

**Artigo Original**

recebido: 25/04/2000 e aceito em 15/04/2001

**Compressão de sinais  
eletrocardiográficos baseada  
em transformada discreta  
do cosseno e codificação de  
entropia**

*Compression of electrocardiographic  
signals based on discrete cosine  
transform and entropy coding*

**J. van der Poel**

Mestre em Engenharia Biomédica  
Núcleo de Estudos e Tecnologia  
em Engenharia Biomédica (NETEB)  
Universidade Federal da Paraíba – Campus I  
Atualmente em doutoramento no PEE / UNICAMP  
e-mail: jkvdpoel@yahoo.com.br

**L.V. Batista**

Departamento de Informática – CCEN  
Universidade Federal da Paraíba - Campus I  
e-mail: leovidal@zaz.com.br

**L.C. Carvalho**

Mestrado em Engenharia Biomédica / NETEB  
Universidade Federal da Paraíba - Campus I  
e-mail: lcar1@uol.com.br

**Resumo**

O presente trabalho relata uma técnica, baseada no padrão JPEG, que combina a Transformada Discreta do Cosseno com técnicas genéricas de compressão de dados visando aumentar a taxa de compressão do sinal de ECG. Dada à grande eficiência do padrão JPEG, buscou-se aplicar pelo menos parte de suas estratégias de compressão ao caso do ECG. A técnica de compressão proposta (CP) permitiu alcançar boas taxas de compressão, com distorções aceitáveis na morfologia do ECG. A razão de compressão média obtida com a CP seguida pela codificação de Huffman foi de 10,2:1 e com a CP seguida pela codificação LZW foi de 9,4:1, para uma PRD = 5%. Traçados de alguns ECGs são mostrados antes e após o processo de compressão/descompressão, permitindo avaliar visualmente a distorção introduzida pelo processamento.

**Palavras-chave:** Compressão de dados, Eletrocardiograma, Transformada discreta do cosseno.

**Abstract**

*This paper describes a technique, based on the JPEG standard, that combines the Discrete Cosine Transform with generic data compression techniques, aiming an optimization of the ECG signal compression. Due to the great efficiency of the JPEG standard, part of its compression strategies were applied to ECG compression. The proposed compression (PC) technique allowed to achieve good compression ratios, with acceptable distortions in the ECG morphology. The average compression ratio achieved with PC followed by Huffman encoding was 10.2:1 and with PC followed by LZW encoding was 9.4:1, for a PRD = 5%. Several ECG waveforms are shown before and after the compression/decompression process, allowing visual judgement of distortion due to processing.*

**Keywords:** Data compression, Discrete cosine transform, Electrocardiogram.

## Extended Abstract

### Introduction

A large number of ECG data compression techniques have been described in the specialized literature (Jalaleddine et al., 1990), and the search for new methods continues. The main objective of any compression method is to achieve high compression ratios (CR) without distorting clinically useful ECG features.

Due to the increase in power processing of modern computers, transform-based ECG compression methods are being widely explored. This paper describes a compressor based on the controlled quantization of the Discrete Cosine Transform (DCT) coefficients, combined with Run Length Encoding and Huffman or LZW algorithms. The proposed compressor (PC) adapts some of the strategies used in the JPEG standard, which is very efficient and the most used lossy compressor for continuous-tone static images (Wallace, 1991).

### Materials and Methods

The DCT introduction in 1974 brought great advances to the field of digital signal processing (Rao and Yip, 1990). The compressor presented in this paper uses type II DCT, whose forward (FDCT) and inverse (IDCT) forms are given by Equations (1) and (2), respectively.

Figure 3 shows a block diagram of the compression and decompression process. Initially, the ECG signal to be compressed is partitioned into blocks of 4096 samples. These samples, originally represented as  $P$ -bits unsigned integers with range  $[0, 2^P-1]$ , are shifted to signed integers in the range  $[-2^{P-1}, 2^{P-1}-1]$ . Each block is then processed by the FDCT algorithm. The block size was chosen as a compromise between CR and processing time.

The PC quantizes the DCT coefficients using a quantization function - which is also a block with 4096 floating point values - that increases linearly starting from 1. Each one of the 4096 coefficients of the transformed block is divided by the quantization function value corresponding to its position, and the result is rounded to the nearest integer. The final value of the quantization function controls how many of the quantized coefficients are zero. Increasing this value tends to increase the resulting CR and also the distortion.

The quantized coefficients are then limited to the range  $[-126, 126]$ , in a reversible manner, and the resulting block is coded using Run Length Encoding. The last step consists in applying semi-adaptive Huffman coding or LZW algorithm.

The quantization/dequantization process can decrease or increase the value of some DCT coefficients. As these DCT coefficients represent cosine amplitudes, the quantization errors may introduce some visible oscillation

in the reconstructed signal. This effect can be reduced by decreasing the final value of the quantization function, but this also decreases CR. Instead, a parabolic filter was used to reduce the spurious oscillation.

The tests were performed using 28 ECGs from the MIT-BIH Arrhythmia Database and six from the Biological Signal Processing and Instrumentation Laboratory/NETEB/UFPB. The MIT-BIH Arrhythmia Database records were filtered to reduce 60 Hz noise.

To assess the performance of the PC, the test signals were compressed using the following schemes: (1) PC with Huffman coding (PC + Huffman); (2) PC with LZW coding (PC + LZW); (3) Fan with Huffman coding (Fan + Huffman); and (4) Fan with LZW coding (Fan + LZW).

### Results

The PRD was fixed at two values, 5% and 10%. Table 1 presents the results for PRD of 5%. Figures 4, 5 and 6 show some original ECG signals and the reconstructed signals after the compression/decompression process with PC and Fan, for PRD = 5% and PRD = 10%. Table 2 presents the results for the above mentioned figures.

### Discussion

Several tests were performed to assess the performance of the proposed compressor. We compared its results with those from the well-known Fan algorithm for two PRD values, 5% and 10%. The CRs and the visual aspect of the test signal after compression and decompression were evaluated for both compressors.

For PRD = 5%, the average CR achieved with PC + Huffman was 10.2:1, which is approximately 60% greater than that achieved by Fan + Huffman. In the case of PC + LZW, the average CR achieved, for PRD = 5%, was 9.4:1, which is approximately 41% greater than that achieved by Fan + LZW.

For this PRD value, compression of the test signals using PC + Huffman resulted always in higher CRs than those achieved by Fan + Huffman, while CR using PC + LZW was higher than CR using Fan + LZW for 30 of the 34 test signal.

Visual inspection of the reconstructed signals shows that both PC and Fan algorithms distort some features of the original ECGs. For PRD = 10%, however, compression with the PC results in substantially higher CRs and milder visual distortions than compression with the Fan algorithm.

Thus, the results show that the PC is an efficient ECG compression method. The use of LZW in association with CP resulted in smaller CRs than those obtained with CP + Huffman. Nevertheless, the use of LZW should not be discarded, because there are highly efficient LZW implementations available, and this aspect can overcome, in certain situations, the slight decrease verified in CR.

## Introdução

Embora um grande número de técnicas de compressão aplicáveis ao Eletrocardiograma, ou ECG, tenha sido descrito na literatura especializada (Jalaleddine *et al.*, 1990), continua a procura por novos métodos com o objetivo de alcançar maiores razões de compressão (RCs), preservando-se o conteúdo de informação clínica do sinal.

Os métodos de compressão de sinais de ECG mais utilizados empregam técnicas de compressão direta dos dados, pois estas são fáceis de implementar e tem execução rápida. Por outro lado, as técnicas de transformação foram pouco exploradas, principalmente por necessitarem de recursos computacionais mais potentes para a sua implementação. Porém, a evolução dos equipamentos e os constantes aumentos no poder de processamento dos computadores possibilitou a utilização dessas técnicas para tentar aumentar a RC do ECG.

Decidiu-se, então, investigar técnicas que utilizam a Transformada Cosseno Discreta (Discrete Cosine Transform, DCT), a qual foi pouco usada até o momento na compressão do ECG, embora alguns autores já tenham feito tentativas nesta direção: Ahmed *et al.* (1975) usaram a DCT para alcançar uma RC de 3:1 sem que a informação significativa para o diagnóstico fosse perdida; Niranjan e Murthy (1992) combinaram a DCT com outras técnicas para obter RCs da ordem de 10:1 e sinais que, após o processo de compressão/descompressão, apresentaram boa qualidade à inspeção visual; e Madhukar e Murthy (1993) alcançaram RCs de 40:1 ao combinar a DCT com a Modulação por Codificação Diferencial de Pulsos (*Differential Pulse Code Modulation*, DPCM), embora às custas da necessidade de um alto poder de processamento. Os resultados obtidos nestes trabalhos, quer em termos da RC quer em termos da complexidade da implementação do algoritmo utilizado (em alguns casos foi necessário até mesmo o uso de circuitos especialmente projetados para a tarefa), não foram satisfatórios. A despeito desta constatação, resolveu-se utilizar mais uma vez essa transformada, agora combinada com outras técnicas de compressão de dados, para tentar alcançar melhores razões de compressão.

O padrão JPEG (acrônimo para Joint Photographic Experts Group, um comitê conjunto ISO/CCITT) possui dois métodos básicos para a compressão de imagens: um método sem perdas, baseado em predição, e um método com perdas, baseado na DCT. Dentre outras, este padrão possui as seguintes características (Wallace, 1991): alcança grandes razões de compressão, mantendo a fidelidade das imagens; é parametrizável

(pode-se escolher uma maior compressão em detrimento da qualidade e vice-versa); é aplicável a quase todos os tipos de imagens de tom contínuo existentes; e possui pequena complexidade computacional. Dada a grande eficiência deste padrão, as estratégias adotadas por ele foram estudadas detalhadamente, buscando aplicar pelo menos parte destas estratégias ao caso de um sinal unidimensional, ou seja, à compressão do ECG.

## Materiais e Métodos

As etapas adotadas para o desenvolvimento do algoritmo proposto são descritas a seguir.

### A Transformada discreta do cosseno e o padrão JPEG

Para a implementação do algoritmo de compressão de ECGs proposto neste trabalho utilizou-se a DCT-II, pois a mesma é a usada na implementação do padrão JPEG, é a mais empregada no processamento digital de sinais e - mais importante ainda - é a que concentra mais a energia do sinal nas baixas frequências. A DCT-II direta é dada pela Equação (1), e a inversa pela Equação (2):

$$X(m) = \left(\frac{2}{N}\right)^{1/2} k_m \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cos\left(\frac{m(2n+1)\pi}{2N}\right) \quad (1)$$

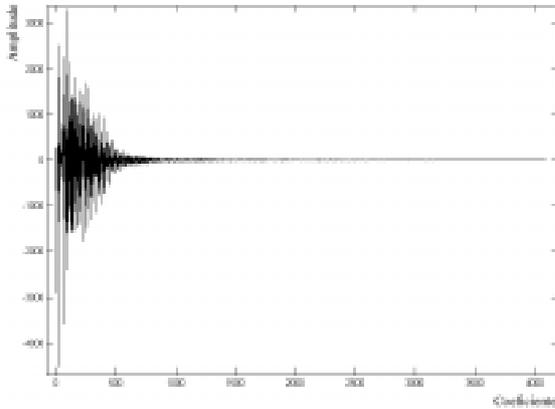
$$m = 0, \dots, N-1$$

$$x(n) = \left(\frac{2}{N}\right)^{1/2} \sum_{m=0}^{N-1} k_m X(m) \cos\left(\frac{m(2n+1)\pi}{2N}\right) \quad (2)$$

$$n = 0, \dots, N-1$$

$$\text{onde } k_p = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}} & \text{para } p = 0 \\ 1 & \text{caso contrário} \end{cases}$$

A Figura 1 mostra o resultado da operação da DCT-II Direta em um trecho com 4096 amostras de um sinal de ECG. Para que os coeficientes da DCT fossem melhor visualizados, as amostras, originalmente representadas como inteiros de P-bits sem sinal dentro da faixa  $[0, 2^P-1]$ , foram transformadas em inteiros com sinal dentro da faixa  $[-2^{P-1}, 2^{P-1}-1]$ . O módulo da amplitude dos coeficientes, os quais representam os componentes de frequência do sinal, tende a diminuir à medida que a posição do coeficiente se afasta do zero. O componente DC é o primeiro coeficiente (frequência  $w$  igual a zero).



**Figura 1.** Transformada Discreta do Cosseno Direta obtida a partir de 4096 amostras de um sinal de Eletrocardiograma. **Figure 1.** Direct Discrete Cosine Transform obtained from 4096 samples of an Electrocardiogram.

A Figura 2 mostra as etapas da compressão de uma imagem através do padrão JPEG baseado na DCT. Nesta figura, FDCT significa *Forward Discrete Cosine Transform*, ou seja, a operação de Transformada Discreta do Cosseno direta, enquanto que IDCT significa *Inverse Discrete Cosine Transform*, ou seja, a operação de Transformada Discreta do Cosseno inversa.

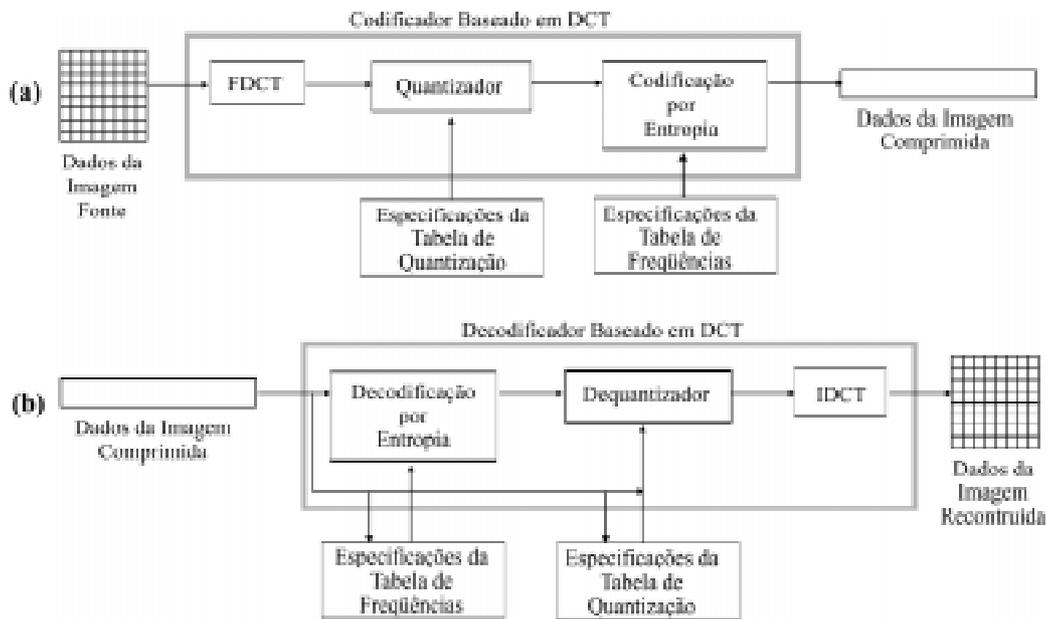
Para a compressão de uma imagem, divide-se a mesma em blocos de 8x8 pontos e, em seguida, cada um desses blocos é transformado através de uma DCT bidimensional, obtendo-se um conjunto de blocos com 8x8 coeficientes. Cada um destes blocos é uniformemente quantizado através de uma tabela de quantização.

O processo de quantização é definido como sendo a divisão de cada coeficiente da DCT pelo coeficiente correspondente na tabela de quantização, seguido pelo arredondamento do resultado para o inteiro mais próximo. Deste modo:

$$\text{DCT Quantizada } (x, y) = \text{Arredondar para Inteiro} \left( \frac{\text{DCT } (x, y)}{\text{Tabela de Quantização } o(x, y)} \right) \quad (3)$$

Esta operação resulta em perda de informação, mas pode-se definir a tabela de quantização de forma que esta perda não seja substancialmente significativa.

Após esta etapa faz-se uma codificação por comprimento de seqüência (*Run Length Encoding*, RLE) e uma codificação por entropia. A etapa da codificação por entropia proporciona uma compressão sem perdas e usa ou o algoritmo de codificação de Huffman (Huffman, 1952) ou o algoritmo de codificação arit-



**Figura 2.** Padrão JPEG baseado na DCT: (a) Codificação e (b) Decodificação. **Figure 2.** JPEG standard based on DCT: (a) Coding and (b) Decoding.

mético (Nelson e Gailly, 1996). Quando o algoritmo de Huffman é utilizado, tabelas de frequências devem ser enviadas, juntamente com os dados da imagem codificada, para o descompressor. Para a descompressão da imagem, o processo segue as etapas em sentido inverso.

### Proposta de um novo algoritmo para a compressão do ECG

Tomando como base o padrão JPEG, iniciou-se uma série de testes visando adaptar os métodos utilizados neste padrão ao caso unidimensional do ECG.

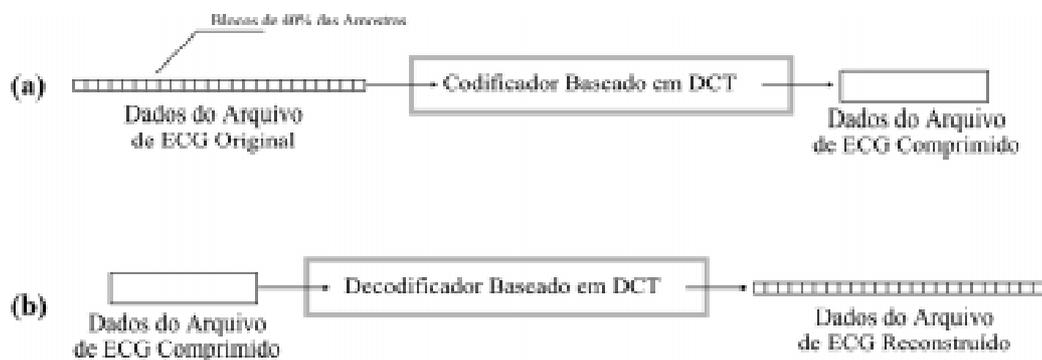
A essência do algoritmo JPEG encontra-se na utilização de uma tabela de quantização para reduzir criteriosamente a precisão da representação dos coeficientes da DCT. Para o caso de sinais eletrocardiográficos, a tabela de quantização foi substituída por um vetor de quantização unidimensional. Procurou-se, então, uma maneira de definir os elementos deste vetor. Levando-se em conta que a contribuição dos componentes de frequência para a reconstrução do sinal tende a decrescer à medida em que se avança em direção ao final do bloco (Figura 1), decidiu-se utilizar uma “função de quantização” cujos valores aumentam linearmente, ou seja, a função de quantização é uma reta. A Figura 3 mostra um esquema geral do processo de compressão/descompressão do ECG segundo o algoritmo proposto, onde a etapa do codificador baseado em DCT reúne todas as etapas presentes no algoritmo.

O funcionamento de cada uma das etapas presentes no codificador baseado em DCT é detalhado a seguir. O decodificador possui funcionamento análogo, perfazendo as operações inversas àquelas efetuadas

pelo codificador, sendo desnecessário descrever detalhadamente sua estrutura. Inicialmente, o arquivo contendo as amostras correspondentes ao sinal de Eletrocardiograma é dividido em blocos de 4096 amostras, os quais são processados pelo algoritmo da FDCT um de cada vez. Analogamente ao que é feito no padrão JPEG, subtrai-se o valor 2048 dos valores que compõem um bloco (pois as amostras do sinal têm valor máximo de 4096) e, em seguida, cada um desses blocos é transformado através da DCT, obtendo-se um conjunto de blocos com 4096 coeficientes. Caso o número de amostras contidas no arquivo não seja múltiplo inteiro de 4096, o último bloco é preenchido com zeros.

A divisão do arquivo em blocos de 4096 amostras é feita por dois motivos: quanto maior o tamanho do bloco, mais tempo é gasto para o término da transformação, o que sugere a utilização de blocos com poucas amostras; por outro lado, sabe-se que blocos maiores resultam em RCs mais elevadas (Nelson e Gailly, 1996). O número de amostras utilizadas no cálculo da DCT deve ser suficiente para que o resultado seja realmente representativo do conteúdo de frequências do sinal a ser transformado. Em cada bloco de 4096 amostras, sinais amostrados a 360 Hz (arquivos do MIT-BIH) possuem 11,38 segundos de duração, enquanto que sinais amostrados a 500 Hz (arquivos do Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica/NETEB – UFPB) possuem 8,19 segundos de duração. Estes períodos de tempo são mais do que suficientes para o objetivo proposto.

Após este processamento, é aplicada a FDCT em cada bloco de amostras e obtêm-se blocos com os coeficientes da DCT. As amostras são representadas por inteiros enquanto que os coeficientes são repre-



**Figura 3.** Processo proposto para a (a) Compressão e (b) Descompressão do sinal de ECG. **Figure 3.** Proposed process to the (a) Compression and (b) Decompression of the ECG signal.

sentadas por números em ponto flutuante, de forma que o sinal transformado possui um tamanho maior do que o sinal original. A compressão propriamente dita começa a partir do próximo estágio do algoritmo: a quantização dos coeficientes da DCT.

Pode ser demonstrado (Rao e Yip, 1990; Ahmed *et al.*, 1975) que não é necessário usar todos os coeficientes gerados pela FDCT para obter-se uma boa representação do sinal após a operação inversa, ou seja, a IDCT. Esse fato é utilizado pelo padrão JPEG quando o mesmo efetua a quantização dos coeficientes da DCT bidimensional da imagem que está sendo submetida à compressão. Como os coeficientes diminuem de amplitude à medida que a posição do coeficiente se afasta da frequência zero (Figura 1), pode-se simplesmente descartar os coeficientes a partir de uma certa posição, de modo a se conseguir alguma compressão (Ahmed *et al.*, 1975). Essa metodologia, entretanto, não é a mais recomendada pois o sinal reconstruído pode ter sua qualidade bastante reduzida. Assim, buscou-se uma alternativa ao descarte puro e simples dos coeficientes.

O algoritmo proposto efetua uma quantização dos coeficientes gerados pela DCT de cada bloco de amostras, da mesma forma que o padrão JPEG. Entretanto, no presente caso a quantização é unidimensional, visto que o ECG é um sinal unidimensional. A quantização é feita através da função de quantização, a qual é também um bloco contendo 4096 valores em ponto flutuante que aumentam linearmente. Cada um dos coeficientes em ponto flutuante de cada bloco é, então, dividido pelo valor da função de quantização correspondente à sua posição e, em seguida, o valor dessa divisão é arredondado para um inteiro. Como os coeficientes da DCT diminuem de amplitude à medida que se aproxima o fim do bloco, enquanto que os valores da função de quantização possuem o comportamento contrário, essa operação faz com que muitos dos coeficientes sejam zerados.

O valor final da função de quantização é escolhido de modo a levar para zero uma determinada quantidade de coeficientes. Quanto mais alto for este valor, mais coeficientes são levados a zero, mais alta é a razão de compressão obtida e mais alto torna-se o valor da PRD. A PRD (*Percent Root-Mean-Square Difference*, Diferença Percentual da Raiz Média Quadrática) é uma medida da distorção entre o ECG original e o reconstruído: quanto maior for o seu valor, maior é a degradação na qualidade do sinal obtido após o processo de compressão/descompressão. Para calcular a PRD de sinais que originalmente pos-

suem nível DC zero, utiliza-se a seguinte expressão:

$$PRD = \left( \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [s_{orig}(n) - s_{desc}(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [s_{orig}(n)]^2}} \right) \times 100\% \quad (4)$$

onde  $s_{orig}$  e  $s_{desc}$  são o sinal original e o descomprimido e  $N$  é o tamanho da janela sobre a qual se está calculando a PRD.

Após a quantização, verificou-se que a quase totalidade dos coeficientes quantizados apresenta valores no intervalo  $[-127 \dots +127]$ , podendo ser armazenados em um único byte, aproveitado-se este fato para fazer-se uma limitação nos valores dos coeficientes quantizados. Esta limitação consiste em quebrar os coeficientes quantizados que possuam valores fora da faixa  $[-126 \dots +126]$  em uma seqüência de valores dentro desta faixa, utilizando os valores  $-127$  e  $+127$  como *flags*, ou seja, como marcadores. Para ilustrar esse processo, considere um coeficiente com valor 283. Este coeficiente será armazenado como a seqüência  $[127 \ 127 \ 29]$ , pois  $127 + 127 + 29 = 283$ . O mesmo ocorre para valores menores do que zero, com a diferença de que os mesmos são quebrados em seqüências da forma  $[-127 \ -127 \ \dots]$ .

Seguindo com o processo de compressão, o arquivo temporário agora é formado por seqüências de valores, tais como:

$[127 \ 127 \ 127 \ \dots \ 45]$ ,  $[3 \ 5 \ 100 \ \dots \ 10]$ ,  
 $[-127 \ -127 \ -127 \ \dots \ -38]$ ,  $[27 \ 67 \ 31 \ \dots \ 73]$ , ou  
 $[0 \ 0 \ 0 \ \dots \ 0]$ .

Utilizando-se o valor  $-128$  - excluído propositalmente do arquivo pelo processo de quebra dos coeficientes quantizados - como *flag*, indica-se que o próximo valor deve ser interpretado como sendo o valor do comprimento da seqüência e este deve ser escrito/lido em dois bytes sem sinal. Deve ser notado que somente são codificadas as seqüências de tamanho maior que quatro, pois seqüências de comprimento igual a quatro ocupam exatamente quatro bytes no arquivo e se codificadas pelo RLE também ocupariam quatro bytes no arquivo codificado: um byte com o valor contido na seqüência, um byte com o flag e dois bytes com o comprimento da seqüência.

Após essa etapa, o arquivo temporário está pronto para ser comprimido pelo último passo: a codificação por entropia, feita através do algoritmo de codificação de Huffman ou do algoritmo LZW. Finalmente, o arqui-

vo contendo o sinal de ECG digitalizado se encontra comprimido e pronto para ser armazenado ou transmitido por meios eletrônicos para outras localidades.

O procedimento de compressão descrito anteriormente é em parte reversível, no sentido de que todas as suas etapas de compressão possuem uma etapa de descompressão correspondente. Como o algoritmo proposto é um algoritmo com perdas, o sinal ao ser descomprimido não é exatamente igual ao sinal original. Entretanto, as perdas podem ser controladas de acordo com o valor final escolhido para a função de quantização.

Após o processo de compressão/descompressão, há uma tendência a surgirem oscilações espúrias no sinal, oscilações estas cujas amplitudes dependem do valor máximo da função de quantização. Isto ocorre devido ao processo de quantização/dequantização, que envolve inicialmente uma divisão seguida de arredondamento (quantização) e posteriormente uma multiplicação pelo mesmo valor (dequantização), o que pode aumentar a amplitude de alguns componentes de frequência, gerando tais oscilações. Este problema, já relatado na literatura (Shridhar e Stevens, 1979), pode ser atenuado diminuindo-se o valor final da reta de quantização, às custas de uma menor razão de compressão. Para reduzir as oscilações sem diminuir em demasia a RC, depois da descompressão foi feita a filtragem do sinal por um filtro de suavização polinomial parabólico (Tompkins e Webster, 1981).

Os testes com o algoritmo proposto foram feitos em uma amostra de 34 ECGs, sendo 28 provenientes do MIT-BIH Arrhythmia Database (Massachusetts Institute of Technology, 1988) - amostrados a 360 amostras/segundo e com resolução de 11 bits/amostra - e seis colhidos com o uso do software BioMed (Carvalho *et al.*, 1998), no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Instrumentação Biomédica do NETEB amostrados a 500 amostras/segundo e com resolução de 12 bits/amostra. Os ECGs provenientes do MIT-BIH Arrhythmia Database foram seleciona-

dos dentre aqueles mais utilizados nos artigos existentes na literatura especializada e filtrados de modo a retirar o ruído de 60 Hz para facilitar a visualização do ECG, de modo a melhor avaliar a qualidade do sinal após o processo de compressão/descompressão. A filtragem foi feita no software MatLab 5.2, utilizando um filtro rejeita-faixa Chebyshev tipo II de oitava ordem sem distorção de fase.

Os sinais de teste foram comprimidos utilizando-se a Codificação Proposta, CP. Em seguida, os arquivos resultantes desta compressão foram novamente comprimidos através da codificação de Huffman, gerando os arquivos CP + Huffman, e do algoritmo LZW (este último utilizou um dicionário com no máximo  $2^{16} = 65536$  entradas, sendo que o dicionário era reinicializado cada vez que o número de entradas ultrapassava esse valor), gerando os arquivos CP + LZW. Para comparação, os mesmos ECGs também foram comprimidos com o algoritmo Fan (Jalaliddine *et al.*, 1990) e, em seguida, igualmente comprimidos através da codificação de Huffman (gerando os arquivos Fan + Huffman) e do algoritmo LZW utilizando as mesmas configurações citadas acima (gerando os arquivos Fan + LZW).

Procurou-se manter um valor fixo para a PRD em torno de 5%, sendo que em alguns sinais utilizou-se também uma PRD de 10% apenas com o intuito de comparar a distorção visual dos ECGs após o processo de compressão/descompressão.

## Resultados

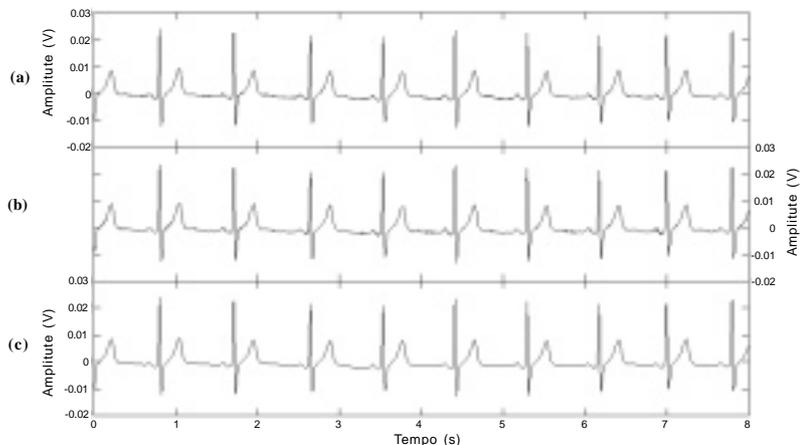
A Tabela 1 apresenta os resultados estatísticos obtidos com a utilização tanto da Codificação Proposta quanto do algoritmo Fan para PRDs próximas de 5%.

As Figuras 4, 5 e 6 mostram os traçados de alguns dos ECGs originais e dos ECGs após o processo de compressão/descompressão com a Codificação Proposta e com o algoritmo Fan. Como a Codificação de Huffman e o LZW são algoritmos de compressão sem perdas, os traçados mostrados não especificam qual destes

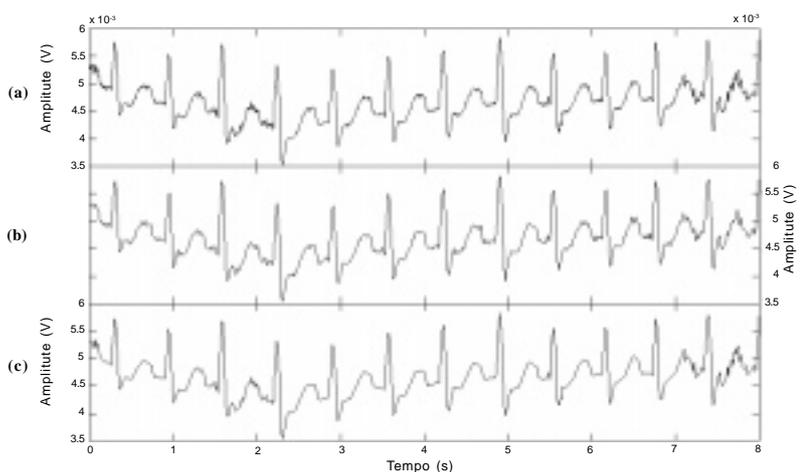
**Tabela 1.** Resultados da utilização da Codificação Proposta (CP) e do algoritmo Fan nos ECGs de teste (PRDs próximas de 5%). **Table 1.** Results obtained using the Proposed Coding Scheme (CP) and the Fan algorithm on the test ECGs (PRDs close to 5%).

	Razões de Compressão				
	Média	Variância	Desvio Padrão	Máxima	Mínima
CP + Huffman	10,21:1	19,17:1	4,38:1	28,92:1	2,18:1
Fan + Huffman	6,38:1	5,97:1	2,44:1	13,10:1	2,07:1
CP + LZW	9,41:1	18,91:1	4,35:1	28,86:1	1,90:1
Fan + LZW	6,69:1	5,04:1	2,25:1	12,88:1	2,82:1

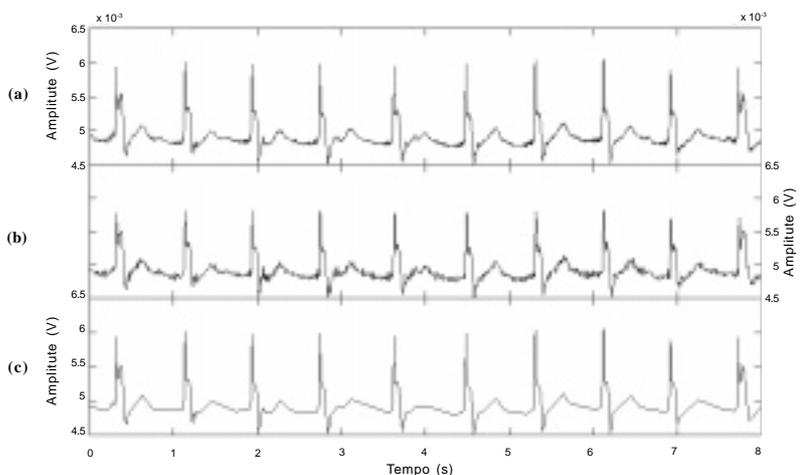
**Figura 4.** ECG 05, LPSB-IB (PRDs  $\approx$  5%). (a) ECG original; (b) ECG após compressão/descompressão com a CP; (c) ECG após compressão/descompressão com o Fan. **Figure 4.** ECG 05, LPSB-IB (PRDs  $\approx$  5%). (a) Original ECG; (b) ECG after compression/decompression with CP; (c) ECG after compression/decompression with Fan.



**Figura 5.** ECG 109, Canal 0, MIT-BIH Arrhythmia Database (PRDs  $\approx$  5%). (a) ECG original; (b) ECG após compressão/descompressão com a CP; (c) ECG após compressão/descompressão com o Fan. **Figure 5.** ECG 109, Channel 0, MIT-BIH Arrhythmia Database (PRDs  $\approx$  5%). (a) Original ECG; (b) ECG after compression/decompression with CP; (c) ECG after compression/decompression with Fan.



**Figura 6.** ECG 102, Canal 0, MIT-BIH Arrhythmia Database (PRDs  $\approx$  10%). (a) ECG original; (b) ECG após compressão/descompressão com a CP; (c) ECG após compressão/descompressão com o Fan. **Figure 6.** ECG 102, Channel 0, MIT-BIH Arrhythmia Database (PRDs  $\approx$  10%). (a) Original ECG; (b) ECG after compression/decompression with CP; (c) ECG after compression/decompression with Fan.



algoritmos foi utilizado na compressão/descompressão: os sinais, após a compressão/descompressão com qualquer um dos métodos, são absolutamente iguais e diferem apenas na razão de compressão obtida, enquanto que o objetivo destes traçados é avaliar a qualidade visual do ECG com vistas à sua utilização para o diagnóstico clínico. A Tabela 2 mostra as razões de compressão para cada uma das figuras já citadas.

## Discussão

Os métodos de compressão de dados buscam atingir dois objetivos contraditórios: obter a maior compressão possível dos dados com a melhor fidelidade possível da forma de onda reconstruída. Tendo em vista estes dois aspectos, a procura por um algoritmo de compressão de ECGs levou à proposta de um novo método, o qual utiliza a Transformada Discreta do

**Tabela 2.** RCs obtidas usando a Codificação Proposta (CP) e o algoritmo Fan nos ECGs mostrados nas figuras.**Table 2.** CRs obtained using the Proposed Coding Scheme (CP) and the Fan algorithm on ECGs shown in the figures.

	Razões de Compressão			
	CP + Huffman	Fan + Huffman	CP + LZW	Fan + LZW
Figura 4 / (PRD $\approx$ 5%)	9,95:1	7,31:1	8,91:1	7,15:1
Figura 5 / (PRD $\approx$ 5%)	14,48:1	6,54:1	12,75:1	6,89:1
Figura 6 / (PRD $\approx$ 10%)	10,86:1	6,43:1	10,40:1	6,60:1

Cosseno, seguida por uma série de otimizações, de modo a aumentar a RC dos sinais de ECG.

Para chegar ao método aqui descrito, foi necessário um estudo detalhado das técnicas de compressão de dados genéricas e também daquelas que são específicas para a compressão do ECG. Notou-se, a partir deste estudo, que as técnicas que utilizam transformadas (em especial a DCT) foram relegadas a um segundo plano quando comparadas com as técnicas de manipulação direta das amostras do sinal. Isto ocorreu por uma série de fatores, dentre os quais pode-se citar a necessidade de um hardware com maior poder de processamento para a utilização das técnicas baseadas em transformadas. Como nos últimos anos ocorreu uma grande evolução nesta área, tem sido possível pensar em utilizar as transformadas como base para um compressor de ECGs.

Ainda, como apontado em Shridhar e Stevens (1979), as tentativas de utilizar a DCT encontraram alguns problemas quanto à ocorrência de distorções após a compressão/descompressão do sinal. Estas distorções podem ser também colocadas como possíveis causas para o pouco uso da DCT como método de compressão de ECGs. As mesmas distorções podem ser minimizadas, pelo menos em parte, com um procedimento de filtragem. Outras soluções englobam a utilização da DCT combinada com diferentes métodos para alcançar maiores razões de compressão sem aumentar muito a distorção do sinal.

Assim, durante e após o desenvolvimento do algoritmo da Codificação Proposta, foram feitos testes para verificar a validade do mesmo e também para compará-lo com o algoritmo Fan, tendo em vista que este último é considerado um excelente compressor dentre aqueles que utilizam a manipulação direta das amostras do sinal. Para o conjunto de sinais de teste foi fixado um valor para a PRD, avaliando-se então a razão de compressão obtida e o aspecto visual do sinal após o processo de compressão/descompressão.

Mostrou-se que a aplicação do algoritmo da Codificação Proposta seguido pela aplicação da codificação de Huffman obteve uma razão de com-

pressão média de 10,2:1, enquanto que a aplicação do algoritmo Fan seguido também pela aplicação da codificação de Huffman obteve uma razão de compressão média de 6,4:1; ou seja, houve uma melhora média em torno de 60% na razão de compressão. Mostrou-se, ainda, que a substituição da codificação de Huffman pela codificação LZW, tanto após a aplicação da Codificação Proposta quanto após a aplicação do algoritmo Fan, ainda foi vantajosa para a Codificação Proposta, embora em menor grau: 9,4:1 contra 6,7:1 - uma melhora média de aproximadamente 41%.

No caso da Codificação Proposta + codificação de Huffman versus Fan + codificação de Huffman, todos os arquivos comprimidos resultaram em razões de compressão mais altas quando processados com a primeira opção. Já no caso da Codificação Proposta + codificação LZW versus Fan + codificação LZW, dentre os 34 sinais comprimidos, a Codificação Proposta resultou em 30 casos com maior razão de compressão, enquanto que o algoritmo Fan teve maiores razões de compressão em apenas quatro casos, embora nestes quatro casos a diferença tenha sido marginal.

Comparando visualmente os ECGs de teste através das Figuras 4, 5 e 6, nota-se que o sinal após o processo de compressão/descompressão tanto com a Codificação Proposta quanto com o Fan perde parte de suas características, embora isto seja mais pronunciado na utilização do Fan quando se tenta alcançar razões de compressão mais altas. Como exemplo disto, observa-se que na Figura 5, letra (c), as ondas P, os segmentos ST e as ondas T tiveram suas formas bastante distorcidas.

Embora alguns dos sinais de teste comprimidos com a Codificação Proposta tenham ficado mais ruidosos quando comparados com os resultados da compressão pelo algoritmo Fan para uma mesma PRD, deve-se salientar que este último modifica a morfologia do sinal de maneira mais extensa do que o primeiro. Nota-se, nas figuras apresentadas, que a CP possui uma razão de compressão muito maior do que o Fan. Este fato repetiu-se na grande maioria dos sinais de

teste, o que indica que colocando as RCs da CP e do Fan (sejam eles combinados com o Huffman ou com o LZW) em um mesmo nível, a PRD obtida com a CP seria muito menor do que a obtida com o Fan.

Os resultados obtidos com a Codificação Proposta mostram que a mesma revelou-se um método bastante eficiente para a compressão de ECGs. Como o algoritmo LZW possui as vantagens de ter uma implementação mais simples e de ser computacionalmente mais eficiente que a codificação de Huffman, a sua utilização em conjunto com a Codificação Proposta, embora tenha levado a uma menor razão de compressão, mantém-se como uma opção para melhorias futuras no algoritmo.

Uma comparação com outros métodos de compressão de ECG descritos na literatura não é trivial, porque a RC depende dos sinais utilizados para os testes. Fatores como diferenças na frequência de amostragem, no número de bits por amostra, no nível de ruído, na morfologia do sinal, além da realização ou não de pré-processamento no mesmo, dentre outros, podem influenciar fortemente a comparação. Com esta ressalva, apresenta-se a seguir uma comparação entre a CP + Huffman e alguns métodos de compressão recentemente publicados. Para uma comparação mais adequada, foram selecionados da literatura exclusivamente resultados expressos em termos da RC e da PRD e obtidos utilizando sinais de teste provenientes do mesmo banco de dados utilizado pela CP + Huffman.

Cardenas-Barrera e Lorenzo-Ginori (1999) propuseram um compressor baseado na quantização vetorial que atingiu uma RC média de 13,1:1 com PRD de 4,1%. Estes resultados são superiores aos obtidos com a CP, mas o método incorpora os problemas práticos associados à quantização vetorial, especialmente a complexidade computacional elevada e a necessidade de treinamento para a construção do *codebook*.

Chen e Itoh (1998) utilizaram a quantização adaptativa otimizada de coeficientes *wavelet*, obtendo uma RC média de 12,5:1 com PRD de 6,8%, o que indica um compromisso entre RC e PRD similar ao da CP.

Outro resultado semelhante é apresentado por Lee e Buckley (1999), que propõem um método de compressão baseado na quantização otimizada dos coeficientes da DCT bidimensional dos blocos de uma matriz. Cada linha desta matriz bidimensional é formada por um trecho do sinal correspondente a um batimento. O delineamento dos batimentos exige a detecção do complexo QRS, a qual incorpora ao método uma carga computacional extra. O compressor

atingiu RC média de 12,1:1 com PRD média de 6,1% e RC média de 6,0:1 com PRD média de 3,5%. Lee e Buckley apresentam ainda, para comparação, os resultados de uma técnica clássica de compressão, denominada ADPCM (*Adaptive Differential Pulse Code Modulation*, Modulação Adaptativa por Codificação Diferencial de Pulsos), que alcançou uma RC média de 6,0:1 para uma PRD de 6,9%, e de um compressor baseado na quantização dos coeficientes da DCT unidimensional, que obteve uma RC média de 6,0:1 para uma PRD de 7,5%.

Portanto, o resultado obtido pela CP - RC média de 10,2:1 com PRD próxima a 5% - é compatível com os resultados obtidos por outros métodos mais recentes de compressão de ECG e superior aos obtidos por algumas técnicas tradicionais, como os algoritmos Fan e ADPCM.

## Referências

- Ahmed, N., Milne, P.J., Harris, S.G. (1975). "Electrocardiographic Data Compression Via Orthogonal Transforms". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 22, n. 6, p. 484-487.
- Carvalho, L.C., Lima, R.B., Duarte, N.B., Fernandes, M.R., Nóbrega, A.C., Batista, L.V. (1998). "Software em Windows para Processamento, Armazenamento e Análise de Sinais Obtidos em Experimentos de Fisiologia". *Memórias del 1º Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, p. 207-210. Mazatlán: México.
- Cardenas-Barrera, J.L., Lorenzo-Ginori, J.V. (1999). "Mean-Shape Vector Quantizer for ECG Signal Compression". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 1, p. 62-70.
- Chen, J., Itoh, S. (1998). "A Wavelet Transform-Based ECG Compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 12, p. 1414-1419.
- Huffman, D.A. (1952). "A Method for the Construction of Minimum-redundancy Codes". *Proceedings of the IRE*, v. 40, n. 9, p. 1098-1101.
- Jalaleddine, S.M.S., Hutchens, C.G., Strattan, R.D., Coberly, W.A. (1990). "ECG Data-compression Techniques - A Unified Approach". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 4, p. 329-343.
- Lee, H., Buckley, K.M. (1999). "ECG Data Compression Using Cut and Align Beats Approach and 2-D Transforms". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 5, p. 556-564.
- Madhukar, B., Murthy, I.S.N. (1993). "ECG Data-Compression by Modeling". *Computers and Biomedical Research*, v. 26, n. 3, p. 310-317.
- Massachusetts Institute of Technology (1988). *MIT-BIH Arrhythmia Database Directory*. 2nd ed. Biomedical Engineering Center. Massachusetts Institute of Technology. Massachusetts, USA.
- Nelson, M., Gailly, J.L. (1996). *The Data Compression Book*. 2nd ed. New York: M&T Books.

- Niranjan, U.C., Murthy, I.S.N. (1992). "System-Identification for the ECG using CZT". *Computers in Biomedical Research*, v. 25, n. 5, p. 407-416.
- Rao, K.R., Yip, P. (1990). *Discrete Cosine Transform: Algorithms, Advantages, Applications*. San Diego: Academic Press.
- Shridhar, M., Stevens, M. F. (1979). "Analysis of ECG Data, for Data Compression". *International Journal of Biomedical Computing*, v. 10, n. 2, p. 113-128.
- Tompkins, W.J., Webster, J.G. [Editors] (1981). *Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation*. Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Wallace, G.K. (1991). "The JPEG (ISSO/CCITT) Still Image Compression Standard". *Communications of the ACM*, v. 34, n. 4, p. 30-44.