

Compresión de secuencia de imágenes ecocardiográficas por cuantificación vectorial

PROCESAMIENTO DE IMAGENES

J. J. Aranda

Instituto Central de Investigaciones Digitales (ICID), Ciudad de La Habana, Cuba

Se exponen los resultados obtenidos en el desarrollo del algoritmo de cuantificación vectorial para la compresión de secuencias de imágenes ecocardiográficas. Se analizan diferentes medidas de la distorsión y además se realizó una evaluación de las imágenes comprimidas a partir del cálculo de la media y la varianza de la imagen diferencia entre la original y la comprimida, así como el cálculo de la relación señal-ruido de esta, lo que brinda una valoración cuantitativa más exacta de la calidad de la compresión. Se obtuvo una razón de compresión fija de 6,22 %. Los mejores resultados en cuanto a calidad de la compresión brindan una relación señal-ruido muy cercana a los 20 dB, lo que equivale a una distorsión poco apreciable por el ojo humano. Los mejores tiempos de ejecución se alcanzaron utilizando la distorsión por error cuadrático medio programada en ensamblador.

The present paper presents the results obtained in the implementation of the vector quantization algorithm to compress echocardiographic image sequences. This is an irreversible method that achieves a high compression ratio. Different measures of distortion are analyzed. Also an evaluation of the compressed images was carried out by calculating the mean and the variance of the image difference between the original and the compressed images and its signal-noise ratio, which offers a quantitative exact evaluation of the quality of the compression. A constant compress ratio of 6,22 % was obtained. The best quality compression results attained a signal-noise ratio near 20 dB, which represents a distortion level hardly noticeable by the human eye. The best execution times were reached by utilizing the mean square error distortion measure programmed in assembler language.

Recibido: octubre de 1995

Introducción

La compresión de secuencias de imágenes ecocardiográficas es una necesidad para el almacenamiento de los estudios relacionados en aquellos pacientes que decidan los especialistas: sea por motivos de evo-

lución continuada en el tiempo -como en el caso del estudio de pacientes infartados-, o sea, por motivos científicos o docentes que hacen de interés su conservación. Dado que una secuencia está formada por un mínimo de 30 cuadros de 243 líneas, con 256 píxeles por línea y 256 posibles

tonos de gris para cada pixel, ocupando 62 208 bytes por imagen, el espacio de almacenamiento necesario para ella será de 1 866 240 bytes, lo que es cercano a 2 Mbytes. Por otra parte, un estudio incluye por lo general tres secuencias: una en la vista longitudinal o de eje largo: *apical*; y dos en vistas transversales o de eje corto: una al nivel de la válvula *mitral* y la otra al nivel de los músculos *papilares*, lo que equivale a unos 6 Mbytes de almacenamiento.

Como es difícil preservar tan elevado volumen de información y es continuada la necesidad de su conservación, se han realizado investigaciones sobre diversos métodos de compactación de la información, tales como el método de Huffman,¹ la transformada de Karhunen-Loeve,² longitud de carrera³ y cuantificación vectorial.⁴ Algunas conclusiones sobre las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, así como la selección comercial que se realizó en los equipos de procesamiento digital de imágenes OrtoPack y EcoGraf, elaborados por el ICID, se exponen en el artículo "Evaluación de algoritmos para la compresión de imágenes".⁵

El presente trabajo se dedica a retomar el algoritmo de cuantificación vectorial que se evaluó por Aranda y Sotolongo⁴ a partir de las ventajas allí mencionadas que ofrece este método para el trabajo con secuencias de imágenes ecocardiográficas, realizando varias modificaciones en la concepción y elaboración del mismo, tales como:

1. Tomar vectores lineales de 16 píxeles consecutivos en vez de matrices de 4x4 píxeles, lo que se hace con el objetivo de disminuir la variabilidad entre los píxeles que forman el vector.

2. Evaluar varias medidas diferentes de la distorsión como son: la distorsión por error cuadrático medio, la norma de Minkowski y la v -ésima ley de distorsión.

3. Obtener el libro de códigos por agrupamiento de los vectores siguiendo el método de los k -vecinos más cercanos (k -nearest neighbors [k -NN]) y no de matrices preestablecidas.

4. No realizar ningún tipo de filtraje, dejando las imágenes con su nivel de ruido original.

Estas modificaciones también están motivadas por el cambio de tarjeta "digitalizadora" de una con 64 niveles de gris a otra con 256.

Adicionalmente, se realizó una evaluación de las imágenes comprimidas a partir del cálculo de la media y la varianza de la imagen diferencia entre la original y la comprimida, así como el cálculo de la relación señal ruido de esta, lo que brinda una valoración cuantitativa más exacta de la calidad de la compresión.

Algoritmo de cuantificación vectorial

El algoritmo de cuantificación vectorial es un método irreversible¹ de compactación de la información que alcanza una elevada razón de compresión a partir de la obtención de un cuantificador de vectores de N niveles y k dimensiones que se define como una función q tal que a cada vector de entrada $x = (x_0, \dots, x_{k-1})$ se le asigna un vector de reproducción.

$$x' = q(x)$$

que viene dado por el alfabeto de reproducción o libro de códigos:

$$A = \{y_i, i = 1, \dots, N\}$$

y por la partición:

$$S = \{S_i, \dots, N\}$$

donde cada:

S_i : Conjunto de vectores que serán representados por el vector y_i , o sea,

$$S_i = \{x: q(x) = y_i\}$$

Dado que el objetivo de este trabajo es que cada x' sea una buena representación de x , se elige una medida de la distor-

si3n:

$$d(x, x') \geq 0.$$

Para este estudio se selecciona:

1. Distorsi3n por error cuadrático medio:

$$d(x, x') = \sum_{i=0}^{k-1} |x_i - x'_i|$$

2. Norma de Minskowski:

$$d(x, x') = \max_{0 \leq i \leq k} |x_i - x'_i|$$

3. La v-ésima ley de distorsi3n:

$$d(x, x') = \sum_{i=0}^{k-1} |x_i - x'_i|^v$$

La creaci3n del libro de c3digos se realiz3 utilizando un algoritmo de construcci3n que toma como vector inicial el centroide de la secuencia de vectores de entrenamiento, creando un alfabeto de reproducci3n de un nivel; para lo cual se tom3 la primera imagen de la secuencia a comprimir sin realizar ning3n tipo de filtraje. Esta imagen tiene un total de 3 888 vectores, correspondientes a 243 l3neas con 16 vectores de 16 p3xeles cada una.

El m3todo va multiplicando la cantidad de vectores en el alfabeto de reproducci3n por 2 en cada iteraci3n, al "dividir" cada vector y_i en dos vectores cercanos:

$$y_i + \epsilon \text{ y } y_i - \epsilon$$

siendo:

ϵ : Vector fijo.

A continuaci3n se busca la partici3n 3ptima:

$$P[A_m(\text{Niveles})] = \{S_i, i = 1, \dots, \text{niveles}\},$$

utilizando como criterio la regla de decisi3n de los k-vecinos m3s cercanos (k-NN)⁶ que se expresa:

$x \in P_i$, o sea:

$$q(x) = y_i \Leftrightarrow d(x, y_i) \leq d(x, y_j) \quad \forall j,$$

$$y \therefore D(\{A, P(A)\}) = E_y \in A [\min d(x, y)]$$

lo que implica que para cualquier partici3n S de los vectores de la imagen de entrenamiento se cumplir3 que:

$$D(A, S) \geq D(\{A, P(A)\})$$

por lo cual, para un alfabeto de reproducci3n fija A, la mejor partici3n posible es P(A).

El libro de c3digos generado est3 formado por los 256 vectores de reproducci3n, con una longitud de 16 bytes cada uno, por lo que ocupa un tama3o fijo de 4 096 bytes.

Resultados y discusi3n

El programa se realiz3 en Borland Pascal V 7.0, para ser ejecutado en un 386 DX-33 compatible sin coprocesador aritm3tico.

A continuaci3n se presentan los resultados de la compresi3n de tres secuencias t3picas de cuatro cuadros cada una, tomando como par3metros de comparaci3n:

1. La distorsi3n promedio obtenida durante la generaci3n del libro de c3digos, que se calcula en cada una de las m iteraciones realizadas con $n = 2(m - 1)$:

$$D_m = D(\{A_m, P(A_m)\}) = n^{-1} \sum_{j=0}^{n-1} \min_{Y \in A_m} d(X_j, Y)$$

reflejando s3lo el valor para $m = 9$ y $n = 256$, ya que se tom3 este 3ltimo valor como cantidad m3xima de vectores en el libro de c3digos.

2. La distorsi3n de cada imagen durante el proceso de su compresi3n, que se calcula sumando la distorsi3n de cada vector de la imagen y dividiendo este valor entre el total de vectores de la imagen:

$$D(q) = E_d\{X, q(X)\} = n^{-1} \sum d[X_i, q(X_j)]$$

3. La media y la varianza de la imagen diferencia entre la original y la comprimida:

$$\text{Media} = 1/Mn * \sum \sum \text{Diferencia}(i, j)$$

$$\text{Varianza} = 1/Mn * \sum \sum [\text{Diferencia}(i,j) - \text{Media}]^2$$

$$\text{siendo Diferencia}(i,j) = |\text{Original}(i,j) - \text{Comprimida}(i,j)|$$

4. La relación señal/ruido (dB):

$$\text{SNR} = 10 \lg \{ [\sum \text{Comprimida}(i,j)]^2 / [\sum \text{Diferencia}(i,j)]^2 \}$$

En las tablas 1, 2 y 3 sumanizan estos resultados para cada una de las tres medidas de distorsión estudiadas. Como ellas indican, los mejores resultados en cuanto a calidad de la compresión se obtuvieron aplicando como medidas la distorsión por error cuadrático medio y la v-ésima ley de distorsión para $v = 2$, las que brindan una relación señal-ruido que está muy cercana a los 20 dB, medida a partir de la cual, el ojo humano no es capaz de apreciar una

degradación significativa de la imagen, por lo que no debe esperarse que sufran ningún tipo de afectación que provoque una pérdida de validez en los resultados que desean obtenerse como producto de procesamiento posteriores. Este aspecto debe ser evaluado conjuntamente con especialistas médicos.

Los tiempos de ejecución fueron mejorados a partir de la programación en ensamblador del cálculo de la distorsión por error cuadrático medio, una vez seleccionada esta alternativa por brindar los mejores resultados.

La tabla 4 presenta los tiempos de ejecución de la generación del *Libro de códigos* y de la compresión de las secuencias tipo de cuatro imágenes estudiadas con la distorsión calculada por el *error cuadrático medio* programado en ensamblador.

Tabla 1 Resultados obtenidos utilizando el error cuadrático medio como medida de la distorsión

SECUENCIA	DISTORSION DURANTE LA GENERACION	DISTORSION DURANTE LA COMPRESION	DIFERENCIA CONTRA LA ORIGINAL MED VAR		RELACION SEÑAL-RUIDO (dB)
<i>Apical</i>	36,22	29,93	1,87	4,54	19,40
		32,29	2,02	4,86	18,82
		32,20	2,01	4,74	19,01
		32,70	2,04	4,88	18,76
<i>Mitral</i>	49,21	42,42	2,65	5,73	18,89
		46,11	2,88	6,26	18,11
		45,97	2,87	6,23	18,08
		42,95	2,69	5,83	18,06
<i>Papilar</i>	42,10	36,29	2,27	5,09	19,32
		39,35	2,46	5,57	18,46
		40,33	2,52	5,86	18,03
		40,84	2,55	5,96	17,92

Tabla 2 Resultados obtenidos utilizando la norma de Minkowski como medida de la distorsión

SECUENCIA	DISTORSION DURANTE LA GENERACION	DISTORSION DURANTE LA COMPRESION	DIFERENCIA CON- TRA LA ORIGINAL		RELACION SEÑAL-RUIDO (dB)
			MED	VAR	
Apical	74,62	70,26*	3,53	9,69	12,68
			3,69	9,90	12,53
			3,61	9,73	12,66
			3,66	9,73	12,66
Mitral	92,94	85,99	4,21	9,28	14,75
			4,45	9,56	14,55
			4,36	9,36	14,65
			3,82	8,33	15,06
Papilar	81,15	75,36	3,75	8,62	14,76
			3,74	8,54	14,83
			3,98	9,14	14,30
			4,05	9,33	14,16

* Nota: En este caso solo se calculó la distorsión de la primera imagen.

Tabla 3 Resultados obtenidos utilizando la v-ésima ley con $v = 2$ como medida de la distorsión

SECUENCIA	DISTORSION DURANTE LA GENERACION	DISTORSION DURANTE LA COMPRESION	DIFERENCIA CON- TRA LA ORIGINAL		RELACION SEÑAL-RUIDO (dB)
			MED	VAR	
Apical	32,85	22,53*	2,06	4,75	19,02
			2,19	5,07	18,47
			2,15	4,97	18,60
			2,17	4,98	18,61
Mitral	47,80	31,49*	2,65	5,73	18,89
			2,88	6,26	18,11
			2,87	6,23	18,08
			2,69	5,83	18,06
Papilar	37,42	25,26*	2,33	5,03	19,44
			2,46	5,39	18,80
			2,56	5,69	18,31
			2,63	5,84	18,13

*Nota: En estos casos solo se calculó la distorsión de la primera imagen.

Tabla 4 Resultados obtenidos

SECUENCIA	TIEMPO DE GENERACION	TIEMPO DE COMPRESION
Apical	2 min 0,45 s	3 min 13,72 s
Mitral	2 min 0,29 s	3 min 13,23 s
Papilar	2 min 0,28 s	3 min 13,51 s

Conclusiones

El presente trabajo, al retomar el algoritmo de cuantificación vectorial, realiza varias modificaciones en la concepción e instrumentación, tales como:

1. Tomar vectores lineales de 16 pixeles consecutivos.
2. Evaluar varias medidas diferentes de la distorsión.
3. Obtener el libro de códigos por agrupamiento de los vectores siguiendo el método de los k -vecinos más cercanos (k -nearest neighbors [k -NN]).
4. No realizar procesamiento sobre las imágenes originales.

Además se realizó la evaluación de las imágenes comprimidas, lo que brinda una valoración cuantitativa más exacta de la calidad de la compresión, obteniéndose los mejores resultados aplicando la distorsión por error cuadrático medio y la v -ésima ley de distorsión para $v = 2$, que brindan una relación señal-ruido muy cercana a los 20 dB, lo que equivale a una distorsión poco apreciable por el ojo humano.

Se obtuvo una razón de compresión fija de 6,22 %.

Los mejores tiempos de ejecución se alcanzaron utilizando la distorsión por error cuadrático medio programada en Ensamblador, aprovechando las posibilidades que incorpora el Borland Pascal V 7.0.

Referencias

1. ARANDA ABOY, JUAN JOSE: "Implementación del algoritmo de Huffman para la compresión de ficheros", *Revista CID, Electrónica y Proceso de Datos en Cuba*, No. 19, pp. 4-6, 1989.
2. VALDES MANZANO, OILDA: "Implementación de la transformada de Karhunen-Lóeve para la compresión de imágenes", Trabajo de Diploma, Fac. Cibernética y Matemática, UH; Ciudad de La Habana, 1987.
3. PANTOJA VARONA, GRACIELA: "Métodos de compactación para el procesamiento de imágenes", Trabajo de Diploma, Fac. Cibernética y Matemática, UH, Ciudad de La Habana, 1988.
4. SOTOLONGO CUERVO, YAMILE: "Compresión de imágenes por métodos de cuantificación de vectores", Trabajo de Diploma. Fac. Cibernética y Matemática, UH, Ciudad de La Habana, 1992.
5. ARANDA ABOY, JUAN JOSE et al.: "Evaluación de algoritmos para la compresión de imágenes", *Ingeniería Electrónica, Automática y Telecomunicaciones*, Vol. XIV, No. 3, pp. 65-69, ISPJAE, Ciudad de La Habana, 1993.
6. FUKUNAGA, KEINOSUKE: *Introduction to Statistical Pattern Recognition*, Ed. Academic Press, 1972.

JUANJOSEARANDAABOY. Licenciado en Ciencias de la Computación. Investigador Auxiliar, Profesor Auxiliar Adjunto. Trabaja en investigaciones sobre detección automática de contornos en imágenes médicas
