T	C ₁₄									
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
3	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
2	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0
1	1	0	1	1	1	0	0	1	0	0	0	0

Tabla 4 Ejemplo de afectación del bit 4 de los valores medios

En la figura 12 se muestra la gráfica obtenida por la afectación del 4 bit de los valores medios usando la misma señal de la figura 11

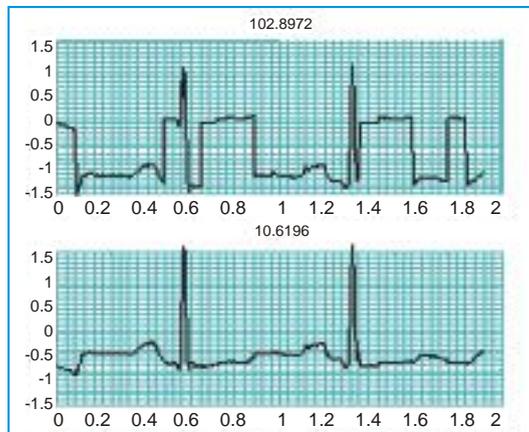


Figura 12 Arriba, la señal afectada en sus valores medios en todos los vectores, abajo, la señal recuperada sin errores

4.1.3 Afectaciones aleatorias

Se afectaron un promedio de 2 bits para cada señal en forma aleatoria, tanto en el vector afectado como en la posición del bit elegido.

En la figura 13, se muestra una señal que se afectó en forma aleatoria.

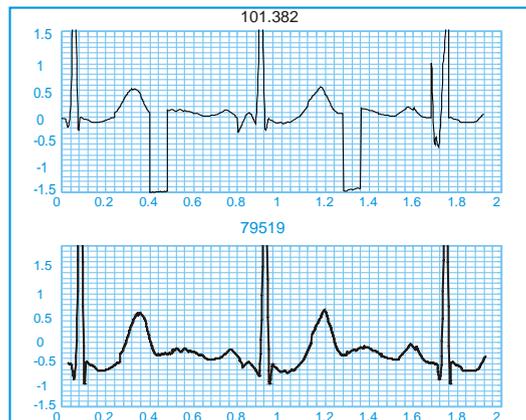


Figura 13. Arriba, señal afectada aleatoriamente en los vectores 17, 34, 51 y 68. Abajo, la señal recuperada sin errores

4.2 Parámetros para el análisis

4.2.1 P.R.D

La cuantificación vectorial es una técnica de codificación basada en la optimización de un determinado criterio de fidelidad [14], entonces el criterio de distorsión juega un papel determinante.

Los criterios de evaluación de la calidad más frecuentes empleados en la literatura son criterios matemáticos que cuantifican la distorsión que introducen. Entre ellos el que se utiliza desde el desarrollo del cuantificador, el PRD definido en la ecuación 3.

Este criterio le da importancia por igual a los segmentos isoeletrícos como a los complejos QRS; además, una simple desviación de la línea base ya genera un error significativo, sin que morfológicamente existan diferencias. Sin embargo las expresiones de distorsión son expresiones fáciles de calcular y muy empleadas en la literatura sobre el tema [15], [19].

Para el caso mostrado en las figuras 11, 12 y 13 del banco de señales resultaron los siguientes valores de PRD, que permiten medir el porcentaje de error respecto del error cuadrático medio con respecto a la señal original, cuyo valor aparece en la parte superior de las respectivas figuras, ver tabla 5.

PRD	FIGURA
49.7118	11
102.8972	12
101.382	13

Tabla 5. resultados de análisis de PRD para los ejemplos seleccionados

4.2.2 Forma De Onda

Se observa que al alterarse los bits del valor del identificador del libro de código, se puede alterar la forma de onda del vector que se recibe con error, éste error se ve incrementado cuando el libro de código no se encuentra debidamente ordenado, es decir valores contiguos no implican formas de onda semejantes, por ejemplo el índice 25 no guarda ninguna relación cercana con el índice 26 el cual es su vecino en el libro de baja energía, como se muestra en la figura 14.

El método de cuantificación vectorial aplicado a las señales analizadas y en los modelos de canales utilizados, muestra su gran eficiencia,

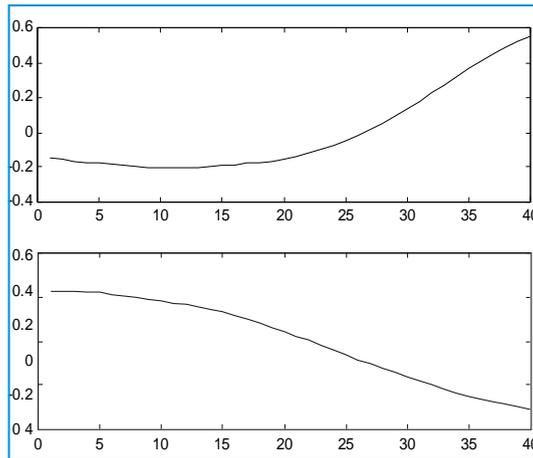


Figura 14 Arriba vector número 25. Abajo vector número 26. Ambos del libro de baja energía.

4.2 Análisis de resultados

Realizando un análisis detallado de todas y cada una de las señales del banco de pruebas mostrado anteriormente se observó:

- La posición en la escala vertical de la señal ECG no es determinante, siempre y cuando toda la señal se encuentre en el mismo nivel, si lo es en los casos en que solo se ve afectado el valor medio en algunos vectores modificando así incluso la forma de onda.
- La forma de onda de la señal no sufre alteraciones significativas en los casos en que solo se altera el bit de menor peso de los valores medios.
- Cuando el libro de código se encuentra desordenado un error simple se puede ver reflejado en forma significativa, ya que vectores contiguos no implican formas de onda similares.
- Los errores en la forma de onda de vectores de baja energía tienen menor incidencia en el PRD que en los de alta energía, donde incluso se puede afectar los intervalos de tiempo de los complejos QRS por ejemplo.
- El valor del PRD se ve seriamente afectado cuando se presentan incluso errores simples en el valor medio.

Adicionalmente los identificadores de libro de código no fueron alterados, debido a que un error en estos produce graves errores, que en la mayoría de los casos evita que la señal se recupere.

5. MODELO DE MÁQUINA DE CONTROL DE ERROR EN TRANSMISIÓN DE VQ-VMF APLICADO A SEÑAL ECG

Los canales simulados presentan tipos característicos de ruido blanco, es conveniente, modelar la máquina de control de error de manera que se garantice dicho comportamiento en la codificación contra errores.

La figura 14. muestra el modelo de máquina propuesta, que se describe en artículos posteriores y que debe presentar las siguientes características:

- Utiliza códigos concatenados, que corresponden a los codificadores de fuente 1 y codificador de fuente 2, para garantizar la transmisión confiable libre de errores. [20], [21].
- Utiliza intercalado de bloque, combinado con intercalado de bits en bloques, para garantizar que las ráfagas de errores que puedan ocurrir, se distribuyan en errores aleatorios y acercar el comportamiento de los errores al del ruido blanco, fácil de manejar [22].
- Permite estimar probabilidades de error consideradas de muy alto riesgo en la transmisión de datos comprimidos [2].

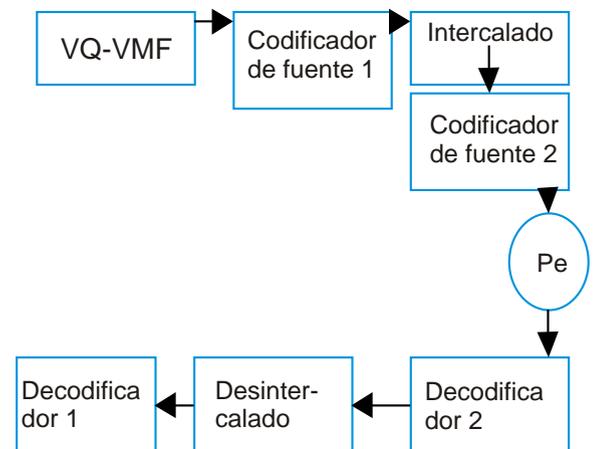


Figura 14. Modelo para control de error en transmisión de señal ecg comprimida mediante VQ-VMF sobre canal ruidoso.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El método de cuantificación vectorial aplicado a las señales analizadas y en los modelos de canales utilizados, muestra su gran eficiencia, lo que hace indispensable la protección de la información que entrega el codificador.

Con respecto al PRD, se observa que los casos más críticos, ocurren cuando se afectan los datos del valor medio.

Para el desarrollo de la máquina de control de errores, es necesario considerar la ocurrencia de ráfagas de errores, caso que se soluciona utilizando intercalado de bloques, con el objeto de modelar el caso con errores aleatorios distribuidos como se modela el ruido aditivo blanco gaussiano.

Se sugiere utilizar códigos concatenados y escondidos, para garantizar protección aceptable contra errores durante la transmisión.

Los resultados obtenidos muestran claramente que es necesario proteger el canal, independientemente del sistema de comunicaciones que se utilice para la transmisión.

REFERENCIAS

- [1] N.M. Nasrabad and R.A. King "Image coding using vector quantization a review", *IEEE Trans. Commun.* Vol 36 pp 957-971, 1988.
- [2] R.M. Gray, "Vector quantization", *IEEE Acoust, speech, signal processing Mag.* Pp. 4-29, 1984
- [3] C.S. Leung and L. W. Chan "Transmission of vector quantization data over noisy channel". *IEEE Tran. On Neural Networks*, vol 8. Pp. 582-589, 1997.
- [4] J.L. Cárdenas and J.V. Lorenzo G. "Mean-shape vector cuantizer for ECG signal compression" *IEEE, Trans on Signal Proc.* 1999.
- [5] S.M.S. Jalaeddine, et al, "Compnression of holter ecg data" *Biomed. Sci Instr.* Vol 24 pp 35-45, 1988.
- [6] Hamiltom and W.J. Tompkins "Compression of the ambulatory ecg by average beat subtraction and residual differencing" *IEEE Tran. Biom. Eng.* Vol BME 98 pp 253-259, 1991.
- [7] C. Lin "Appling telecommunication technology to healt care delivery", *IEEE engineering in medicine and biology.* Pp 28-31 1999.
- [8] K. Shimuzu "Telemedicine by mobile communication", *IEEE engineering in medicine and biology*, pp 32-44, 1999.
- [9] J. Bai et al. "A portable ECG and blood pressure telemonitoring system" *IEEE engineering in medicine and biology* pp. 63-70 1999
- [10] S.M.S. Jalaeddine, et al, "ECG data compression techniques a unified approach" *IEEE, Trans on*

- Biomedical Eng. BME* 37 pp. 329-343, 1990
- [11] M. Ishjima, et al, "Scan-along polygon aproximation for data compression of electrocardiogram" *IEEE Traan. On biomedical eng. BME* 30 pp 723-729, 1983.
- [12] R. Orozco, "Detección y clasificación de complejos QRS mediante tratamiento digital de señal electrocardiográfica" Trabajo presentado para optar a Doctor , Universidad Central de las Villas, VC, 1996.
- [13] Arango E. Juan, "Manual de electrocardiografía", Corporación para Investigaciones Biológicas. Cuarta edición, Medellín, 1996.
- [14] J. Cárdenas y J.V. Lorenzo G. "Compresión de señal electrocardiográfica mediante cuantificación vectorial", Tesis presentado para optar al grado de Doctor en Ciencias Técnicas, Universidad Central de las Villas, Santa Clara, VC, 1998.
- [15] Y. Linde, et al, "An algorithm for vector quantizer design" *Tran. On Comm.* Vol COM 28 pp 84-95, 1980.
- [16] M Shwartz, "Transmisión de información Modulación y ruido", Mgraw Hill, 1983
- [17] Wany Weizheng "Matlab communications toolbox", Usa, 1997.
- [18] <http://ecg.mit.edu/index.htm>
- [19] V.J. Mathews and P.J. Hahn "Vector quantization using distorsion measure" *IEEE signal processing letters*, vol 4 No. 2 pp. 33-35, 1997.
- [20] Enghuld E. "Constructive codes with unequal error protection", *IEEE Tans On Theory Inf.*, 1997.
- [21] Kusnestov A., et al, Structures set particions a multinivel concatenated coding for partial response chanel", *IEEE, Tran. On Comm.*, 1999.
- [22] Olsen D. "A Hybrid interlving scheme that enables packet swithching on multiple access radio comunication channels", *IEEE Tra. On Comm.*, 1999.
- [23] Otu. H. A joint Source channel coder with block contraits, *IEEE, Tran. On Communicac.*, 1999.

.....

Lilia Edith Aparicio Pico,

Especialista en Gerencia de Proyectos Educativos, Magister en Teleinformática. Candidato a Doctor en Ciencias Técnicas Universidad Central de las Villas, Cuba, Directora Línea de Investigación en Telemedicina, Universidad Distrital, Profesora Facultad de Ingeniería, e-mail:medicina@udistrital.edu.co

Pedro José Arco Ríos.

Ingeniero Electricista, Doctor en Ciencias Técnicas, Universidad Central de las Villas, Profesor Titular, Universidad Central de las Villas. Postdoctor Universidad de Rostock Alemania, miembro de la Línea de Investigación en Procesamiento Digital de Señales, Universidad Central de las Villas, Cuba. E-mail: parco@uclv.etecsa.cu