

Compresión de datos de la señal ECG mediante transformadas ortogonales *

Salvador Olmos #, Pablo Laguna #, Pere Caminal &, Raimon Jané &

(#) Centro Politécnico Superior. Universidad de Zaragoza. Maria de Luna 3, 50015 Zaragoza
(&) Institut de Cibernètica (UPC-CSIC). Diagonal 647, 08028 Barcelona.

Resumen. En este trabajo se presenta un análisis comparativo de diferentes transformadas ortogonales para compresión de datos de la señal ECG. Se comparan los errores de reconstrucción (índice PRD) y los ratios de compresión sobre señales de MIT/BIH Arrhythmia Database. Se analizan las siguientes transformadas: transformada Discreta del Coseno (DCT), transformada de Hermite (HT) y transformada de Legendre (LT). Se comparan sus prestaciones a partir del punto de funcionamiento que determina un mismo comportamiento de error global para todas las transformadas.

I. INTRODUCCION.

La necesidad de comprimir los datos de las señales biomédicas surge tanto de la utilización creciente de sistemas digitales de adquisición, como de su uso generalizado en entornos hospitalarios e incluso centros de asistencia primaria, generando una gran cantidad de datos.

Tradicionalmente se han clasificado los sistemas de compresión de la señal ECG en tres familias [1]: métodos directos, métodos mediante transformadas y métodos de extracción de parámetros. Los dos primeros son *reversibles* y de mayor interés, ya que permiten la reconstrucción posterior de la señal. De estos métodos, los directos utilizan técnicas de predicción e interpolación, y tienen un coste computacional bajo, en cambio, su codificación no es capaz de extraer características directamente utilizables por un sistema de clasificación de morfologías. Los métodos basados en transformadas hacen un análisis de la distribución energética de la señal en un dominio transformado. Tienen un tiempo de cálculo superior a los métodos directos, pero permiten la aplicación de algoritmos automáticos de clasificación. Actualmente, el desarrollo de la tecnología VLSI ha provocado un aumento notable de la potencia de cálculo de los procesadores, permitiendo aplicaciones en tiempo real.

II. TRANSFORMADAS ORTOGONALES.

El funcionamiento de un sistema de compresión de datos mediante transformadas se refleja en el diagrama de bloques de la figura 1. La señal ECG (vector \mathbf{X} de N componentes enteros codificadas con M bits) se multiplica por la matriz de transformación \mathbf{T} (base ortogonal del espacio vectorial de dimensión N), dando lugar al vector transformado \mathbf{Y} .

Para conseguir una representación más eficiente de la señal ECG se debe cumplir que al seleccionar una fracción $n < N$ de componentes del vector transformado \mathbf{Y} , codificadas con m bits, se pueda obtener una reconstrucción de la señal original X_R mediante la transformada inversa con un error aceptable [2]. La relación de compresión obtenida será $CR = \frac{N \times M}{n \times m}$.

Es claro que una relación de compresión grande (valores de n , m bajos) conducirá a valores del error de reconstrucción ($X - X_R$) elevados.

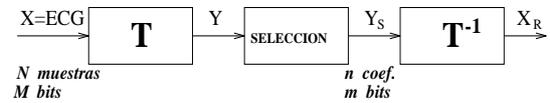


Figura 1: Compresión de datos mediante transformadas.

Se han considerado en este trabajo transformadas ortogonales subóptimas, conocidas a priori e independientes de la señal de entrada. En particular se estudian las transformadas ortogonales DCT, HT y LT.

Al aplicar las transformadas ortogonales a cada latido se consigue reducir la redundancia de información dentro de un latido. Debido a que la señal ECG presenta un comportamiento altamente repetitivo, se aplica codificación diferencial DPCM a la serie de coeficientes de cada transformada para reducir la correlación entre latidos semejantes. Para ello se almacena la diferencia de cada coeficiente con los de un latido modelo, calculado con un clasificador de morfologías de QRS [3].

Para poder realizar un análisis comparativo de las mejores prestaciones de cada una de las transformadas se calculan previamente las condiciones óptimas de funcionamiento. Un punto de funcionamiento queda definido por la pareja (n, m) , donde n es el número de funciones ortogonales y m el número de bits variable para codificar cada coeficiente. Como medida del error se evalúa el índice PRD [1]. La figura 2 muestra cómo se reduce el PRD medio de una población de 700 latidos seleccionados a medida que aumenta la complejidad del modelo (n, m) para la transformada LT. Los latidos seleccionados de diferentes pacientes recogen morfologías muy variadas, tanto normales como patológicas.

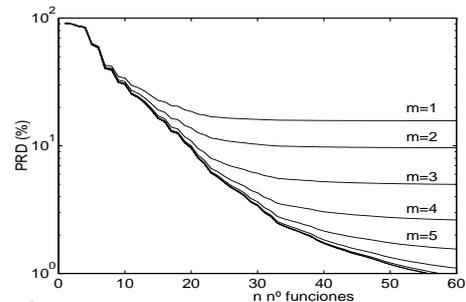


Figura 2: Curvas características para la transformada LT.

En la figura 3 se representa en trazo continuo las curvas de isoerror ($PRD = cte$) y a puntos las de isocompresión ($BPB = cte$) que resultan hipérbolas. De todos los puntos de funcionamiento (n, m) posibles del sistema se han seleccionado aquellos que presentan un mejor compromiso error de reconstrucción vs relación de compresión. Estos corresponden a los puntos de tangencia entre las dos familias de curvas.

* Este trabajo fue realizado con el soporte del proyecto CICYT TIC94-0608-01:02 y del proyecto CONAI PIT06/93

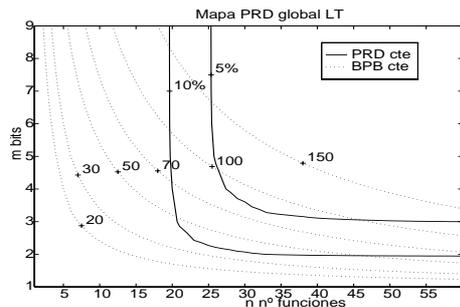


Figura 3: Mapa de PRD para población de 700 latidos con LT.

Para cada latido la cantidad de información almacenada es la misma, y por tanto se trabaja a número de bits por latido (BPB) constante.

III. RESULTADOS

Con la metodología presentada se pueden comparar las condiciones óptimas de funcionamiento de diferentes transformadas. Se ha determinado un mapa de PRD global a partir de diversas morfologías representativas de la base de datos. Sus puntos de funcionamiento óptimo para 5% y 10% de PRD se recogen en la tabla 1.

Tabla 1: Puntos de funcionamiento óptimos.

PRD	DCT			HT			LT		
	m	n	CR	m	n	CR	m	n	CR
5 %	4	51	12.4	4	47	14.1	4	28	21.6
10 %	3	42	19.4	3	29	28.7	3	21	35.8

Los índices de error son una medida cuantitativa del error de reconstrucción, pero no evalúan su impacto en el diagnóstico clínico. Para tener una medida más representativa se ha realizado una estadística (tabla 2) de las diferencias entre los inicios y finales de las ondas P, QRS, T calculados de forma automática sobre la señal original y sobre su reconstrucción [4]. El algoritmo de cálculo de inicios y finales de ondas ha sido validado con la base de datos CSE [5] y presenta una precisión comparable a la de cardiólogos expertos (tabla 3).

Tabla 2: Diferencias de límites de ondas.

ECG	ms	P_{on}	P_{off}	QRS_{on}	QRS_{off}	T_{off}
DCT	μ	-0.34	0.22	4.65	-10.27	-7.01
	σ	6.21	2.90	9.07	13.15	35.24
HT	μ	0.89	-1.36	4.57	-7.47	-5.95
	σ	3.45	6.08	13.09	12.51	28.70
LT	μ	1.83	-1.85	-0.32	-3.48	-5.67
	σ	4.05	4.07	9.54	7.18	24.25

Tabla 3: Tolerancias aceptadas por los cardiólogos [5]

ms	P_{on}	P_{off}	QRS_{on}	QRS_{off}	T_{off}
σ_{ref}	10.2	12.7	6.5	11.6	30.6

En las figuras 4 y 5 se presenta una muestra de la señal original y su reconstrucción con la transformada de Legendre ($n=28, m=4$) con un error de 5% PRD para 4 de los registros analizados (103, 213, 215 y 221).

IV. CONCLUSIONES

Se han analizado diversas transformadas ortogonales (DCT, HT y LT) para la compresión de datos de la señal ECG. La transformada LT es la que presentan un mejor compromiso de relación de compresión (CR) vs error de reconstrucción (PRD), seguida de HT. El análisis se ha realizado con registros de la base de datos MIT/BIH Arrhythmia obteniéndose una relación de compresión media de CR 21 con un PRD de 5% para LT, y CR de 14 para HT. Su evaluación con detección automática de ondas ha demostrado una representación aceptable de la información clínica en la señal reconstruida.

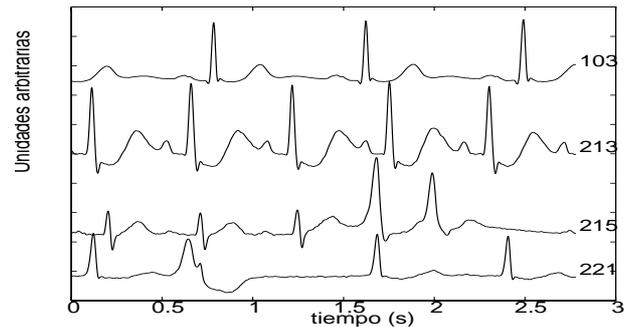


Figura 4: Registros originales de la base de datos.

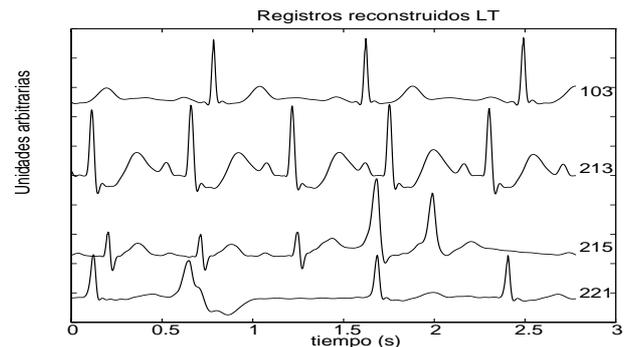


Figura 5: Reconstrucciones con LT y 5% de PRD medio.

La HT ha sido utilizada previamente en la compresión de ECG [4] con ventanas de duración de una sola onda del ECG (P, QRS, ST, T) dando muy buenos resultados. En este trabajo se presenta aplicada a un latido completo por analogía a las otras transformadas.

La transformada de Legendre (LT) [6] se aplica a una ventana entre ondas R de latidos consecutivos. La DCT y HT se aplican a una ventana de duración fija en torno a la onda R que engloba un latido completo.

El índice *bits/latido* (BPB) para medir el ratio de compresión es el más conveniente ya que está normalizado a la cantidad de información básica de la señal ECG, que es el latido. Para obtener los ratios de compresión standard en *bits/s* sólo es necesario ponderar por la frecuencia cardíaca.

Referencias

- [1] S. M. S. Jalaeddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, and W. A. Coberly, "ECG data compression techniques: A unified approach", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-37, no. 4, pp. 329–341, Apr. 1990.
- [2] W. S. Kuklinski, "Fast Walsh transform data-compression algorithm: ECG applications", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 465–472, Jul 1983.
- [3] G. B. Moody and R. G. Mark, "Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program", in *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1982, pp. 39–44.
- [4] R. Jané, S. Olmos, P. Laguna, and P. Caminal, "Adaptive Hermite models for ECG data compression: Performance and evaluation with automatic wave detection", in *Computers in Cardiology*. 1993, pp. 389–392, IEEE Computer Society Press.
- [5] P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database", *Comput. Biomed. Resear.*, vol. 27, no. 1, pp. 45–60, February 1994.
- [6] W. Philips and G. De Jonghe, "Data compression of ECG's by High-Degree Polynomial Approximation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 4, pp. 330–337, 1992.