

I. INTRODUÇÃO

Os sinais de eletromiografia de superfície (S-EMG) têm importância em engenharia biomédica, medicina esportiva, biomecânica e fisioterapia.

Protocolos de longa duração temporal necessitam de grande quantidade de memória de massa para **armazenamento** das informações de interesse e grande tempo de alocação de canal de comunicação para a **transferência** dos dados experimentais realizados em campo (por exemplo, velódromo para ciclismo).

Em sistemas de **instrumentação** de S-EMG é necessário representar de maneira eficiente as formas de onda adquiridas. Busca-se neste trabalho o aperfeiçoamento de técnicas de **codificação/compressão de sinais**.

II. TÉCNICA PROPOSTA

Algoritmo de compressão de sinais S-EMG baseado em **transformada wavelet discreta (TWD)**, segmentação do espectro transformado e **alocação de bits por sub-bandas** de acordo com o modelo de caracterização para o perfil do espectro transformado.

O sinal é segmentado em **janelas** e a cada uma é aplicada a TWD, o que gera um vetor de coeficientes transformados. O espectro da TWD também é **segmentado** em sub-bandas e os bits são alocados para cada **sub-banda**.

No último passo, aplica-se uma compressão **sem perdas** (codificação aritmética), gerando a representação final do arquivo de S-EMG e os dados estão prontos para transmissão e/ou armazenamento.

No processo de quantização, a **quantidade de bits** a ser alocada aos coeficientes transformados de determinada sub-banda é fornecida pela **curva de alocação de bits**.

A curva de alocação de bits procura **adaptar-se de maneira eficiente ao formato espectral** do sinal transformado.

Foram propostas três curvas espectrais:

- **Exponencial decrescente (AED);**
- **Linear decrescente (ALD);**
- **Raiz-quadrática decrescente (ARD).**

Codificador e Decodificador

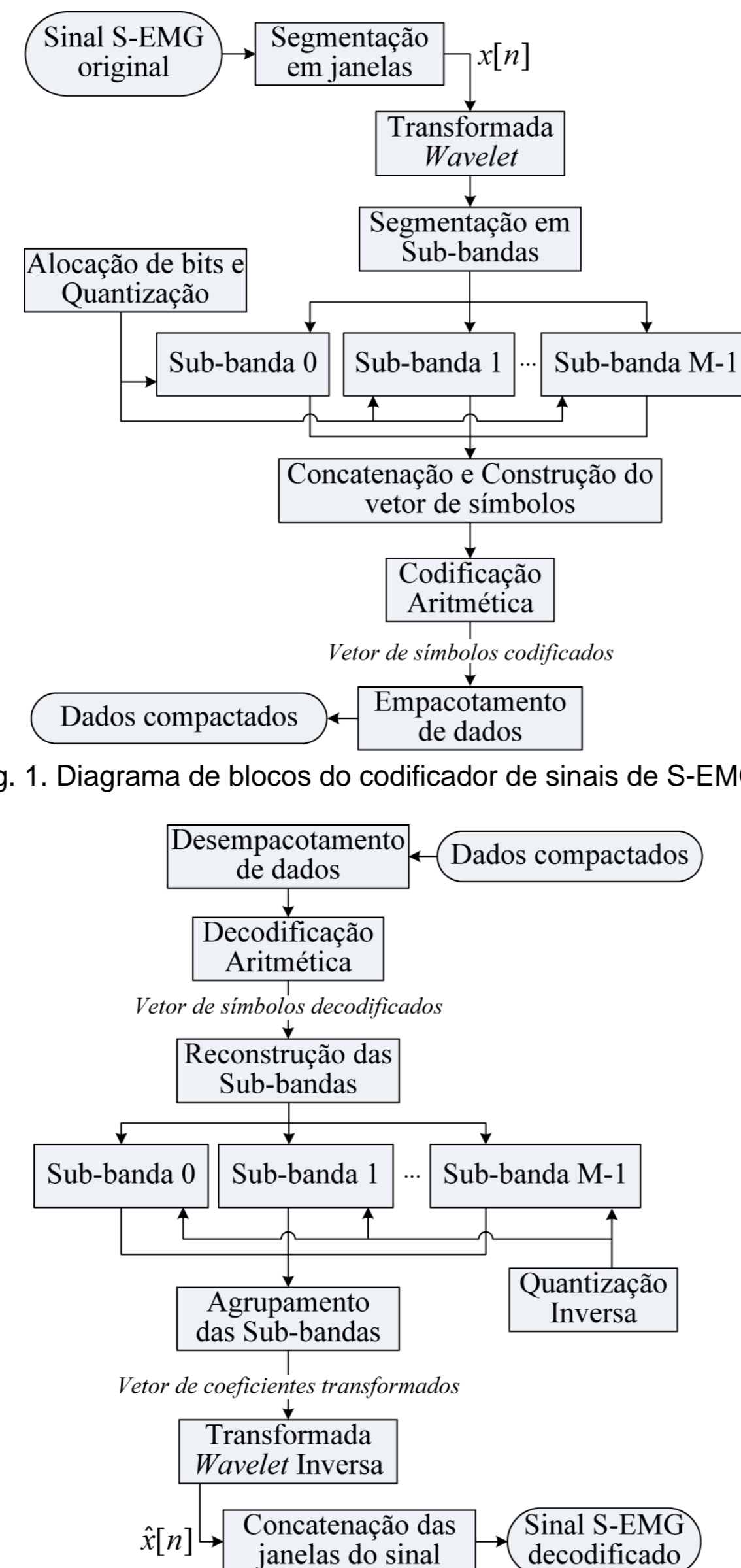


Fig. 2. Diagrama de blocos do decodificador de sinais de S-EMG

Bancos de Sinais

Foram utilizados sinais de S-EMG obtidos a partir de **protocolo dinâmico**, coletados do músculo *vastus lateralis* de 14 indivíduos pedalando em um **simulador de ciclismo** (Cateye CS1000, USA).



Fig. 3. Instrumentação utilizada para a digitalização de sinais de S-EMG em aplicações dinâmicas — simulador de ciclismo

III. RESULTADOS

$$CF = \frac{O_s - C_s}{O_s} \times 100\% \quad PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}} \times 100\%$$

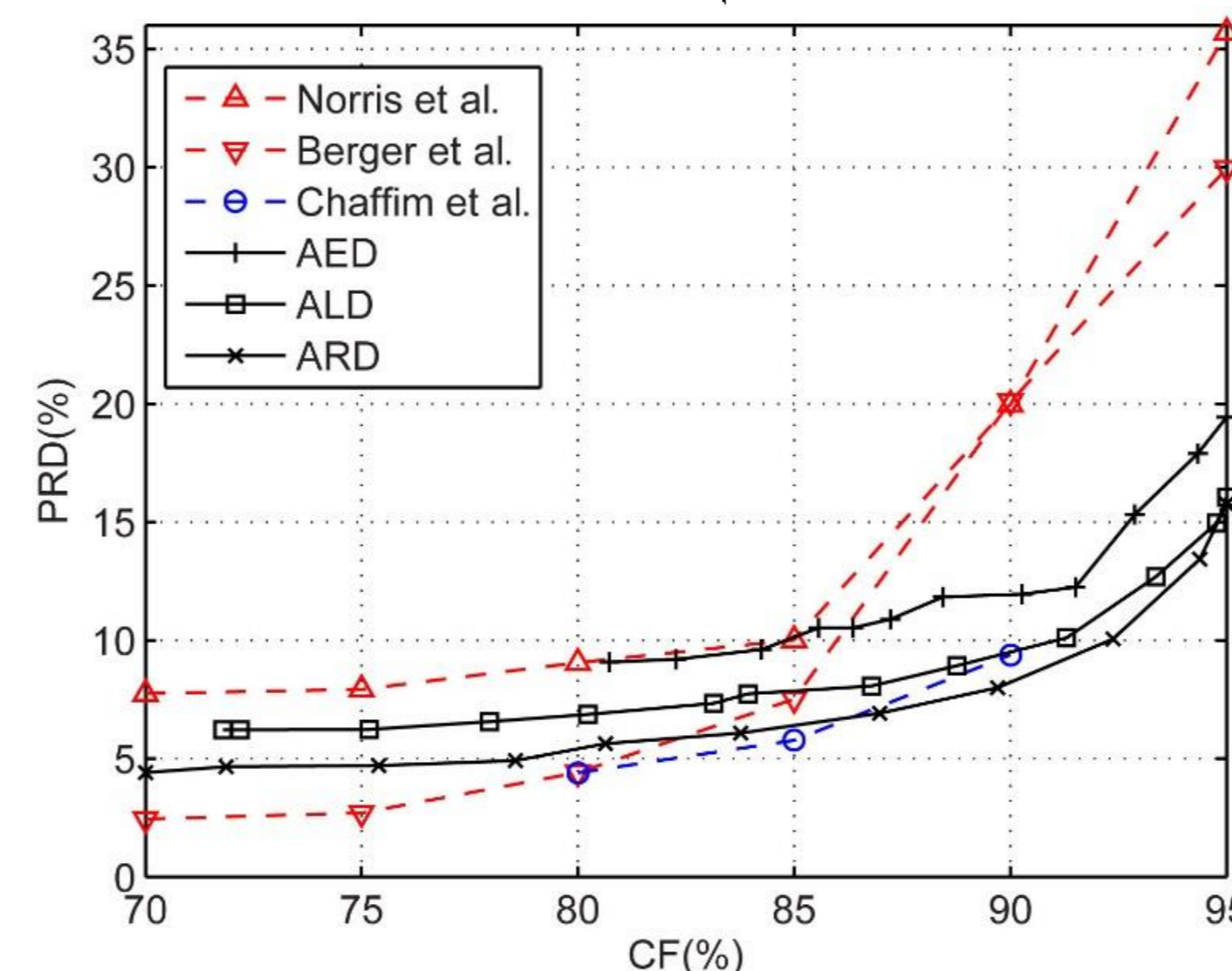


Fig. 4. Avaliação de desempenho do algoritmo de compressão proposto e comparação com resultados encontrados na literatura

Tabela 1. AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DOS CODIFICADORES – PRD (%)

	Fator de compressão – CF(%)					
	70	75	80	85	90	95
Norris <i>et al.</i> [3]	7,75	7,93	9,06	10,02	19,98	35,71
Berger <i>et al.</i> [4]	2,44	2,70	4,41	7,52	20,10	29,96
Chaffim <i>et al.</i> [6]	–	–	4,39	5,77	9,39	–
AED	–	–	–	10,13	11,94	19,44
ALD	–	6,23	6,84	7,86	9,50	16,05
ARD	4,41	4,70	5,41	6,40	8,22	15,76

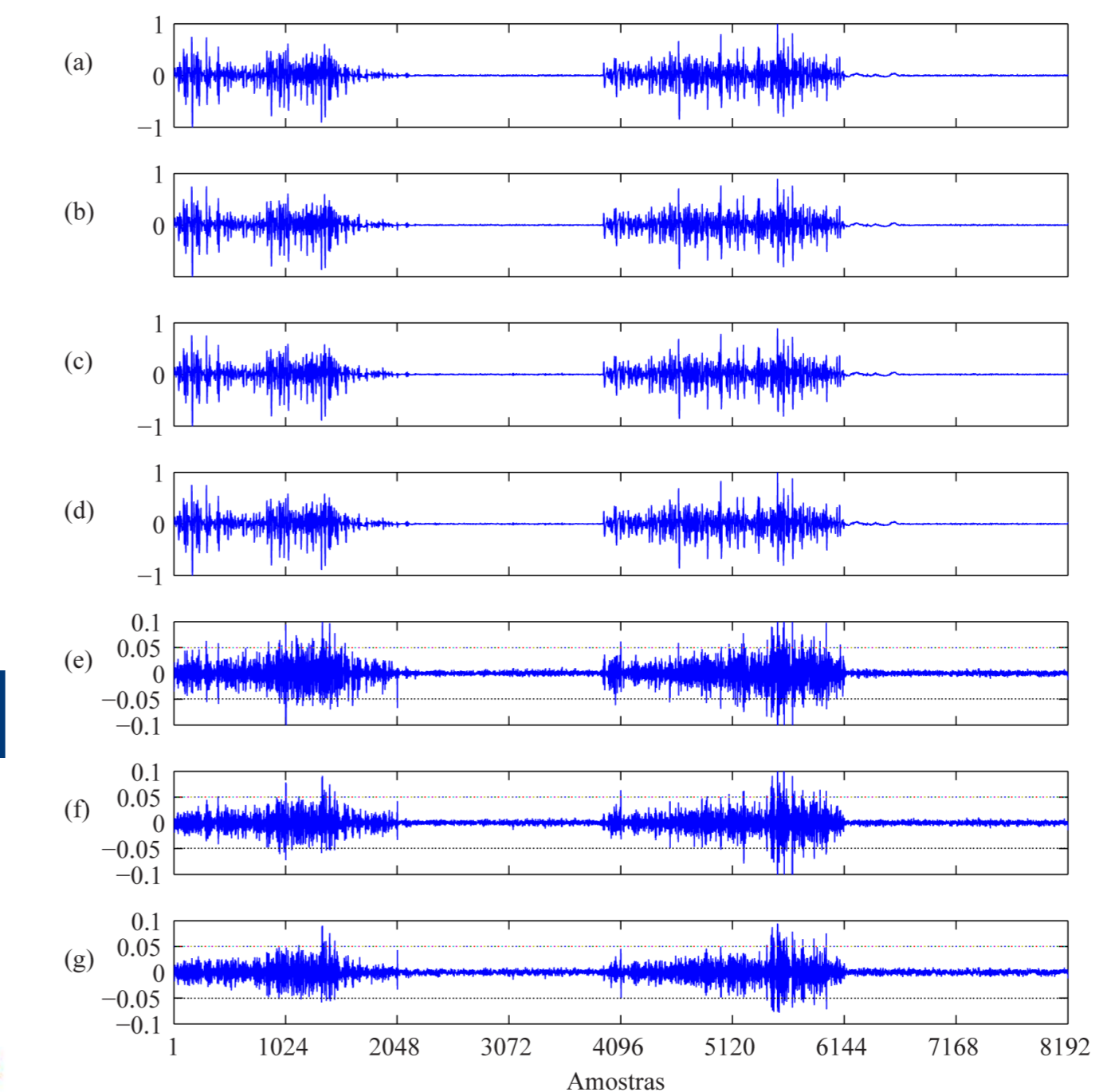


Fig. 5. Exemplos de reconstrução dos métodos apresentados: (a) janela de 8192 amostras do sinal S-EMG original; (b) sinal reconstruído com AED (CF = 87.26% e PRD = 12.19%); (c) sinal reconstruído com ALD (CF = 87,41% e PRD=9.92%); (d) sinal reconstruído com ARD (CF = 88,54% e PRD = 8.93%); (e) erro de reconstrução do AED; (f) erro de reconstrução do ALD; (g) erro de reconstrução do ARD.

IV. DISCUSSÃO

O algoritmo apresentado neste trabalho demonstrou bom desempenho para sinais de eletromiografia obtidos a partir de **protocolo dinâmico**. Apesar dos sinais de S-EMG em protocolo dinâmico apresentarem grande **variação da faixa dinâmica**, o algoritmo proposto conseguiu adaptar-se bem a essa característica.

A comparação entre técnicas encontradas na literatura científica e a técnica proposta neste trabalho pode ser avaliada por meio da curva de desempenho ilustrada na Figura 4.

Verifica-se que para **CF superior a 88%** o modelamento de **perfil espectral raiz-quadrática decrescente (ARD)** apresentou **desempenho superior** às demais técnicas.

V. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentado um algoritmo de compressão de sinais de eletromiografia que faz uso da **transformada wavelet discreta** e da segmentação do espectro transformado em sub-bandas com alocação de bits baseada em um perfil espectral no domínio transformado.

No processo de **alocação dinâmica de bits** para o vetor de coeficientes *wavelet* foram apresentados três modelos de perfis espectrais: perfil exponencial decrescente, perfil linear decrescente e perfil raiz quadrática decrescente.

Os resultados das simulações com sinais reais mostram que o algoritmo proposto apresenta **desempenho comparável a algoritmos mais complexos em termos computacionais**. Melhorias no desempenho podem ser obtidas por meio de adaptação local do perfil espectral.

Referências

- [1] Trabuco *et al.* 2012, *XXIII CBEB*, 1953–57
- [2] Berger *et al.* 2003, *25th IEEE EMBC*, 1299–1302
- [3] Norris *et al.* 2001, *23rd IEEE EMBC*, 1879–82
- [4] Berger *et al.* 2006, *Physiol Meas*, 27:6, 457–465
- [5] Filho *et al.* 2008, *IEEE Trans Bio Eng*, 55:7, 1920–23
- [6] Costa *et al.* 2009, *31th IEEE EMBC*, 428–431
- [7] Paiva *et al.* 2008, *Physiol Meas*, 29:7, 843–856
- [8] Carotti *et al.*, 2006, *IEEE ICASSP*, 1148–51
- [9] Costa *et al.* 2008, *30th IEEE EMBC*, 2948–51