

Sistema simples com eletrodos capacitivos para monitoramento da frequência cardíaca através de contato indireto

Simple system with capacitive electrodes for heart rate monitoring without contact

Lucas B. Lopes¹, Mateus G. Lucas¹, Kauã M. Antunez², Adão Antonio de S. Jr.², Carlos M. Richter², Mauricio C. Tavares³

¹Universidade Federal de Santa Catarina, PPGEEL, Florianópolis, Brasil

²Instituto Federal Sul-Rio-Grandense, Curso de Engenharia Elétrica, Pelotas, Brasil

³Contronic Sistemas Automáticos Ltda, Pelotas, Brasil

Resumo

O monitoramento contínuo do eletrocardiograma (ECG) permite um melhor entendimento da saúde cardíaca dos pacientes, a detecção precoce de patologias e um rápido alerta emergencial em condições agudas. Entretanto, essa prática normalmente está associada ao uso de eletrodos adesivos e *holters*, que a longo prazo podem causar irritações e reações alérgicas na pele, além de desconforto ao paciente. Este trabalho apresenta um sistema embarcado para aquisição de ECG multicanal e monitoramento da frequência cardíaca, usando eletrodos capacitivos projetados para operar sem gel e sem contato direto com a pele do paciente. Quatro eletrodos foram fixados em linha sobre um colchonete, para monitoramento do paciente em decúbito. Assim que o paciente se deita sobre o colchonete, o ECG é medido através das roupas e sem nenhuma preparação. O objetivo é desenvolver uma ferramenta de saúde ubíqua para o monitoramento residencial e hospitalar, que ofereça segurança e conforto aos pacientes. Resultados em paciente eletrônico mostram correlação de 90,8% entre o sinal de ECG gerado e o medido. Resultados experimentais em voluntários mostram um erro percentual de frequência cardíaca de até 2,3% para decúbito ventral e 6,8% para decúbito dorsal, em relação a valores obtidos simultaneamente usando um oxímetro digital.

Palavras-chave: bioeletricidade, sistemas embarcados, eletrocardiograma, eletrodos capacitivos.

Abstract

Continuous monitoring of electrocardiogram (ECG) allows a better understanding of patient's cardiac health, the early detection of pathologies and a rapid emergency alert under acute conditions. However, this practice is usually associated with the use of adhesive electrodes and holters, which in a long-term monitoring can cause irritations and allergic reactions to the skin, as well as discomfort to the patient. This work presents an embedded system for the acquisition of multichannel ECG and heart rate monitoring, using capacitive electrodes designed to operate without gel and without direct contact with the patient's skin. Four electrodes were attached in line on a mat for monitoring patients in decubitus position. As soon as the patient lies on the mat, the ECG is measured through clothing and without any preparation. The goal is to develop an ubiquitous healthcare tool for residence and hospital monitoring, which provides safety and comfort to the patient. Results with electronic patient show 90.8% correlation between generated and measured ECG. Experimental volunteer results show a heart rate error of up to 2.3% for ventral decubitus and 6.8% for dorsal decubitus, compared to values obtained simultaneously using a digital oximeter.

Keywords: bioelectricity, embedded systems, electrocardiogram, capacitive electrodes.

1. Introdução

O ECG é um dos principais parâmetros no diagnóstico não invasivo de arritmias e distúrbios do coração, além de ser uma ferramenta importante na detecção de quadros isquêmicos coronários¹. O monitoramento contínuo deste sinal por um longo período pode ser um diferencial na detecção e no tratamento de problemas como infarto do miocárdio, hipoglicemia^{2,3} e convulsões^{4,5}.

A miniaturização dos sistemas embarcados e a introdução de tecnologias de conectividade e análise de dados como IOT e computação viabilizam a monitoração contínua do ECG em contextos do dia-a-dia dos pacientes. A possibilidade de se ter dispositivos capazes de ler sinais de ECG em contextos residenciais, roupas, carros e relógios, por exemplo, abre todo um novo leque de aplicações para

a tecnologia do ECG em prevenção, alerta e tratamento.

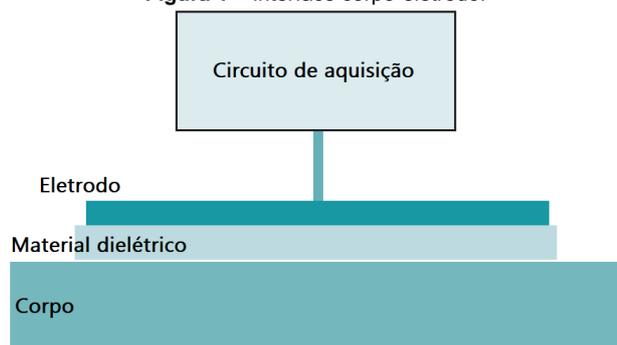
A medição do ECG normalmente é feita através de eletrodos Ag-AgCl adesivos, que são fixados em locais específicos no corpo do paciente. Esse tipo de eletrodo requer uso de gel condutor para reduzir a impedância entre a pele e o eletrodo, e frequentemente são necessários higienização local e remoção de pelos do corpo. Embora resultem num sinal de ECG de excelente qualidade, em se tratando de bem-estar do paciente os eletrodos convencionais se mostram inviáveis para o monitoramento de longo prazo, pois podem causar irritação, reações alérgicas e até mesmo inflamação na pele⁶, além de causar desconforto e restringir a mobilidade do paciente.

Várias soluções foram propostas na literatura ao longo dos anos para a captação contínua do sinal de ECG e da frequência cardíaca, desde o uso de

sensores de pressão^{7,8}, ondas de radiofrequência^{9,10} até o uso de câmeras^{11,12} e eletrodos capacitivos.

Os eletrodos capacitivos (EC) se destacam por serem capazes de medir o ECG sem contato direto com a pele do paciente, ao contrário dos eletrodos convencionais, que estabelecem uma ligação ôhmica. Por operarem de maneira isolada através de acoplamento capacitivo, é possível a medição do ECG mesmo que através de algum material dielétrico¹³, como roupas que se encontrem no caminho do sinal (Figura 1).

Figura 1 – Interface corpo-eletrodo.



Fonte: Adaptado de Nemati, Jamal, Mondal (2012)⁶.

Nos últimos anos, os EC vêm sendo embarcados em diversas situações para monitorar continuamente o ECG, como em roupas^{13,14,15,16}, cadeiras^{17,18}, camas^{19,20} e até mesmo em unidades de tratamento intensivo neo-natais²¹.

Neste trabalho é apresentado um sistema embarcado para monitoramento do ECG, baseado em eletrodos capacitivos acoplados num colchonete, com o objetivo de medir o ECG em tempo real através da roupa dos pacientes, enquanto eles se encontram em decúbito.

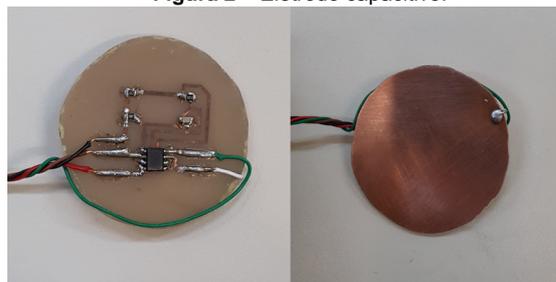
2. Materiais e Métodos

O sistema embarcado desenvolvido conta com uma etapa analógica composta por eletrodos capacitivos e circuitos de filtragem analógica, um hardware dedicado à conversão analógico-digital dos dados em tempo real e um hardware dedicado ao processamento digital dos dados e à interface homem-máquina. Esses blocos são detalhados nas seções a seguir.

2.1. Eletrodos Capacitivos

Os eletrodos capacitivos foram construídos em placas de circuito impresso dupla face. Uma das faces foi mantida em cobre, sendo responsável por formar a capacitância com o corpo do paciente, e a outra face portando um circuito de pré-amplificação. O eletrodo (Figura 2) é confeccionado em formato circular, com 4 cm de diâmetro e 2 mm de espessura.

Figura 2 – Eletrodo capacitivo.



Fonte: O autor (2019).

O circuito embarcado no eletrodo é composto por um amplificador não inversor de ganho 11, um filtro passa altas RC passivo com frequência de corte em 0,72 Hz, e um buffer (Figura 3). O circuito de filtragem analógica consiste de filtros RC passivos passa altas em 0,2 Hz e passa baixas em 4 Hz, além de um amplificador não inversor de ganho 101 (Figura 3).

Ambos circuitos são compostos por componentes de baixo custo e foram projetados para consumir pouca potência e ocupar pouco espaço. O processamento mais relevante é feito digitalmente.

Na Figura 4 pode ser visto o posicionamento dos eletrodos no colchonete, que são fixados através de uma tira de velcro.

Figura 4 – Posicionamento dos eletrodos.



Fonte: O autor (2019).

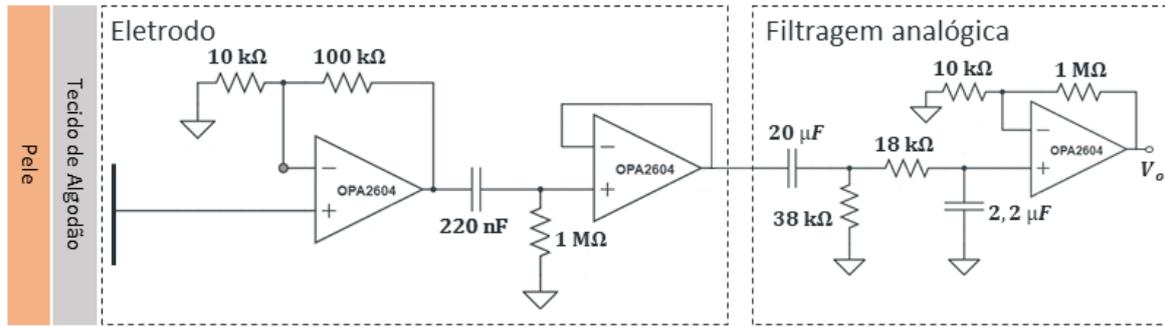
Como referência foi usado um eletrodo de chapa metálica fina e maleável de 30x20 cm fixado na parte inferior do colchonete, de forma a encontrar a região abaixo da cintura do paciente. Esta referência também foi projetada para funcionar com o paciente em vestes de algodão.

2.2. Plataforma de aquisição e processamento digital

Os sinais captados pelos quatro eletrodos capacitivos são filtrados analogicamente e conduzidos ao módulo de aquisição, que utiliza um conversor ADS1294. Este conversor da Texas Instruments possui quatro canais simultâneos com 24 bits de resolução, sendo próprio para aplicações com sinais bioelétricos. O módulo de aquisição trabalha com uma taxa de 1000 amostras/s e envia os dados dos quatro canais via SPI ao módulo de processamento digital. Um segundo módulo empregando conversor ADS1298 pode ser usado para chegar a até oito eletrodos.

O pré-processamento digital é feito em um microcontrolador ARM Cortex-M7 32-bit, o STM32F7, antes de ser enviado ao computador para análise. Esse pré-processamento inclui filtro digital Butterworth passa altas de 4ª ordem com frequência de corte em 0,05 Hz e passa baixas de 10ª ordem em 60 Hz. Todos os algoritmos de classificação do sinal

Figura 3 – Esquemático do circuito do Eletrodo Capacitivo e Filtragem Analógica.



Fonte: O autor (2019).

constam da etapa de processamento no computador. Para os testes realizados nesse trabalho, foi implementado um algoritmo de detecção de picos do sinal de ECG e de estimativa da frequência cardíaca.

2.3. Ensaios realizados

Os eletrodos foram testados inicialmente com um sinal ECG gerado por um paciente eletrônico. Essa etapa visou validar os circuitos de condicionamento e avaliar a influência dos materiais dielétricos no sinal adquirido. Em seguida, foram realizados ensaios em voluntários, onde o sinal de ECG foi adquirido e processado, e a frequência cardíaca foi estimada. Esse valor de frequência cardíaca foi comparado à valores de referência obtidos por um oxímetro digital G-TECH Modelo Oled Graph funcionando simultaneamente.

2.3.1 Ensaios com gerador de sinais

Para testar o eletrodo e o efeito da medição isolada por um meio dielétrico, foi construído um paciente eletrônico simples, de forma a simular a interface pele-eletrodo. Foi gerado um sinal ECG a 1000 S/s com amplitude de 1 mV e frequência de 60 bpm. Este sinal foi conduzido a uma placa metálica 15x15 cm com isolamento em uma das faces, com o objetivo de simular o ECG na superfície da pele do paciente. Entre essa placa e o eletrodo, foram inseridos diferentes materiais, como dielétrico. Foi avaliada a correlação entre o sinal gerado e o medido.

2.3.2 Ensaios com voluntários

Os ensaios foram conduzidos com três voluntários em ambiente de laboratório. Os pacientes vestindo roupas de algodão foram orientados a deitar sobre o colchonete, sem nenhuma preparação de pele. Foram realizadas aquisições em decúbito dorsal e ventral, com duração de um minuto para cada posição. Um algoritmo computacional baseado na detecção de picos do ECG calculou a frequência cardíaca para intervalos de três segundos e estes valores foram comparados às medições simultâneas do oxímetro digital.

2.3.3 Aspectos éticos

O projeto é registrado no Conselho de Ética em Pesquisa sob número 98382718.9.0000.5337.

3. Resultados

3.1 Resultados em Paciente Eletrônico

Nos ensaios realizados com paciente eletrônico foram testados diversos dielétricos. Inicialmente utilizou-se uma série de placas de material plástico impressos em impressora 3D, com espessuras variando de 0,5 a 3 mm. Os resultados indicaram que esse material como dielétrico torna inviável a captação do sinal pelo eletrodo.

Foram conduzidos então, testes com camadas de tecido 100% algodão e 100% poliéster, com aproximadamente 1 mm de espessura por camada, para simular o efeito de roupas. O experimento consistiu em diversas aquisições com acréscimo de camadas de tecido isolante. A qualidade do sinal adquirido foi avaliada calculando a correlação entre o sinal enviado e o recebido. Os resultados obtidos em paciente eletrônico podem ser vistos na Tabela 1.

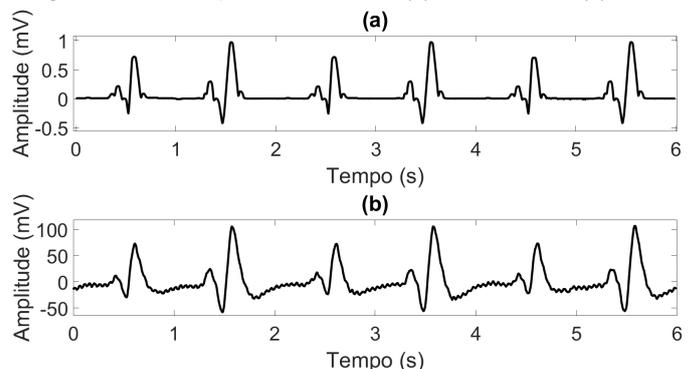
Tabela 1 – Resultados em paciente eletrônico

Camadas	Correlação (%)	
	Algodão	Poliéster
Uma	90,8	85,5
Duas	89,3	81,5
Três	88,1	59,3

Fonte: O autor (2019).

Como ilustração do processo, na figura 5 é possível observar o sinal gerado em paciente eletrônico e o sinal medido pelo eletrodo capacitivo no caso em que é usada uma camada de algodão.

Figura 5 – Sinal do paciente eletrônico (a) e sinal medido (b).



3.2 Resultados com Voluntários

Os erros médios e máximos de frequência cardíaca são apresentados na Tabela 2.

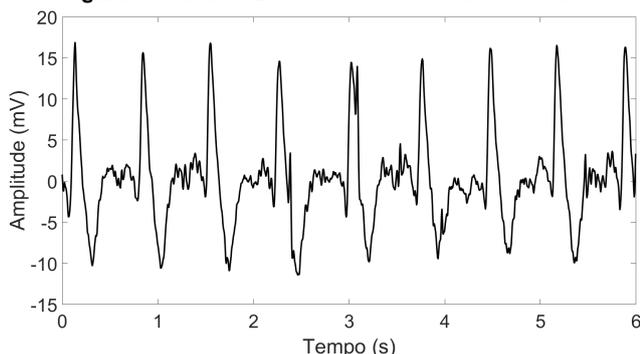
Tabela 2 – Resultados em voluntários

Posição	Erro médio de frequência cardíaca (%)	Erro máximo de frequência cardíaca (%)
Decúbito ventral	1,1	2,3
Decúbito dorsal	2,6	6,8

Fonte: O autor (2019).

Na figura 6 pode ser visto o sinal de ECG obtido com o voluntário em decúbito ventral.

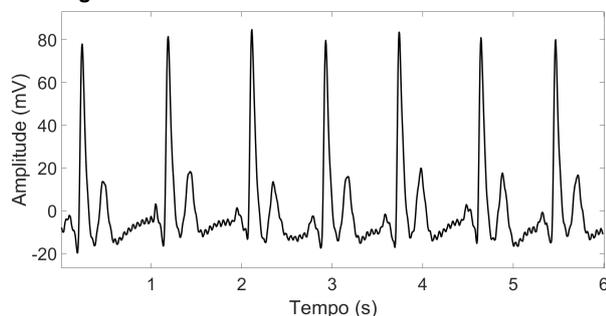
Figura 6 – Sinal de ECG medido em decúbito ventral.



Fonte: O autor (2019).

Na figura 7 pode ser visto o sinal de ECG medido com o voluntário em decúbito dorsal.

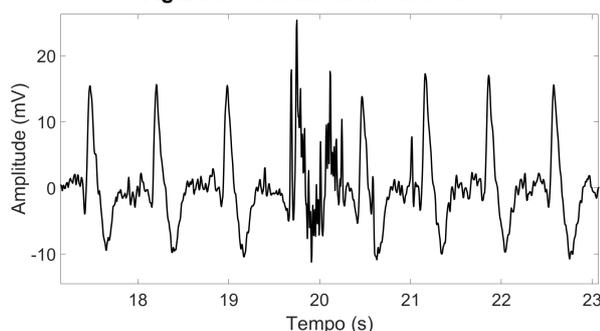
Figura 7 – Sinal de ECG medido em decúbito dorsal.



Fonte: O autor (2019).

Em alguns trechos da aquisição se pode constatar a influência dos artefatos de movimento. A Figura 8 mostra um exemplo de ocorrência de artefato de movimento durante a aquisição.

Figura 8 – Artefato de movimento.



Fonte: O autor (2019).

4. Discussão

A correlação se mostra como um bom parâmetro para quantificar o grau de semelhança de sinais, sendo utilizada na literatura para este fim^{16,20,22,23}.

Através dos resultados em paciente digital, pode-se observar que o sinal adquirido se deteriora na medida em que aumenta a isolamento criada pelo material dielétrico. Também foi constatado maior deterioração do sinal quando usado poliéster ao invés do algodão como dielétrico, o que levou à não inclusão do poliéster nos ensaios com voluntários. Apesar dos altos valores de correlação e da comparação gráfica dos sinais (Figura 5) sugerirem que essa deterioração não representa uma preocupação para a interpretação do ECG, existem algoritmos dedicados à filtragem adaptativa de sinais ECG medidos por eletrodos capacitivos²⁴.

Ademais, a posição do paciente no colchonete modifica a forma de onda do ECG adquirido¹⁹ e a medição se mostra altamente susceptível à movimentação do paciente, produzindo artefatos de movimento como o mostrado na Figura 8. O caráter capacitivo da aplicação e a alta impedância das interfaces do eletrodo e da referência contribuem para isso^{19,25}. Novos métodos de filtragem vêm utilizando uma medição em tempo real da capacitância nessas interfaces para usar como referência para filtragem adaptativa, visando reduzir o impacto dos artefatos de movimento²⁶. O uso de múltiplos eletrodos também permite um grau de redundância que diminui a sensibilidade a essa movimentação, sendo possível até determinar a posição do paciente a partir dos múltiplos sinais captados^{19,21,27}.

Apesar disso, os sinais medidos por este sistema e os erros de frequência cardíaca são semelhantes aos encontrados na literatura^{6,17,19,20,22,27}, mostrando que os artefatos de movimento não prejudicam significativamente a detecção dos picos R e o cálculo da frequência cardíaca.

A referência utilizada, aliada à filtragem digital, se mostraram eficientes na supressão da tensão de modo comum. Um circuito de *driven-right-leg* proporcionaria uma melhor redução da tensão de modo comum^{13,18,28}, porém, significaria um aumento no número de componentes e no espaço ocupado.

5. Conclusões

Este artigo apresentou o desenvolvimento de um sistema embarcado simples baseado em eletrodos capacitivos para monitoramento do ECG sem contato direto com a pele do paciente. O sistema mostrou resultados consoantes com a literatura e alcançou o propósito de proporcionar um monitoramento confortável e seguro para o paciente. Como prova de conceito foi realizado o teste com apenas um eletrodo. O principal problema encontrado no sistema foram os artefatos de movimento observados. Diferentes formas de redução deste artefato são possíveis com o uso de redundância e algoritmos mais sofisticados. Um estudo mais aprofundado da

compensação desses artefatos é parte dos trabalhos futuros nesse projeto.

Entretanto, o sistema atual permite aplicações envolvendo os picos R, como o monitoramento da frequência cardíaca mostrada neste trabalho e a análise da variabilidade da frequência cardíaca. Para ampliar as possibilidades de uso dos eletrodos capacitivos, são necessários também ensaios com outros tipos de materiais têxteis em situações mais próximas da aplicação. Uma interface usando um conversor ADS1298 e permitindo a aquisição simultânea de até oito eletrodos foi desenvolvida e está sendo usada em experimentos com um eletrocardiograma convencional como referência. Espera-se com isso viabilizar melhorias no software de processamento a fim de recuperar mais características do ECG a partir dos sinais adquiridos com eletrodos capacitivos.

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem à PROPESP/IFSul cujo Edital 02/2017 ajudou a custear parte deste trabalho.

Referências

- Nicolau JC, Polanczyk CA., Pinho JA, Bacellar MSC, Ribeiro DGL, Darwich RN et al. Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. *Arq Bras Cardiol* 2003; 80:1-18.
- Marques JLB, George E, Peacey SR, Harris ND, Macdonald IA, Cochrane T et al. Altered ventricular repolarization during hypoglycaemia in patients with diabetes. *Diabet Med*. 1997; 14(8):648-654.
- Harris ND, Ireland RH, Marques JLB, Hudson S, Davies C, Lee S et al. Can changes in QT interval be used to predict the onset of hypoglycemia in type 1 diabetes?. *Comput Cardiol*. 2000; 27.
- Ponnusamy A, Marques JLB, Reuber M. Heart rate variability measures as biomarkers in patients with psychogenic nonepileptic seizures: Potential and limitations. *Epilepsy Behav*. 2011; 22(4):685-691.
- Ponnusamy A, Marques JLB, Reuber M. Comparison of heart rate variability parameters during complex partial seizures and psychogenic nonepileptic seizures. *Epilepsia*. 2012; 53(8):1314-1321.
- Nemati E, Jamal DM, Mondal T. A wireless wearable ECG sensor for long-term applications. *IEEE Commun Mag*. 2012; 50(1):36-43.
- Vogt E, Macquarrie D, Neary JP. Using ballistocardiography to measure cardiac performance: a brief review of its history and future significance. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2012; 32(6):415-420
- Inan OT, Migeotte PF, Park KS, Etemadi M, Tavakolian K, Casanella R et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A review of Recent Advances. *IEEE J Biomed Health Inform*. 2015; 19(4):1414-1427.
- Li C, Lubecke VM, Boric-Lubecke O, Lin J. A review on Recent Advances in Doppler Radar Sensors for Noncontact Healthcare Monitoring. *IEEE Trans Microw Theory Tech*. 2013; 61(5):2046-2060.
- Droitcour A, Lubecke V, Lin J, Boric-Lubecke O. A microwave radio for Doppler radar sensing of vital signs. 2001 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest. 2001; 175-178.
- Poh MZ, McDuff DJ, Picard RW. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2011; 58(1):7-11.
- Lee KZ, Hung PC, Tsai LW. Contact-free heart rate measurement using a camera. 2012 Ninth Conference on Computer and Robot Vision. 2012; Toronto; Canada.
- Chi YM, Patrick NG, Kang E, Kang J, Fang J, Cauwenberghs G. Wireless non-contact cardiac and neural monitoring. *Wirel Health*. 2010; ACM:15-23.
- Chi YM, Deiss SR, Cauwenberghs G. Non-contact low power EEG/ECG electrode for high density wearable biopotential sensor networks. 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks. 2009; Berkeley; USA.
- Chi YM, Cauwenberghs G. Wireless non-contact EEG/ECG electrodes for body sensor networks. 2010 International Conference on Body Sensor Networks. 2010; Singapore; Singapore.
- Park C, Chou PH, Bai Y, Matthews R, Hibbs A. An ultra-wearable, wireless, low power ECG monitoring system. 2006 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference. 2006; Longo; UK.
- Lim YG, Kim KK, Park S. ECG measurement on a chair without conductive contact. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006; 53(5):956-959
- Kim KK, Lim YK, Park KS. Common mode noise cancellation for electrically non-contact ECG measurement system on a chair. 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. 2006; Shanghai; China.
- Lim YG, Kim KK, Park KS. ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007; 54(4):718-725
- Lee HJ, Hwang SH, Yoon HN, Lee WK, Park KS. Heart rate variability monitoring during sleep based on capacitively coupled textile electrodes on a bed. *Sensors*. 2015; 15(5):11295-11311.
- Atallah L, Serateyn A, Meftah M, Schellekens M, Vullings R, Bergmans JWM et al. Unobstrusive ECG monitoring in the NICU using a capacitive sensing array. *Physiol Meas*. 2014; 35(5):895.
- Castro ID, Morariu R, Torfs T, Van Hoof C, Puers R. Robust wireless capacitive ECG system with adaptive signal quality and motion artifact reduction. 2016 IEEE International Symposium on Medical Measurement and Applications. 2016; Benevento; Italy.
- Castro I, Varon C, Torfs T, Van Huffel S, Puers R, Van Hoof C. Evaluating of a multichannel non-contact ECG system and signal quality algorithms for sleep apnea detection and monitoring. *Sensors*. 2018; 18(2):577.
- Seo M, Choi M, Lee J, Kim S. Adaptive Noise Reduction Algorithm to Improve R Peak Detection in ECG Measured by Capacitive ECG Sensors. *Sensors*. 2018; 18(7):2086.
- Baxter LK. Capacitive sensors: design and applications. New York: IEEE Press; 1997.
- Torfs T, Chen YH, Kim H, Yazicioglu RF. Noncontact ECG Recording System With Real Time Capacitance Measurement for Motion Artifact Reduction. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*. 2014; 8(5):617-625.
- Oehler M, Ling V, Melhorn K, Schilling M. A multichannel portable ECG system with capacitive sensors. *Physiol Meas*. 2008; 29(7):783.
- Chi YM, Jung TPJ, Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotentials electrodes: Methodological review. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2009; 3: 106-119.

Contato:

Adão Antonio de Souza Junior
Laboratório de Aplicação/Biomédica da Engenharia Elétrica – LABEE, Engenharia Elétrica, Instituto Federal Sul-rio-grandense (IFSul)
Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica, sala 637, 3º andar, P. Caldela, Campus Pelotas/IFSul.
R. Gonçalves Chaves, 3218 – Centro, Pelotas – RS, 96015-560.
E-mail: adaojr@pelotas.ifsul.edu.br

Lucas Bertinetti Lopes

Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - PPGEEL, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Centro Tecnológico - CTC - Caixa Postal 476 Campus Universitário - Bairro Trindade - CEP 88040-900 - Florianópolis - SC - Brasil
E-mail: lucas.bertinetti@posgrad.ufsc.br

Mateus Gomes Lucas

Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC),
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
- PPGEEL , Universidade Federal de Santa Catarina
(UFSC)
Centro Tecnológico - CTC - Caixa Postal 476
Campus Universitário - Bairro Trindade - CEP 88040-
900 - Florianópolis - SC - Brasil
E-mail: mateus.lucas@posgrad.ufsc.br

Kauã Minho Antunez

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
- PPGEE , Universidade Federal do Rio Grande do
Sul. Escola de Engenharia - Campus Centro | Av.
Osvaldo Aranha, 103 | Porto Alegre-RS - CEP:
90035190.
E-mail: kaua.antunez@ufrgs.br

Carlos Mendes Richter

Laboratório de Aplicação/Biomédica da Engenharia
Elétrica – LABEE, Engenharia Elétrica, Instituto
Federal Sul-rio-grandense (IFSul)
Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica, sala
637, 3o andar, P. Caldela, Campus Pelotas/IFSul.
R. Gonçalves Chaves, 3218 – Centro, Pelotas – RS,
96015-560.
E-mail: richter@pelotas.ifsul.edu.br

Mauricio Campelo Tavares

Contronic Sistemas Automáticos Ltda
Rua Rudi Bonow, 275 – Bairro Três Vendas, Pelotas
- RS, 96070-310.
E-mail: mauricio.tavares@contronic.com.br