

Sobre a Parametrização do Dicionário de Bateman na Compressão de Sinais de Atividade Eletrodérmica via Decomposições Atômicas

Paulo Victor M. R. Huguenin de Lima, Michel Pompeu Tcheou e Lisandro Lovisolo

Resumo—O crescimento da oferta e uso de dispositivos vestíveis que embarcam sensores de sinais biomédicos, dentre eles a atividade eletrodérmica (EDA), requerem ferramentas capazes de representá-los e comprimi-los eficientemente. O propósito engloba medir, armazenar e transmitir sinais EDA a partir desses dispositivos, monitorando a atividade corpórea humana. Neste trabalho, considera-se a representação dos fenômenos biológicos em sinais de EDA e um codificador com perdas baseado em decomposição atômica via *Matching Pursuit* com o dicionário de *Bateman*. Investigamos a discretização adequada dos parâmetros para compor um dicionário fixo e a respectiva alocação de bits que conjuguem representações esparsas e maior compacidade.

Palavras-Chave—Atividade Eletrodérmica, Representação Esparsa, *Matching Pursuit*, Codificador Aritmético, Compressão de sinais

Abstract—The growth in the supply and use of wearable devices with embedded biomedical signal sensors, including electrodermal activity (EDA), requires and demands tools capable of representing and compressing them efficiently. The purpose includes measuring, storing and transmitting EDA signals from these devices, monitoring human body activity connectedly. In this work, considering the representation of biological phenomena in EDA signals, a lossy encoder based on atomic decomposition via *Matching Pursuit* with the *Bateman's* dictionary is studied. We investigate the adequate discretization of the parameters to compose a fixed dictionary and the respective allocation of bits that combine sparse representations and greater compactness.

Keywords—Electrodermal Activity, Sparse Representation, *Matching Pursuit*, Arithmetic Coder, Signal Compression

I. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o aumento da quantidade de dispositivos vestíveis com sensores capazes de captar e processar sinais fisiológicos provenientes do corpo humano, como a Atividade Eletrodérmica (EDA), o Eletrocardiograma (ECG), vem requerendo a proposição de maneiras eficientes de representar, analisar e comprimir esses sinais [1], [2], [3]. Na área da saúde, por exemplo, esses dispositivos permitem monitorar as condições físicas e psicológicas de um paciente durante as atividades diárias [4]. Esses dispositivos permitem um monitoramento contínuo e ubíquo, porém seu impacto depende de especialistas (ou sistemas especialistas) capazes de analisá-los, e a compressão de qualidade para armazenamento e transmissão fidedigna dos sinais. Tais desafios requerem o desenvolvimento de ferramentas computacionais que processem e automatizem a análise/interpretação desses registros. Para isso,

Paulo Victor M.R. Huguenin de Lima, Michel P. Tcheou e Lisandro Lovisolo, Faculdade de Engenharia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro-RJ, Brasil, E-mails: pv.huguenin@gmail.com, mt-tcheou@uerj.br, lisandro@uerj.br

deve-se buscar modelos fisiológicos robustos que possibilitem representar, analisar e interpretar os sinais adquiridos de forma eficiente. Essa é a motivação para este trabalho. Atrelado a isso, os dispositivos vestíveis devem se encaixar no conceito de Internet das Coisas (IoT). Conectar-se à nuvem, permitindo o acesso por outros dispositivos (computador, celulares, monitores de médicos ou psicólogos) permitindo acompanhar em tempo real as condições físicas e psicológicas do paciente [5].

O presente estudo propõe um sistema de compressão de sinais de EDA – um parâmetro psicofisiológico que é amplamente utilizado em avaliações médicas como nível de estresse, ansiedade e respostas emocionais (dor, alegria), sendo um ótimo marcador para a aferição de emoções [4]. O sistema de compressão proposto é ilustrado na Fig. 1[6]. A decomposição atômica é usada para modelar e representar os sinais através de combinações lineares [3], [7], [8] de elementos parametrizáveis de um dicionário. Os parâmetros definem a forma dos elementos (átomos) empregados na representação do sinal. Após a decomposição, quantizam-se e codificam-se os parâmetros. Isso é feito usando quantizadores uniformes seguidos de uma codificação por entropia [9]. Investiga-se a parametrização do dicionário de *Bateman* empregado na representação de forma a obter bons compromissos entre a quantidade de átomos (esparsidade), taxa empregada e perdas no sinal reconstruído.

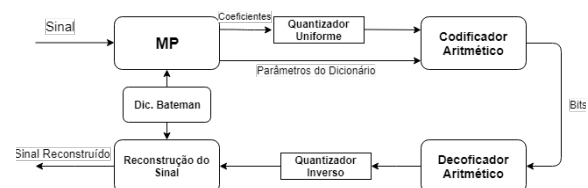


Fig. 1. Diagrama do sistema de compressão de sinais de EDA.

II. ATIVIDADE ELETRODÉRMICA

A atividade eletrodérmica (EDA) é o registro de alterações da resposta da condutância da pele (SCR - *Skin Conductance Response*) causadas, em grande parte, pela flutuação da atividade de glândulas sudoríparas. A Fig. 2 ilustra um exemplo de sinal de EDA. Ela é altamente sensível a uma grande variedade de estados psicofisiológicos (atenção, processamento de informação, respostas emocionais, dor e excitação, etc) sendo capaz de revelar ocorrências de eventos psicologicamente marcantes [10]. Para adquirir o sinal de EDA (em μS – micro-Siemens) normalmente utilizam-se dois eletrodos em contato

com a pele em pontas de dedos ou no pulso. Aplica-se uma tensão produzindo uma corrente elétrica pequena através do corpo.

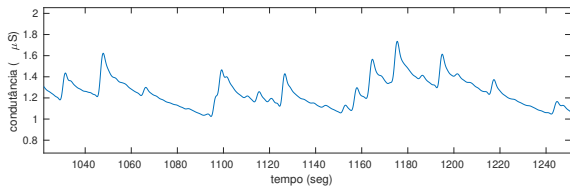


Fig. 2. Sinal de EDA.

A análise de sinais de EDAs considera duas componentes [11]. A componente tônica corresponde à variação lenta, crescente ou decrescente, do nível de condutância da pele ao longo do tempo. Já a componente fásica corresponde a uma variação mais abrupta e está associada a resposta de condutância da pele (SCR). Em geral, filtra-se a componente tônica do sinal de EDA que não fornece informação clara ou útil para diagnósticos de alteração psicológica. Assim, a análise do sinal de EDA é realizada com a componente fásica. Ela contém padrões bem definidos (SCRs) compostos por três partes [12]: tempo de subida, pico da resposta, e meio período de recuperação (ver Fig. 3). Observa-se que a subida é abrupta e o retorno à linha de base é razoavelmente lento. Para adultos saudáveis, o tempo de subida está normalmente entre 1 e 3 segundos, o limiar mínimo de pico está entre 0,01 e 0,05 μS , e o meio período de recuperação entre 2 e 10 segundos [12]. É possível ocorrerem SCR's compostos, um SCR surge antes da completa extinção do SCR anterior.

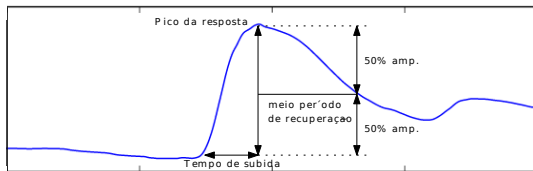


Fig. 3. Sinal de resposta de condutância da pele (SCR).

Como as componentes fásicas ocorrem geralmente de forma esparsa no tempo, mais ou menos a cada 2 minutos, é adequado aplicar métodos de decomposições esparsas para representá-las de maneira eficiente em termos de compressão e para extração de atributos.

A. Separação das Componentes do Sinal EDA

Devido a variação da componente tônica ser lenta, podemos usar uma regressão linear por métodos de Mínimos Quadrados (MMQ) [13] para obter uma reta que a represente. Para cada bloco do sinal x , encontra-se a reta que melhor se ajusta ao bloco impondo que a primeira amostra seja igual à última amostra da reta obtida para o bloco anterior. Portanto, há conexão entre as retas das componentes tônicas de blocos adjacentes. Por fim, subtrai-se a componente tônica aproximada do sinal original para obter a componente fásica.

III. DECOMPOSIÇÃO ATÔMICA DE SINAIS DE EDA

As decomposições atômicas têm como objetivo selecionar um subconjunto de elementos (átomos ou estruturas) - de um dicionário de formas de onda pré-definidas - a fim de aproximar um sinal usando uma combinação linear desses elementos. Considerando o dicionário D composto de átomos g_γ , um sinal x é aproximado usando M átomos via

$$x \approx \hat{x} = \sum_{i=1}^M \alpha_i g_{\gamma(i)}, \quad g_{\gamma(i)} \in D \quad (1)$$

Os átomos $g_{\gamma(i)}$ são indexados por $\gamma(i)$, e $\gamma : \mathbb{Z}^+ \rightarrow \{1, \dots, \#D\}$, $\#D$ é a cardinalidade - o número de elementos do dicionário D e portanto $\gamma(i) \in \{1, \dots, \#D\}$. O parâmetro α_i é o coeficiente que pondera $g_{\gamma(i)}$.

Decomposições atômicas permitem modelar sinais com distorção pequena, acurada, compacta e coerentemente [7], [8]. O algoritmo utilizado neste trabalho para obter essas decomposições é o *Matching Pursuit* (MP) que realiza aproximações sucessivas de sinais, buscando em um dicionário redundante a melhor aproximação a cada iteração [14].

A. Dicionário de Bateman

A escolha das funções protótipo que compõem o dicionário depende das características da classe de sinais a decompor. Deve-se utilizar elementos que sejam coerentes ou similares aos fenômenos ou padrões existentes no sinal alvo. A literatura aponta uma significativa correlação entre as funções de *Bateman* e os padrões presentes em EDAs [1], [3], [15].

O dicionário de Bateman é composto por átomos bi-exponenciais dadas por

$$g_\gamma(n) = K_\gamma (e^{-\rho(n-\tau)} - e^{-\eta(n-\tau)}) \times \cos(\phi), \quad (2)$$

onde $\gamma = (\rho, \eta, \tau, \phi)$ é o conjunto de parâmetros definidores do átomo, sendo η o crescimento, ρ o decaimento ($\eta > \rho$), τ o deslocamento, ϕ a fase; acima, K_γ é um fator de normalização.

B. Discretização dos parâmetros

Para obter um dicionário fixo e finito de átomos parametrizáveis, temos que discretizar os parâmetros dos átomos [8]. Quanto mais fina for a discretização, maior será a capacidade do dicionário para representar eficientemente os padrões intrínsecos do sinal. Contudo, isso provoca um aumento da complexidade do algoritmo de decomposição e da taxa de codificação em virtude do aumento da cardinalidade do dicionário. Por outro lado, se ela for muito grosseira, o casamento com os padrões presentes no sinal pode ser prejudicado.

O dicionário deve incorporar as características intrínsecas de sinais de EDA. Assim, o comportamento temporal dos sinais deve ser considerado na escolha da faixa de valores dos parâmetros dos átomos e suas discretizações [16], [15]. Considerando que um SCR dura de 10 a 30 segundos [10], [17] e a fim de representar uma grande variedade de SCR's, inicialmente os parâmetros dos dicionários são discretizados conforme [3]. A Tabela I representa essa discretização na qual chamamos de *Dic-Bateman-Completo* por apresentar intervalos largos e uma cardinalidade maior. Este dicionário é empregado como referência para a busca por uma parametrização

mais adequada dos parâmetros do dicionário de Bateman, uma que reduza a taxa de codificação sem comprometer a qualidade do sinal codificado.

TABELA I
SUPORTE E DISCRETIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO
DIC-BATEMAN-COMPLETO

Dicionário	Parâmetros	Intervalos
Dic-Bateman-Completo 1	ρ	$\{0,2;0,3;\dots;10\}$
	η	$\{0,2;0,3;\dots;10\}$
	τ	$\{0;1;\dots;512\}$
	ϕ	$\{0, \pi\}$
	Condições	$\rho < \eta$

C. Quantização e Codificação

A decomposição obtém um livro de estruturas (α_i, γ_i) [16], coeficientes e parâmetros dos átomos na decomposição. Para comprimir o sinal, o livro de estruturas é quantizado. Ao usarmos *Dic-Bateman-Completo*, por ser um dicionário finito, basta indexar os parâmetros de $\gamma_i=(\rho_i, \eta_i, \tau_i, \phi_i)$. Porém, o coeficiente α_i é quantizado uniformemente usando

$$x_q = I_x \times \Delta_q, \quad \text{com } I_x = \left\lfloor \frac{x + \frac{\Delta_q}{2}}{\Delta_q} \right\rfloor, \quad (3)$$

em que x_q representa o valor quantizado, I_x é o índice de quantização e Δ_q é o passo de quantização. Consideramos um quantizador uniforme *mid-rise* tal que

$$\Delta_q = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{2^{b_x} - 1}, \quad (4)$$

na qual x_{\max} e x_{\min} definem a faixa dinâmica e b_x é o número de bits alocados. Após a quantização, emprega-se o codificador aritmético para remoção de redundância estatística no livro de estruturas.

IV. EXPERIMENTOS E RESULTADOS

A. Configuração do Codificador

1) *Sinais de EDA*: Os sinais EDA foram extraídos da base de dados *Physionet* [2]. Usamos 10 sinais de EDA (sendo 5 usados para treinamento e 5 usados para teste) com aproximadamente 38 minutos de duração cada e taxa de amostragem de 8 Hz [2].

2) *Pré-processamento*: Os sinais são filtrados por um passa-baixa em 0,5Hz com a finalidade de remover componentes de frequências indesejadas, uma vez que há muita interferência [1]. Como se sabe que o sinal de EDA está concentrado em baixas frequências, remove-se as componentes indesejadas de frequências mais altas obtendo um sinal mais limpo. [15].

3) *Separação de Componentes*: A componente tônica é extraída conforme descrito na Seção II-A. Testamos os cenários com a divisão dos sinais em blocos de 256, 512 e 1024 amostras.

4) *Decomposição*: Para a decomposição, o sinal é dividido em blocos de 512 amostras não sobrepostos (com janela retangular). O critério de parada para o MP são 512 iterações.

5) *Análise do Dicionário*: A partir da decomposição no Dic-Bateman-Completo, discretização de parâmetros descrita na Tabela I, analisamos a frequência de utilização dos átomos em 5 sinais de treinamento. A partir disso, gera-se um dicionário com uma cardinalidade menor restringindo seus elementos àqueles mais frequentes. Esse dicionário de menor cardinalidade é empregado para codificar os sinais de EDA, denominado dicionário *Dic-Bateman-Reduzido*.

6) *Quantização*: Aplica-se um quantizador uniforme aos coeficientes α_i com b_α variando de 4 a 16 bits. A severidade da compressão é determinada pelo número de bits usados. Quanto menos bits forem utilizados, maior será a perda de informação e, conseqüentemente, maior será a compressão alcançada. Dessa forma, maior é a quantidade de coeficientes arredondados para zero, e menor é número de átomos que compõem a aproximação do sinal após quantização. Para os coeficientes angular e linear das retas obtidos na separação da componente tônica aplicam-se também quantizadores uniformes com $b_{a,b} = 4$ bits.

7) *Codificação*: Aplica-se a codificação aritmética aos coeficientes e parâmetros. Como os SCRs podem estar localizados temporalmente em qualquer parte de um bloco, para o deslocamento τ e a fase ϕ consideram-se distribuições de probabilidades uniformes. Para os parâmetros ρ e η são usadas as distribuições obtidas na etapa de treinamento. Porém, essas distribuições dependem da quantidade de bits empregada para quantizar α , pois átomos com baixo coeficiente de energia são arredondados para zero quando quantizados e não são transmitidos ou armazenados. Por exemplo, átomos com valores altos de ρ e η que possuem duração curta no tempo, em geral, apresentam baixo valor de coeficiente de energia e são descartados em casos de compressão mais severa. Portanto, apresentam menor probabilidade de ocorrência.

Codificam-se ainda no cabeçalho as informações necessárias para que o decodificador consiga decodificar o sinal (taxa de amostragem, tamanho do bloco, início e fim de bloco, número de bits usados no quantizador, etc), no qual foram necessários 408 bits.

B. Resultados

1) *Separação de Componentes*: Na Fig. 4 observa-se a extração da componente tônica do sinal de EDA. A separação em blocos de tamanho fixo acaba gerando artefatos na componente fásica (sinal residual) ao subtrair uma reta por bloco. Do que se conclui que a separação ainda requer aprimoramentos para alcançar melhor separação entre as componentes tônica e fásica.

2) *Dicionário Reduzido*: Analisamos os parâmetros dos átomos usados na decomposição dos sinais de teste com o *Dic-Bateman-Completo* (Tabela I). Os valores de ρ e η definem a forma dos átomos, enquanto τ define a posição temporal do átomo (e não sua forma) e a fase ϕ (0 ou π) define seu sinal. Assim, para τ e a fase ϕ foram consideradas distribuições uniformes considerando seus possíveis valores (ver Tab. II). A Fig. 5 apresenta o histograma do par de parâmetros (ρ, η) . Vemos que eles estão concentrados na diagonal, indicando que a diferença entre ρ e η é pequena, $\rho - \eta \leq 0,3$. A partir disso, restringimos os parâmetros dos átomos, e suas discretizações

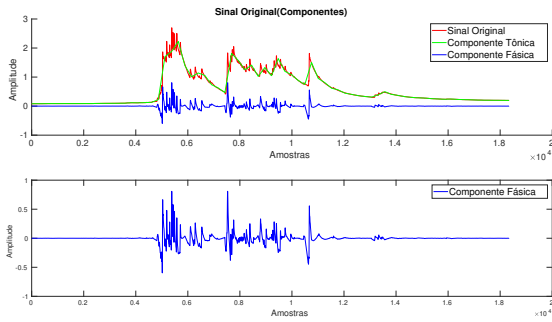


Fig. 4. Separação das componentes do sinal de EDA.

evitando desperdícios de bits na codificação. Isso produz o *Dic-Bateman-Reduzido*, com átomos de Bateman e faixas de parâmetros conforme a Tab. II.

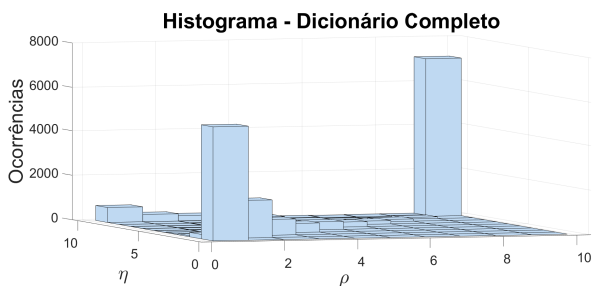

 Fig. 5. Histograma 3D dos parâmetros ρ e η para o dicionário 1 empregado aos sinais *eda1*, *eda2*, *eda3*, *eda4* e *eda5*.

 TABELA II
DISCRETIZAÇÃO DO DIC-BATEMAN-REDUZIDO.

Parâmetro	Intervalo	Valores	Bits
ρ	$\{0,1;0,3;\dots;3,2\}$	32	5
η	$\{0,2;0,3;\dots;3,3\}$	32	5
τ	$\{0;1;\dots;511\}$	512	9
ϕ	$\{0;\pi\}$	2	1
Condições	$\rho < \eta ; \eta - \rho < 0,3$		

A Fig. 6 apresenta a média do SNRs (relação sinal-ruído) dos blocos por iteração. Através dele é possível observar que há uma pequena redução do SNR médio (dB) (a razão entre a potência do sinal a decompor e o erro de reconstrução) ao fazer a decomposição com o *Dic-Bateman-Reduzido*. Observa-se entretanto que com poucos elementos, aqueles que são mais coerentes com o sinal a representar (e de maior energia) a diferença é pequena. Além disso, a cardinalidade do *Dic-Bateman-Completo* é $\#D = 4851$, enquanto a do *Dic-Bateman-Reduzido* é $\#D = 87$, o que reduz bastante o custo computacional da decomposição. Logo, empregaremos o segundo daqui em diante.

A Fig. 7 ilustra um trecho do sinal *eda1* reconstruído quando codificado à taxa de 3,75 bits por amostra comparado ao sinal original. É possível verificar que o sinal reconstruído não apresenta distorção visualmente perceptível.

A Fig. 8 apresenta um gráfico de barras empilhadas das probabilidades dos valores desses parâmetros em função da

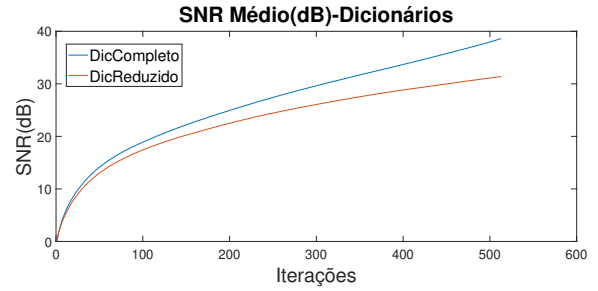
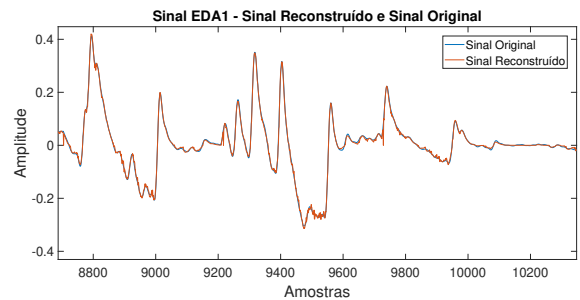
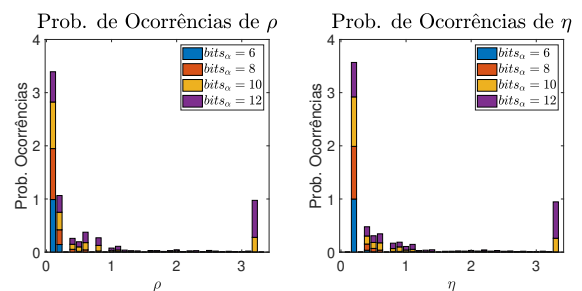


Fig. 6. SNR (dB) médio de decomposições de sinais de EDA via MP com os dicionários Dic-Bateman-Completo e Dic-Bateman-Reduzido.


 Fig. 7. Trecho do sinal *eda1* reconstruído quando codificado a 3,75 bits por amostra e sua comparação com o sinal original.

quantidade de bits do quantizador de α para os 5 sinais de treinamento. Observa-se que a quantidade de bits usados na quantização de α impacta nas distribuições dos parâmetros ρ e η . Quanto menor o número de bits do coeficiente de energia, menor é a ocorrência de átomos com parâmetros ρ e η próximos aos limites superiores. Tais átomos têm um aspecto mais impulsivo, ou seja, de curta duração. Além disso, nota-se também a relevância dos átomos de valores baixos de ρ e η .


 Fig. 8. Probabilidade de ocorrências dos parâmetros ρ e η variando-se a quantidade de bits alocados a α . Para cada valor de bits_{α} , as barras correspondentes (de mesma cor) somam um.

3) *Desempenho*: Para determinar a alocação de bits mais adequada para o parâmetro α , é necessário avaliar a curva taxa-distorção e determinar os pontos operacionais ótimos. Para isso, codificamos os sinais com diferentes valores de bits para o parâmetro b_{α} , a fim de avaliar esse compromisso. A Fig. 9 apresenta o MSE (dB) pela taxa (bits/amostras) para os 10 sinais de EDA analisados. Os sinais de *eda1* a *eda5* formam o conjunto de treinamento e de *eda6* a *eda10* formam o conjunto de teste. Uma boa maneira de escolher a alocação de bits

é escolher os pontos próximos ao “cotovelo” da curva taxa-distorção. Antes do “cotovelo” ocorrem distorções maiores e a partir do “cotovelo” não há melhora expressiva. Observa-se que esse se encontra na faixa de b_α entre 7 e 9 bits ou a uma taxa entre 2 a 5 bits/amostras.

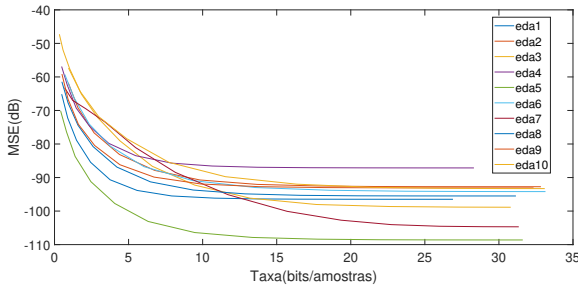


Fig. 9. MSE (dB) \times bits/amostras para 10 sinais EDA.

Por fim, avalia-se o método de compressão desenvolvido neste trabalho através da taxa de compressão entre o sinal original e o sinal comprimido. Essa é obtida dividindo o comprimento em bits do sinal original pelo comprimento em bits do sinal codificado. Usamos o codificador ZIP um método de compressão sem perdas como referência para poder avaliar se há ao menos algum ganho em usar o codificador com perdas apresentado. A Fig. 10 apresenta esses resultados. Obviamente, as taxas de compressão variam conforme o sinal. Além de $b_\alpha = 10$ não apresentar grandes ganhos em usar o codificador proposto comparativamente ao ZIP. Todavia, as taxas de compressão médias com os 10 sinais de EDA analisados são aproximadamente de 9,4:1, 5,4:1, 3,25:1, 2,2:1 e 1,6:1 para b_α iguais a 6, 7, 8, 9 e 10, respectivamente. São taxas de compressão expressivas quando compradas ao ZIP no qual apresenta uma taxa de compressão média de 1,3:1. Considerando a região do “cotovelo” (b_α variando de 7 a 9 bits), em que a distorção é visualmente quase que imperceptível, as taxas de compressão médias para o conjunto de treinamento variam de 2,4 a 6,2:1, enquanto que para o conjunto de teste variam de 1,78 a 4,6:1.

V. CONCLUSÕES

Neste trabalho, apresentou-se um sistema de compressão de sinais de EDA baseado em decomposições atômicas usando o algoritmo *Matching Pursuit* e o dicionário de *Bateman* parametrizado. Realizou-se um estudo sobre a parametrização do dicionário de forma a obter um equilíbrio entre a cardinalidade e a correlação dos átomos com os padrões intrínsecos dos sinais de EDA. Com isso, a partir de um dicionário de alta cardinalidade foi possível reduzi-lo por meio de uma análise estatística dos parâmetros com maiores probabilidade de ocorrência no processo de decomposição atômica. Os resultados obtidos mostram que é possível comprimir sinais de EDA com distorção visualmente quase que imperceptível a taxas de compressão médias de 2,3 a 5,6:1. Em trabalhos futuros, deseja-se avaliar a distorção mínima (máxima compressão) de modo que não comprometa a avaliação do sinal de EDA por um especialista da área médica.

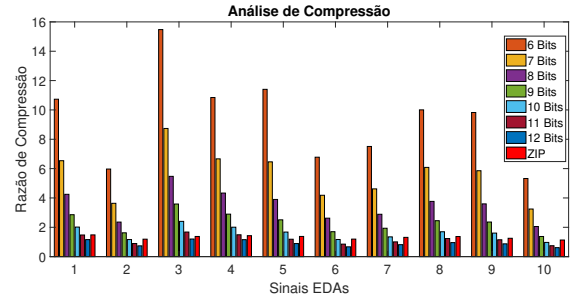


Fig. 10. Diferentes taxas de compressão entre o sinal original e o sinal comprimido atingidas usando o codificador desenvolvido e o codificador sem perdas ZIP.

REFERÊNCIAS

- [1] M. Kelsey, M. Akcakaya, I. Kleckner, R. Palumbo, L. Barrett, K. Quigley, and M. Goodwin, “Applications of sparse recovery and dictionary learning to enhance analysis of ambulatory electrodermal activity data,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 40, pp. 58–70, 02 2018.
- [2] J. Birjandtalab, D. Cogan, M. B. Pouyan, and M. Nourani, “A non-eeg biosignals dataset for assessment and visualization of neurological status,” *SiPS 2016*, pp. 110–114, 2016.
- [3] T. Chaspari, A. Tsiartas, L. I. Stein, S. A. Cermak, and S. S. Narayanan, “Sparse representation of electrodermal activity with knowledge-driven dictionaries,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 3, pp. 960–971, March 2015.
- [4] A. Greco, G. Valenza, and E. Scilingo, “Advances in electrodermal activity processing with applications for mental health,” *Advances in Electrodermal Activity Processing with Applications for Mental Health: From Heuristic Methods to Convex Optimization*, 01 2016.
- [5] J. Azar, A. Makhoul, M. Barhamgi, and R. Couturier, “An energy efficient IoT data compression approach for edge machine learning,” *Future Generation Computer Systems*, vol. 96, pp. 168–175, 2019.
- [6] P. Lima, M. Tcheou, and L. Lovisolo, “Compressão de sinais de atividade eletrodérmica através de decomposições atômicas usando dicionário de bateman,” in *XXXVII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais*, 2019.
- [7] L. Lovisolo, E. A. B. da Silva, M. A. M. Rodrigues, and P. S. R. Diniz, “Efficient coherent adaptive representations of monitored electric signals in power systems using damped sinusoids,” *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 53, no. 10, pp. 3831–3846, 2005.
- [8] M. P. Tcheou, “Compressão de sinais usando decomposições atômicas,” Tese de Doutorado, PEE/COPPE,UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2011.
- [9] D. Salomon, *Data compression: the complete reference*. Springer Science & Business Media, 2004.
- [10] J. Cacioppo, L. Tassinary, and G. Berntson, *Handbook of Psychophysiology*, 3rd ed. Cambridge University Press, 2007.
- [11] A. Greco, G. Valenza, and E. P. Scilingo, *Advances in Electrodermal Activity Processing with Applications for Mental Health: From Heuristic Methods to Convex Optimization*. Springer, 2016.
- [12] W. T. Roth, M. E. Dawson, and D. L. Fillion, “Publication recommendations for electrodermal measurements,” *Psychophysiology*, vol. 49, no. 8, pp. 1017–1034, 2012.
- [13] G. H. Golub and C. F. Van Loan, *Matrix Computations (3rd Ed.)*. Baltimore, MD, USA: Johns Hopkins University Press, 1996.
- [14] S. Mallat, *A Wavelet Tour of Signal Processing*, 2nd ed. California, USA: Academic Press, 1998.
- [15] G. Oliveira and M. P. Tcheou, “Análise da decomposição de sinais de atividade eletrodérmica em múltiplos dicionários usando algoritmos vorazes,” *XXXVI Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais*, 2018.
- [16] M. P. Tcheou, L. Lovisolo, E. A. da Silva, M. A. Rodrigues, and P. S. Diniz, “Optimum rate-distortion dictionary selection for compression of atomic decompositions of electric disturbance signals,” *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 14, no. 2, pp. 81–84, 2007.
- [17] J. J. Braithwaite, D. G. Watson, R. Jones, and M. Rowe, “A guide for analysing electrodermal activity (eda) & skin conductance responses (scrs) for psychological experiments,” *Psychophysiology*, vol. 49, no. 1, pp. 1017–1034, 2013.