

**Artigo Original**

recebido: 18/10/1999 e aceito em 20/04/2000

**Um esquema de compressão de ECG utilizando seleção de picos e transformada cosseno discreta**

*An ECG compression method using peak selection and discrete cosine transform*

**L.V. Batista**

Professor Assistente,  
Departamento de Informática/CCEN/UFPB e  
Mestrado em Engenharia Biomédica/NETEB/CCS/UFPB  
e-mail: leovidal@zaz.com.br

**E.U.K. Melcher**

Professor Adjunto,  
Departamento de Sistemas e Computação/CCT/UFPB  
e COPELE/UFPB

**L.C. Carvalho**

Professor Adjunto,  
Mestrado em Engenharia Biomédica/NETEB/CCS/UFPB

**Resumo**

Um novo método de compressão de eletrocardiogramas, envolvendo aproximação poligonal do sinal, transformada cosseno discreta (*discrete cosine transform - DCT*) e codificação aritmética é proposto neste trabalho. Neste método, que prioriza a qualidade da reconstrução, a aproximação poligonal do sinal é realizada por um compressor *Fan* modificado, e a DCT do erro entre esta aproximação e o sinal original é calculada e processada por um filtro passa-baixas. Os parâmetros do compressor consistem no erro máximo permitido entre a aproximação poligonal e o sinal original e na frequência de corte do filtro. O compressor foi testado com diversas combinações destes dois parâmetros, e a distorção introduzida pelo processamento foi aferida pelo percentual da raiz média quadrática das diferenças (*Percent Root-Mean-Square Difference - PRD*) e por inspeção visual. A qualidade das reconstruções, com razões de compressão variando de 4,5:1 a 6,8:1 para PRD em torno de 3%, indica que o método atinge os objetivos, preservando a morfologia dos complexos, intervalos e segmentos clinicamente importantes do sinal original.

**Palavras-chave:** Algoritmo *Fan*; Codificação Aritmética; Compressão de ECG; DCT.

**Abstract**

*A new electrocardiogram compression method, using polygonal approximation of the signal, discrete cosine transform (DCT) and arithmetic coding is proposed here. The polygonal approximation is created using a modified version of the Fan compressor, and the DCT of the error between this approximation and the original signal is calculated and processed by a low-pass filter. The parameters of the compressor are the maximum allowed error between the line segments and the original signal and the cut-off frequency of the filter. The compressor was tested with various combinations of these parameters. The distortion was measured by the percent root-mean-square difference (PRD) and the reconstructed signals were visually inspected. The results, with compression ratios ranging from 4.5:1 to 6.8:1 and PRD close to 3%, shows that the method allows to emphasize the quality of the reconstruction, preserving the morphology of clinically important complexes, intervals and segments of the original signal.*

**Keywords:** Arithmetic Coding; DCT; ECG Compression; Fan Algorithm.

## Introdução

Com o objetivo de reduzir os requisitos de armazenamento e transmissão de eletrocardiogramas digitalizados, numerosas técnicas de redução das redundâncias naturalmente presentes nestes sinais têm sido propostas nos últimos 30 anos, sendo relatadas razões de compressão (RC) que variam de 2:1 a 40:1 (Jalaledine *et al.*, 1990; Cárdenas-Barrera e Lorenzo-Ginori, 1999). A utilização de compressores com perdas no caso específico de sinais biológicos utilizados para diagnósticos deve ser feita de maneira criteriosa, mantendo-se um rigoroso controle das distorções introduzidas pelo processamento, de forma a preservar as informações clinicamente importantes.

A distorção introduzida pelo processamento é normalmente avaliada pelo Percentual da Raiz Média Quadrática das Diferenças, *Percent Root-Mean-Square Difference* (Tompkins *et al.*, 1993), ou PRD, dada por:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [S(n) - S'(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [S(n)]^2}} \times 100\% \quad (1)$$

onde  $N$  é o número de amostras do sinal e  $S(n)$  e  $S'(n)$  são, respectivamente, o valor da amostra  $n$  do sinal original e do sinal descomprimido, em  $mV$ . Apesar de muito utilizada como medida de distorção, a PRD nem sempre reflete fielmente a qualidade da reconstrução, de forma que os resultados obtidos devem ser também avaliados por inspeção visual.

Uma comparação precisa entre os diversos métodos de compressão descrito na literatura especializada torna-se difícil, pois os resultados relatados dependem grandemente de vários fatores, como frequência de amostragem,  $f_s$ , número de bits por amostra e, principalmente, dos registros de ECG utilizados para os testes. Como exemplo, para valores de PRD muito próximos a 5%, um determinado esquema de compressão baseado na transformada cosseno discreta (Poel, 1999), quando aplicado em um conjunto de 34 sinais de ECG diferentes, resultou em uma RC mínima de 2,18:1 e uma RC máxima de 28,92:1. Muitas vezes, também, a descrição do método não especifica claramente como se dá a representação da informação no sinal comprimido.

Jalaledine *et al.* (1990) sugerem, como protocolo mínimo para apresentação dos resultados de esquemas de compressão de ECG, uma descrição do método empregado, a especificação da frequência de amostragem e da resolução dos sinais, a PRD e a RC.

A título de ilustração, a Tabela 1 apresenta resultados obtidos por diversos esquemas de compressão de ECG onde todos os dados acima foram especificados. Todas os esquemas propostos indicam um compromisso entre razão de compressão e distorção, ou seja, o aumento da RC além de um certo ponto resulta em um aumento na distorção introduzida no sinal pelo processamento (Hamilton, 1993).

Os métodos de compressão de ECG são normalmente classificados em três grandes grupos (Jalaledine *et al.*, 1990; Tompkins *et al.*, 1993; Cárdenas-Barrera e Lorenzo-Ginori, 1999): compressão direta, codificação de transformada e métodos de extração de parâmetros. Apenas as duas primeiras classes são relevantes para o presente trabalho, e serão brevemente descritas a seguir.

Na compressão direta, tenta-se reduzir a redundância entre amostras consecutivas do sinal. Normalmente, estas técnicas eliminam amostras que podem ser aproximadas analisando-se as amostras que as precedem ou sucedem. Por sua simplicidade e eficiência, esta abordagem inclui alguns dos mais populares compressores de ECG, como o AZTEC (Cox *et al.*, 1968), o *Turning Point* (Tompkins *et al.*, 1993) e o *Fan* (Tompkins *et al.*, 1993). Nos testes a que foi submetido, o *Fan* apresentou o melhor compromisso entre razão de compressão e fidelidade do sinal reconstruído, quando comparado com os demais compressores desta classe (Jalaledine *et al.*, 1990).

Na codificação de transformada, em geral, uma transformação linear ortogonal invertível é aplicada ao sinal, e procura-se reduzir a redundância presente nesta nova representação. Dentre as transformadas mais empregadas, pode-se citar a transformada de Karhunen-Loeve (Blanchett *et al.*, 1998); a transformada de Fourier (Al-Nashash, 1995); a transformada cosseno (Zou e Gallagher, 1994; Poel, 1999); a transformada de Walsh (Perez *et al.*, 1987); e a transformada Wavelet (Chen e Itoh, 1998; Hilton, 1997; Bradie, 1996; Zou e Gallagher, 1994; Crowe *et al.*, 1992).

Além da aplicação na área de compressão de ECG, a Transformada Cosseno Discreta (*Discrete Cosine Transform - DCT*) (Rao e Yip, 1990) tem sido intensamente empregada na compressão de imagens (Wallace, 1991), sinais de vídeo (Shen, 1997), e sinais de áudio (Hans, 1998).

Este trabalho propõe um novo método de compressão de ECG, que combina uma versão modificada, também proposta aqui, do algoritmo *Fan* com a DCT, procurando explorar os aspectos positivos

de ambos para preservar a qualidade do sinal após a descompressão. O objetivo básico é atingir a maior compressão possível, preservando-se ao máximo os componentes do sinal de ECG, como picos, complexos, segmentos, etc.

### O Método Proposto

O algoritmo Fan substitui as amostras do sinal original por segmentos de retas, de forma que a diferença entre as amostras eliminadas e os pontos correspondentes nos segmentos é sempre menor que um determinado limiar  $\epsilon$ . Em geral, quanto maior  $\epsilon$ , maiores são a compressão e a distorção introduzida. O arquivo gerado pelo Fan consiste nas amplitudes das amostras iniciais e finais de cada segmento, e nos comprimentos dos segmentos, representados pelo número de pontos que os constituem.

Para razões de compressão (RC) relativamente elevadas, o algoritmo Fan normalmente preserva as variações bruscas no sinal, mas distorce consideravelmente as componentes de baixa frequência. Para RC's muito elevadas, alguns máximos e mínimos importantes do sinal original são atenuados ou mesmo eliminados. A modificação proposta no Fan, apresentada na seção seguinte, procura preservar, de maneira mais eficiente, os máximos e mínimos do sinal.

A aplicação da DCT produz uma seqüência de coeficientes que representam os componentes de frequência do sinal original. No caso do ECG, a importância destes coeficientes tende a decrescer com o aumento da frequência, de forma que componentes de frequência mais altas podem ser descartados sem distorções consideráveis no sinal. Quanto maior o número de coeficientes descartados, maior a razão de compressão e maior a degradação, principalmente nas transições mais bruscas do sinal original. As baixas frequências, no entanto, são em geral bem preservadas.

Percebe-se, assim, que o Fan e os compressores baseados em DCT apresentam características complementares no que diz respeito à preservação das componentes de frequência. O compressor aqui proposto, cujo diagrama em blocos está apresentado na Figura 1, procura explorar este fato para reduzir a distorção do sinal descomprimido. As seções seguintes descrevem detalhadamente todas as etapas envolvidas no processo de compressão.

O descompressor que, de maneira geral, executa as operações inversas do compressor, é apresentado na Figura 2. No entanto, a operação de filtragem usada no compressor envolve arredondamentos e portanto não é invertível.

**Tabela 1.** Resultados de diversos métodos de compressão de ECG

Método	RC	PRD (%)	$f_s$ (Hz)	Resolução (bits)
AZTEC (Cox <i>et al.</i> , 1968)	10,0:1	28,0	500	12
DPCM – Predição linear, interpolação, codificação de entropia (Stewart <i>et al.</i> , 1973)	7,8:1	3,5	500	8
CORTEZ (Abenstein e Tompkins, 1982)	4,8:1	7,0	200	12
Seleção de picos (Spline) com codificação de entropia (Imai <i>et al.</i> , 1985)	10,0:1	14,0	500	8
Descritores de Fourier (Reddy e Murthy, 1986)	7,4:1	7,0	250	12
QV Classificada (Mammen e Ramamurthi, 1990)	8,6:1	24,5	200	12
MSAPA/CSAPA (Huang <i>et al.</i> , 1992)	5,0:1	3,5	250	8
Redes neurais BP e PCA (Nagasaka e Iwata, 1993)	20,0:1	13,0	360	11
TP (Tompkins <i>et al.</i> , 1993)	2,0:1	5,3	200	12
Predição de longa duração (Nave e Cohen, 1993)	28,17:1	10,0	250	8
QV de coeficientes <i>Wavelet</i> (Anant <i>et al.</i> , 1995)	10,0:1	5,5	360	11
Algoritmos de compressão baseados em <i>Cycle pool</i> (Barlas e Skordalakis, 1996)	12,0:1	11,0	200	12
DCT quantizada, RLE, codificação de entropia (Poel, 1999)	10,5:1	5,0	360	11
<i>Mean-shape VQ</i> (Cárdenas-Barrera e Lorenzo-Ginori, 1999)	9,6:1	4,1	500	11
Corte e alinhamento de batimentos/DCT 2D (Lee e Buckley, 1999)	6,0:1	3,3	250	12

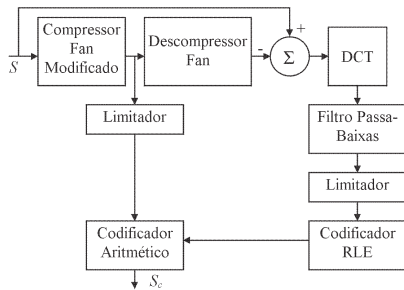


Figura 1. Diagrama em blocos do compressor proposto.

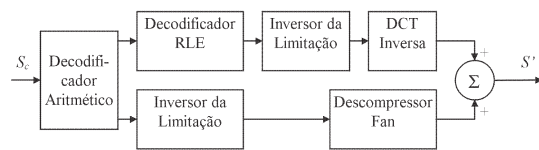


Figura 2. Diagrama em blocos do descompressor.

### O Compressor Fan Modificado

O algoritmo Fan substitui as amostras do sinal original por segmentos de retas, de forma que a diferença entre as amostras eliminadas e os pontos correspondentes nos segmentos é sempre menor que um determinado limiar  $\epsilon$ . Esta restrição não garante que os extremos dos segmentos sejam pontos de máximo ou mínimo locais ou do segmento como um todo. Se  $P_i$  e  $P_j$  são, respectivamente, o primeiro e o último ponto de um determinado segmento encontrado pelo Fan, o Fan modificado define dois critérios extras que, aplicados sucessivamente, reposicionam o ponto final em  $P_j'$  e, finalmente, em  $P_j''$ , de tal forma que  $P_i$  e  $P_j''$  são sempre pontos de máximo ou mínimo locais. Os critérios aplicados são os seguintes:

**Critério 1** - Se  $P_j$  é um máximo ou mínimo local, ou tem o menor ou maior valor de todo o segmento, então  $P_j' = P_j$ . Caso contrário,  $P_j'$  será o último máximo ou mínimo local do sinal na região do segmento, como apresentado nas Figuras 3a e 3b.

**Critério 2** - Se o sinal apresentar, na região do segmento obtido após a aplicação do critério 1, um ou mais máximos locais com valor superior ao de  $P_i$  e  $P_j'$ , ou um ou mais mínimos locais com valor inferior a  $P_i$  e  $P_j'$ ,  $P_j''$  será o primeiro destes pontos. Caso contrário,  $P_j'' = P_j'$ . A Figura 3c ilustra o resultado da aplicação deste critério quando há um mínimo local cujo valor é inferior tanto a  $P_i$  quanto a  $P_j'$ .

Deve-se ressaltar que uma das principais características do Fan, ou seja, a garantia de um erro máximo menor ou igual a  $\epsilon$ , é preservada no Fan modificado.

### O Descompressor Fan

O descompressor Fan usado é o tradicional (Tompkins et al., 1993) realizando uma interpolação linear entre os extremos dos segmentos definidos pelo compressor Fan modificado.

### A DCT

A DCT é aplicada sobre a diferença entre o sinal original e a aproximação poligonal gerada pelo descompressor Fan. Para reduzir o processamento efetuado para o cálculo da DCT, além do emprego de um algoritmo rápido (Fast Discrete Cosine Transform - FDCT), o sinal é particionado em blocos de 4096 amostras, e todo o processamento é realizado bloco a bloco. Testes preliminares demonstraram que, para uma dada distorção, quanto maior o bloco, maior a compressão. No entanto, acima de 4096 amostras, o ganho obtido com o aumento no tamanho dos blocos é insignificante.

### O Filtro Passa-Baixas

O filtro empregado neste trabalho é derivado de um filtro Butterworth de quarta ordem. Cada coeficiente  $c_k$  da DCT é multiplicado por  $H(k)$ ,  $k = 0, 1, \dots, 4095$ , da função de transferência do filtro, dada por

$$H(k) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{k}{k_c}\right)^8}}, \quad k = 0, 1, \dots, 4095 \quad (2)$$

onde  $k_c$  está relacionado com a frequência de corte  $f_c$  do filtro, sendo um dos parâmetros do compressor, permitindo aumentar ou reduzir a RC e, consequentemente, a qualidade da reconstrução do sinal. O resultado da multiplicação é então arredondado, o que introduz perdas irreversíveis no processo, de forma que o sinal reconstruído pelo descompressor,  $S'$ , é uma aproximação do sinal original,  $S$ .

### O Limitador

Para aumentar a RC, foram realizados processamentos extras sobre os extremos e os comprimentos dos segmentos gerados pelo Fan modificado, e sobre os coeficientes filtrados da DCT, antes da codificação aritmética, como descrito a seguir.

Primeiramente, cada extremo é substituído pela diferença entre ele e o seu antecessor. Após esta

operação, observa-se que a maior parte destas diferenças podem ser representados por valores no intervalo  $(-126, 126)$ . Assim, todas as diferenças são representados por um único *byte*, quando seus valores se encontram nos intervalos acima definidos, ou por uma seqüência de 2 ou mais *bytes* caso contrário. Uma diferença de extremos com valor  $d$  menor que  $-126$  é representada pela seqüência de  $n$  *bytes*  $(-127, -127, \dots, -127, d')$ , com  $d'$  no intervalo  $(-126, 0)$  e  $(n-1)*(-127) + d' = d$ . Por exemplo, uma diferença de valor  $-130$ , é representada pelo par  $(-127, -3)$ . Um valor  $d$  maior que  $126$ , por outro lado, será representado pela seqüência de  $n$  *bytes*  $(127, 127, \dots, 127, d')$ , com  $d'$  no intervalo  $(0, 126)$  e  $(n-1)*127 + d' = d$ .

Analogamente, praticamente todos os comprimentos de segmentos de retas gerados pelo Fan modificado podem ser representados por valores no intervalo  $(1, 254)$ . Um valor de comprimento de segmento de reta,  $cs$ , maior que  $254$  é representado pela seqüência de  $n$  *bytes*  $(255, 255, \dots, 255, cs')$ , com  $cs'$  no intervalo  $(0, 254)$  e  $(n-1)*255 + cs' = cs$ .

Para os coeficientes DCT filtrados vale a mesma observação que para as diferenças dos extremos dos segmentos, e um processamento análogo ao anterior é realizado, com a representação por um único *byte* de valores no intervalo  $(-126, 126)$ , e por uma seqüência de *bytes* para valores fora deste intervalo.

### O Codificador RLE

Após a filtragem, arredondamento e limitação, as seqüências de valores repetidos se tornam freqüentes, de forma que uma codificação por comprimento de seqüência (Run Length Encoding - RLE) é também realizada antes da codificação aritmética. O RLE aqui empregado substitui uma seqüência de  $c$  valores iguais a  $b$ , com  $3 < c \leq 255$ , pelos três *bytes*  $(-128, c, b)$ . O valor  $-128$  é utilizado como um indicador que informa que o *byte* que se segue é um contador de repetições, e não um valor de coeficiente DCT.

### O Codificador Aritmético

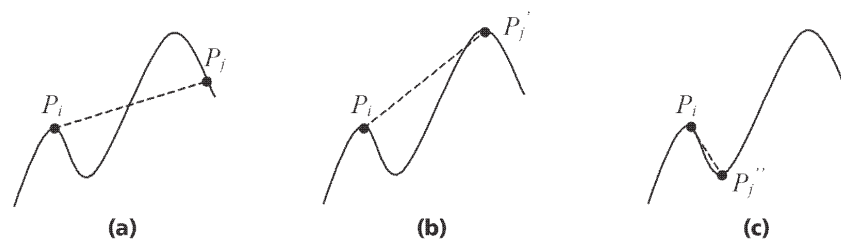
Como etapa final do processo de compressão, os valores gerados são processados por um codificador aritmético semi-adaptativo (Bell *et al.*, 1993). Uma tabela contendo as freqüências de ocorrência de cada valor possível é incluído em um cabeçalho do arquivo comprimido,  $Sc$ , para permitir a decodificação aritmética.

### Resultados

Os ECG's utilizados nos testes consistem em 60 segundos do canal 0 dos registros 100, 101, 102, 103 e 119 e do canal 1 do registro 107 do MIT/BIH *Arrhythmia Database*. Todos estes sinais foram amostrados a 360 Hz, com 11 bits por amostra.

Para preservar a qualidade da reconstrução, procurou-se manter a PRD em níveis próximos a 3%. Nos experimentos aqui descritos foram considerados quatro valores para a freqüência de corte  $f_c$  do filtro passa-baixas, obtidos a partir de testes preliminares:  $f_{c1} = 9$  Hz,  $f_{c2} = 13,5$  Hz,  $f_{c3} = 18$  Hz e  $f_{c4} = 22,5$  Hz. Estes números correspondem a 5%, 7,5%, 10% e 12,5% da freqüência máxima presente nos sinais que, no caso dos registros utilizados, é de 180 Hz. Para cada registro foram definidos, então, quatro valores diferentes para  $\epsilon$ , representados por  $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$  e  $\epsilon_4$ , de forma a obter uma PRD próxima de 3% para cada freqüência de corte. Em outras palavras, definiu-se  $\epsilon_i$  de forma que a compressão com os pares  $(\epsilon_1, f_{c1}), (\epsilon_2, f_{c2}), (\epsilon_3, f_{c3})$  e  $(\epsilon_4, f_{c4})$  resultam sempre em uma PRD próxima de 3%. Todas as combinações dos quatro valores de  $\epsilon$  assim obtidos e das quatro freqüências de corte previamente selecionadas foram então utilizadas nos testes, e os resultados estão resumidos nas Tabelas 2, 3, 4, 5, 6 e 7, que informam as razões de compressão e as PRD's obtidas.

A Figura 4 apresenta os 8 primeiros segundos do canal 0 do registro 101 e as reconstruções obtidas após compressão e descompressão empregando os pares



**Figura 3.** Definição de um segmento de reta para um trecho de sinal aplicando (a) o algoritmo Fan; (b) o critério 1; e (c) o critério 2

$(\epsilon_1, f_{c1})$ ,  $(\epsilon_2, f_{c2})$ ,  $(\epsilon_3, f_{c3})$  e  $(\epsilon_4, f_{c4})$ . Observe-se que dois pares diferentes que produzem uma mesma PRD resultam em diferenças significativas nos traçados dos sinais reconstruídos, o que evidencia as limitações no emprego da PRD como medida de distorção.

Em todos os sinais testados, observou-se que as reconstruções de melhor qualidade foram obtidas com  $(\epsilon_2, f_{c2})$  e  $(\epsilon_3, f_{c3})$ . As Figuras 5, 6, 7, 8 e 9 apresentam os demais registros utilizados e os resultados obtidos com o emprego do par de parâmetros  $(\epsilon_3, f_{c3})$ .

### Discussão e conclusão

O presente trabalho apresentou um novo método para compressão de ECG baseado em uma versão modificada do tradicional algoritmo *Fan*, também proposta

aqui, e na DCT do erro entre a reconstrução obtida pelo descompressor *Fan* e o sinal original.

As modificações propostas no algoritmo *Fan*, que levam a um pequeno acréscimo no tempo de processamento, resultam em uma melhor preservação dos picos do sinal. Isto ocorre porque o algoritmo modificado inclui um método de detecção de um máximo ou um mínimo local importante, que o algoritmo *Fan* original não preserva.

A aproximação poligonal, efetuada por diversos compressores de ECG, introduz alterações visualmente importantes na morfologia do sinal, mesmo para valores reduzidos de PRD. Assim, a utilização isolada destas técnicas ficam restritas a baixas compressões, principalmente quando a prioridade

**Tabela 2.** Registro 100, Canal 0

	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1=10$	<b>2,97</b>	6,86	2,72	6,15	2,54	5,64	2,42	5,29
$\epsilon_2=12$	3,35	7,30	<b>3,04</b>	6,41	2,81	5,78	2,66	5,44
$\epsilon_3=14$	3,72	7,66	3,35	6,61	<b>3,09</b>	6,01	2,89	5,62
$\epsilon_4=16$	3,97	8,07	3,56	6,86	3,26	6,19	<b>3,05</b>	5,77

**Tabela 3.** Registro 101, Canal 0

$\epsilon$	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1= 7$	<b>3,08</b>	4,53	2,87	4,24	2,70	4,00	2,58	3,81
$\epsilon_2= 8$	3,34	5,01	<b>3,10</b>	4,59	2,93	4,29	2,80	4,06
$\epsilon_3= 9$	3,55	5,42	3,29	4,93	<b>3,11</b>	4,59	2,97	4,33
$\epsilon_4=10$	3,75	5,74	3,47	5,19	3,26	4,78	<b>3,12</b>	4,51

**Tabela 4.** Registro 102, Canal 0

$\epsilon$	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1= 6$	2,91	5,11	2,70	4,74	2,55	4,44	2,44	4,25
$\epsilon_2= 8$	3,33	6,26	3,08	5,72	2,90	5,24	2,79	4,93
$\epsilon_3= 9$	3,49	6,66	3,23	6,03	3,05	5,48	2,91	5,15
$\epsilon_4=10$	3,75	7,00	3,36	6,28	3,15	5,69	3,02	5,33

recai sobre a preservação da qualidade. O esquema aqui proposto reduz este problema, incluindo na seqüência comprimida os componentes de baixa frequência da DCT do erro entre a aproximação poligonal e o sinal original. Com isso, o descompressor pode adicionar a parte relativa aos componentes de baixa frequência à aproximação poligonal, obtendo-se um sinal com níveis de distorção menor e com um aspecto morfológico muito mais próximo do traçado eletrocardiográfico convencional.

Poel (1999) realizou uma avaliação de uma combinação do compressor *Fan* com o codificador de Huffman, obtendo, para os mesmos registros aqui utilizados, uma RC média de 5,86:1, com PRD mantida próxima a 5%. Apesar do valor relativamente

reduzido da PRD, as reconstruções apresentam uma aparência pouco natural, sendo visíveis as retas que constituem o sinal após a descompressão. Outros trabalhos também mostram esta característica do *Fan*. Percebe-se ainda uma atenuação de amplitude em partes importantes do traçado. Por outro lado, com o par de parâmetros  $(\epsilon_1, f_{c1})$ , a RC média aqui obtida ficou em 5,64:1, com PRD sempre muito próxima a 3% e qualidade visual muito superior aos resultados obtidos com o *Fan*. Empregando o par de parâmetros  $(\epsilon_4, f_{c1})$ , obtém-se uma RC média de 6,89:1, com PRD média de 4%.

Como se poderia esperar, a medida em que  $\epsilon$  diminui e  $f_c$  aumenta, a RC e a PRD tendem a diminuir, conforme pode ser observado nas Tabelas de 2 a 6.

**Tabela 5.** Registro 103, Canal 0

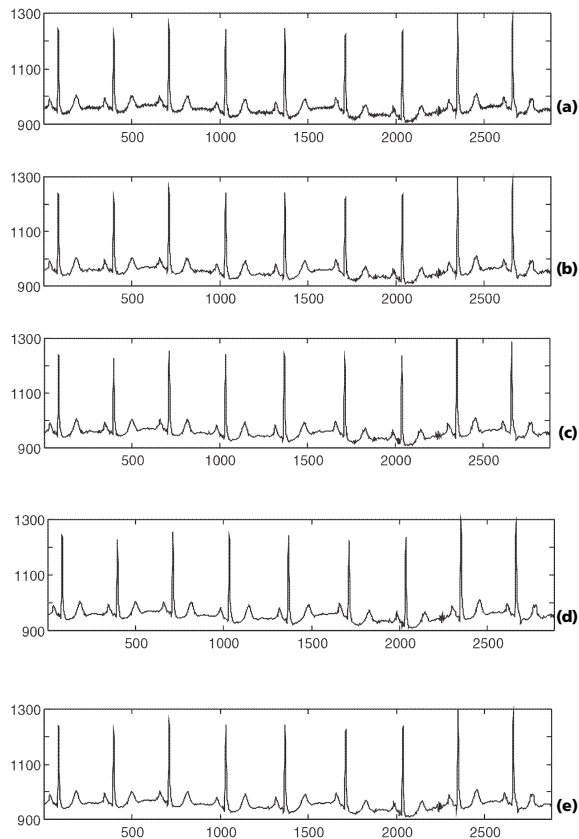
$\epsilon$	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1=9$	3,01	5,54	2,69	5,05	2,49	4,72	2,37	4,48
$\epsilon_2=11$	3,38	6,04	3,00	5,41	2,76	5,01	2,62	4,71
$\epsilon_3=13$	3,71	6,47	3,28	5,72	2,99	5,24	2,82	4,92
$\epsilon_4=15$	4,00	6,77	3,52	5,91	3,19	5,41	2,99	5,05

**Tabela 6.** Registro 107, Canal 1

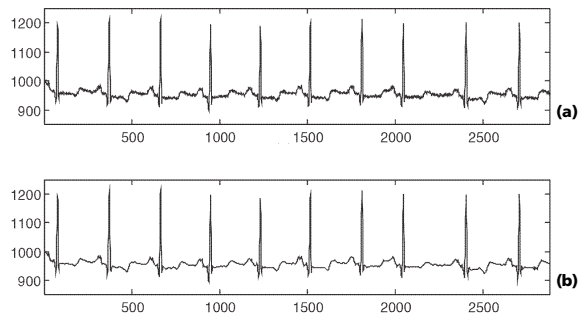
$\epsilon$	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1=15$	2,96	6,15	2,64	5,38	2,41	4,91	2,24	4,56
$\epsilon_2=19$	3,44	6,50	3,00	5,53	2,71	5,04	2,50	4,66
$\epsilon_3=25$	3,97	6,75	3,38	5,76	3,00	5,16	2,75	4,76
$\epsilon_4=33$	4,69	6,90	3,78	5,88	3,26	5,19	2,98	4,77

**Tabela 7.** Registro 119, Canal 0

$\epsilon$	Frequência de Corte (Hz)							
	$f_{c1} = 9$		$f_{c2} = 13,5$		$f_{c3} = 18$		$f_{c4} = 22,5$	
	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC	PRD	RC
$\epsilon_1=35$	2,99	6,79	2,50	5,82	2,17	5,16	1,87	4,69
$\epsilon_2=45$	3,58	6,93	3,00	5,91	2,59	5,18	2,19	4,69
$\epsilon_3=54$	4,15	7,08	3,52	6,02	3,01	5,19	2,54	4,56
$\epsilon_4=66$	5,06	7,11	4,32	6,03	3,63	5,15	3,00	4,49



**Figura 4.** (a) Oito segundos do canal 0 do registro 101; reconstruções com (b)  $\epsilon = 7$  e  $f_c = 9$ ; (c)  $\epsilon = 8$  e  $f_c = 13,5$ ; (d)  $\epsilon = 9$  e  $f_c = 18$ ; (e)  $\epsilon = 10$  e  $f_c = 22,5$



**Figura 5.** (a) Oito segundos do canal 0 do registro 100 e (b) reconstrução com  $\epsilon = 14$  e  $f_c = 18$

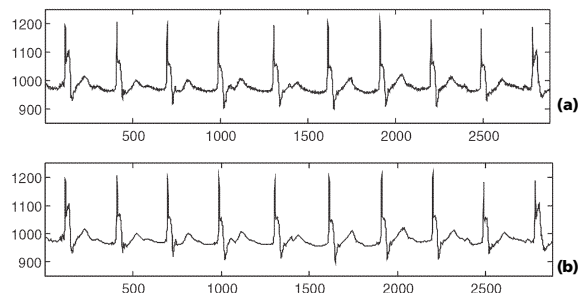
Assim, o emprego dos parâmetros  $(\epsilon, f_c)$  resultou na melhor qualidade de reconstrução, com PRD média de 2,41% e, ao mesmo tempo, na menor compressão, com RC média de 4,48:1.

Para os testes, foram selecionados alguns sinais patológicos, um sinal de marcapasso e um registro normal. Em todos os casos, percebe-se uma excelente

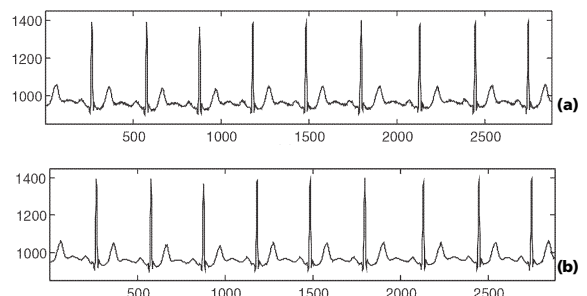
preservação dos complexos QRS e de praticamente todos os detalhes importantes dos sinais, bem como do aspecto natural do ECG. Destaque-se também a preservação das espículas do sinal de marcapasso (registro 107). As Figuras de 4 a 8 indicam que parte da PRD de 3% deve-se à atenuação do ruído presente nos sinais originais.

Em princípio a inclusão de coeficientes da DCT no sinal comprimido tende a reduzir a compressão quando comparado ao algoritmo *Fan*. No entanto, a inclusão destes coeficientes permite utilizar valores de  $\epsilon$  e  $f_c$  bastante elevados (alta compressão para o resultado do *Fan*), que se fossem empregados no *Fan* original resultariam em distorções absolutamente inaceitáveis.

A análise visual dos sinais processados indica que o método apresentado atinge os objetivos propostos, preservando a morfologia dos complexos, intervalos e segmentos clinicamente importantes do sinal original.

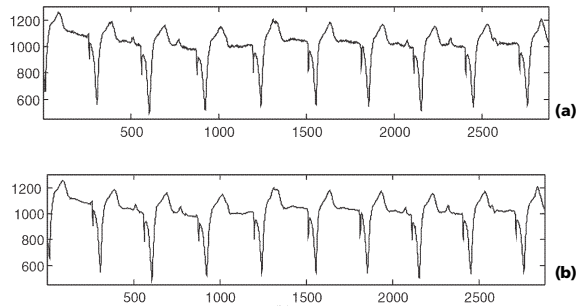


**Figura 6.** (a) Oito segundos do canal 0 do registro 102 e (b) reconstrução com  $\epsilon = 9$  e  $f_c = 18$

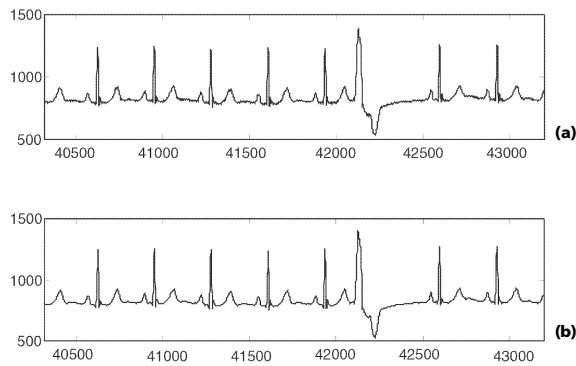


**Figura 7.** (a) Oito segundos do canal 0 do registro 103 e (b) reconstrução com  $\epsilon = 13$  e  $f_c = 18$





**Figura 8. (a)** Oito segundos do canal 1 do registro 107 e **(b)** reconstrução com  $\varepsilon = 25$  e  $f_c = 18$



**Figura 9. (a)** Oito segundos do canal 0 do registro 119 e **(b)** reconstrução com  $\varepsilon = 54$  e  $f_c = 18$

## Referências

- Abenstein, J., Tompkins, W. (1982). "New Data-reduction Algorithm for Real-time ECG Analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-29, n. 1, p. 43-48.
- Al-Nashash, H. (1995). "A Dynamic Fourier Series for the Compression of ECG Using FFT and Adaptive Coefficient Estimation", *Med. Eng. Phys.*, v. 17, n. 3, p. 197-203.
- Anant, K., Dowla, F., Rodrigues, G. (1995). "Vector Quantization of ECG Wavelet Coefficient", *IEEE Signal Processing Lett.*, v. 2, n. 7, p. 129-131.
- Barlas, G., E. Skordalakis, A (1996). "Novel Family of Compression Algorithms for ECG and Other Semiperiodical, One-Dimensional, Biomedical Signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 8, p. 820-828.
- Bell, T., Cleary, J., Witten, I. (1990). *Text Compression*, Englewood Cliffs:Prentice Hall, Prentice Hall Advanced Reference Series – Computer Science.
- Blanchett, T., Kember, C., Fenton, G. (1998). "KLT-Based Quality Controlled Compression of Single-Lead ECG", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 7, p. 942-945.
- Bradie, B. (1996). "Wavelet Packet-Based Compression of Single Lead ECG", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 5, p. 493-501.
- Cárdenas-Barreras, J., Lorenzo-Ginori, J. (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.
- Cox, J., Nolle, F., Fozzard, H., Oliver, G. (1968). "AZTEC: A Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-15, n. 2, p. 128-129.
- Crowe, J., Gibson, N., Woolfson, M., Somekh, M. (1992). "Wavelet Transform as a Potential Tool for ECG Analysis and Compression", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 14, n. 3, p. 268-272.
- Hamilton, P. (1993). "Adaptive Compression of the Ambulatory Electrocardiogram", *Biomedical Instrumentation & Technology*, v. 27, n. 1, p. 56-63.
- Hans, M. (1998). *Optimization of Digital Audio for Internet Transmission*, Ph.D. Thesis, Georgia Institute of Technology.
- Hilton, M. (1997). "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 44, n. 5, p. 394-402.
- Huang, X., English, M., Vincent, R. (1992). "Fast ECG Data Compression Algorithms Suitable for Microprocessor Systems", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 14, n. 1, p. 64-68.
- Imai, H., Kimura, N., Yoshida, Y. (1985). "An Efficient Encoding Method for Electrocardiography using Spline Functions", *Syst. Comput. Japan*, v. 16, n. 3, p. 85-94.
- Jalaleddine, S., Hutchens, G., Strattan, R., Coberly, W. (1990). "ECG Data Compression Techniques - A Unified Approach". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 4, p. 329-343.
- Lee, H., Buckley, K. (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.
- Mammen, C., Ramamurthi, B. (1990). "Vector Quantization for Compression of Multichannel ECG", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 9, p. 821-825.
- Nagasaka, Y., Iwata, A. (1993). "Data Compression of Long Time ECG Recording using BP and PCA Neural

- Networks", *IEICE Transf. Inform. Syst.*, v. E76-D, n. 12, p. 1434-1442.
- Nave, G., Cohen, A. (1993). "ECG Compression Using Long-Term Prediction", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 9, p. 877-885.
- Perez, T., Stefanelli, M., D'Alvano, F. (1987). "ECG Data Compression via Exponential Quantization of the Walsh Spectrum", *Journal of Clinical Engineering*, v. 12, n. 5, p. 373-378.
- Poel, J. (1999). *Compressão de Sinais de Eletrocardiograma*, Dissertação de Mestrado, Mestrado em Engenharia Biomédica, NETEB/UFPB, João Pessoa, 164p., maio.
- Rao, K., Yip, P. (1990). *Discrete Cosine Transform – Algorithms, Advantages, Applications*, San Diego: Academic Press.
- Reddy, B., Murthy, I. (1986). "ECG Data Compression using Fourier Descriptors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 33, n. 4, p. 428-434.
- Shen, K. (1997). *A Study of Real-Time and Rate Scalable Image and Video Compression*, Tese de Doutorado, Purdue University.
- Stewart, D., Dower, G., Suranyi, O. (1973). "An ECG Compression Code", *J. Electrocardiol.*, v. 6, n. 2, p. 175-176
- Tompkins, W. (Editor) (1993). *Biomedical Digital Signal Processing*, Englewood Cliffs:Prentice Hall.
- Wallace, G. (1991). "The JPEG Still Picture Compression Standard", *Communications of the ACM*, v. 34, n. 4, p. 30-44.
- Zou, F., Gallagher, R. (1994). "ECG Data Compression with Wavelet and Discrete Cosine Transforms", *Biomed. Sci. Instrum.*, n. 30, p. 57-62.