

MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA VIA MÉTODO DE MAGNIFICAÇÃO DE VÍDEO EULERIANA

M. C. Simioni* e R. C. Betini**

*Departamento Acadêmico de Informática
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)
Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças - 80.230-901 - Curitiba, Paraná

**Departamento Acadêmico de Eletrotécnica
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)
Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças - 80.230-901 - Curitiba, Paraná

E-mail: mcsimioni@gmail.com, rcbetini@terra.com.br

Resumo: O monitoramento de sinais vitais em pacientes tem o intuito de obter rapidamente dados relevantes para decisões médicas. No entanto, tal mensuração é pouco eficiente, difícil, quando não impossível, em determinados casos, como por exemplo em pacientes vítimas de queimaduras, em função da impossibilidade de ser colocado o eletrodo na pele, ou em recém nascidos, devido a fragilidade da pele. Este estudo trata da implementação de um sistema para aquisição contínua e tratamento de sinais fotopletismográficos para a telemetria da frequência cardíaca. As imagens de vídeo capturadas pela câmera serão processadas utilizando o método desenvolvido pelo MIT chamado de Magnificação de Vídeo Euleriana, que revela variações que são imperceptíveis a olho nu. Os dados da frequência cardíaca serão disponibilizados via um servidor web. O sistema deve ter dimensões e massa reduzidos, permitindo uma fácil instalação e a possível anexação a outros equipamentos. Serão avaliadas duas plataformas de hardware, o Raspberry Pi e o BeagleBoard Black. O sistema deverá adquirir as imagens do indivíduo e após o processamento, identificar sinais fotopletismográficos de frequência cardíaca do paciente.

Palavras-chave: Magnificação de Vídeo Euleriana, Raspberry Pi, Frequência Cardíaca.

Abstract: *The monitoring of vital signs in patients aims to quickly obtain data relevant to medical decisions. However, obtain such data is inefficient, difficult, if not impossible in certain cases, such as in burn patients due to the impossibility to place the electrodes on the skin or in infants due to the fragility of the skin. This study aims the implementation of a system for continuous acquisition and processing of the photoplethysmographic signals for telemetry of the heart frequency rate. Video images captured by the camera will be processed using the method developed by MIT called Eulerian Video Magnification that reveals variations that are imperceptible to the naked eye. The heart frequency rate data will be made available via a web server. The system must have dimensions and reduced weight, allowing easy installation to allow the possible attachment to other*

devices. Two hardware platforms will be evaluated the Raspberry Pi and BeagleBoard Black. The system must acquire the images of the individual and after processing, identifying photoplethysmographic signals at patient's heart frequency rate.

Keywords: *Eulerian Video Magnification, Raspberry Pi, Heart Rate.*

Introdução

No atendimento a pacientes, tanto de urgência como a pacientes clínicos não críticos, a frequência cardíaca é considerada um sinal vital básico. A detecção de arritmias cardíacas pode ser feita a partir da mensuração da frequência cardíaca. Se esses dados forem armazenados eles possibilitam um pós-processamento que pode revelar tendências ou eventos individuais, tendo assim informações valiosas para o diagnóstico do paciente. A variabilidade da frequência cardíaca (VFC), assim como eventos que estão fora da normalidade cardíaca do paciente podem ser identificados. Muitas análises podem ser feitas utilizando os dados coletados da frequência cardíaca, como a do ciclo circadiano, a da regulação da temperatura corporal e a da atividade cardíaca nervosa simpática [1].

Existem várias rotinas, técnicas e aparelhos para monitorar o coração [2,3]. A sua grande maioria utiliza-se de eletrodos que são colocados em posições padrão na superfície do tórax.

Os eletrodos que são ligados ao corpo fornecem leituras de sinais boas e confiáveis, porém em verificações prolongadas podem causar dores e irritação local da pele [4]. Ou efetuar essas verificações pode não ser possível, como em uma vítima de queimadura, onde grandes áreas de pele, assim como as extremidades (orelhas e dedos), foram afetadas [5].

O sistema proposto nesta pesquisa implementa a medição da frequência cardíaca através de fotopletismografia utilizando o método de Magnificação de Vídeo Euleriana, que é um método sem contato recentemente desenvolvido por pesquisadores do MIT que utiliza-se de imagens para determinar a frequência

cardíaca. Utilizamos para a implementação um *singleboard computer* de baixo custo como: Raspberry Pi e o BeagleBone Black. Estas plataformas foram selecionadas por serem de fácil aquisição e de baixo custo [6], porém outras plataformas poderão ser utilizadas.

Materiais e métodos

As partes mais importantes dos sistemas de monitoramento são a unidade de detecção, a unidade de processamento e a unidade de comunicação que estão diretamente relacionadas com os custos deste tipo de sistema, e também com a fácil aceitação pelos usuários. Referindo-se às unidades de detecção, a computação não invasiva e a discríção são requisitos importantes tendo em conta a aceitação do usuário. Para este estudo foram pesquisadas várias plataformas, buscando selecionar as de menor custo e com potencial computacional para atender a seu propósito. Serão avaliadas as plataformas Raspberry Pi e BeagleBoard Black, que foram selecionadas devido a atenderem aos requisitos de baixo custo, tamanho reduzido e de fácil aquisição [6].

Raspberry Pi – O Raspberry Pi (Figura 1) tem o custo de \$35.00, possui um processador da família ARM11 de 700MHz, suporta vetor de ponto-flutuante (VFPv2) com precisão aritmética *single* ou *double*, possui 512MB de memória RAM e vários outros periféricos. O chip, utilizado pelo Raspberry Pi, foi projetado e otimizado para eficiência energética e é indicado para dispositivos multimídia de aplicações móveis avançadas e embarcadas, que exigem altos níveis de desempenho de multimídia [7].

O sistema operacional padrão é o Debian, mas também suporta as distribuições Fedora e ArchLinux. Por padrão, a linguagem de programação é o Python, mas qualquer linguagem que possa ser compilada para ARMv6 pode ser utilizada [8].



Figura: Raspberry Pi

BeagleBoard Black – O BeagleBone Black (Figura 2) tem o custo de \$45.00 e é baseado no Sitara AM335x ARM Cortex A8 da Texas Instruments. Possui um processador de 1GHz e 2Gb de memória flash *on-board*. Também conta com 512Mb de memória RAM, conexões USB, RJ45 e HDMI [11]. Possui várias interfaces com

como, micro HDMI, PWM, LCD, conversor AD, entre outros [9].

O sistema operacional (Linux Ubuntu, Android ou Fedora) pode tanto ser gravado no cartão de memória quanto na memória flash interna. Tendo como sistema operacional o ambiente Linux, com ele é possível utilizar inúmeras linguagens de programação, sendo a linguagem nativa C++ [9].

OpenCV – O OpenCV (*Open Source Computer Vision Library*) é uma biblioteca open-source de visão computacional que possui mais de 2500 algoritmos [10]. Dentre eles serão utilizados neste sistema algoritmo de captura de imagens e de detecção de face para delimitarmos a ROI (*Region of Interest*), área da imagem que temos interesse. Assim diminuindo o processamento necessário e otimizando o desempenho do sistema.

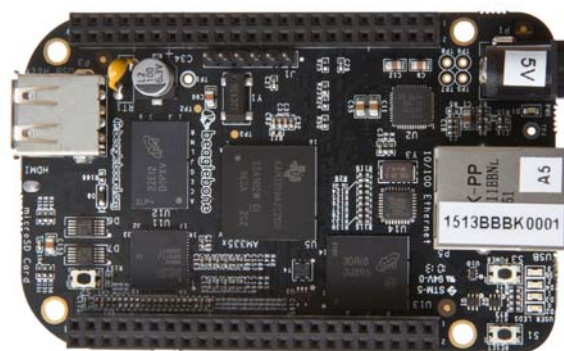


Figura 2: BeagleBone Black

Fotopletismografia – A fotopletismografia (PPG) é um método de medir variações volumétricas de um órgão através de imagens. Sua maior utilização é em oxímetros de pulso. A PPG realiza monitoramento da quantidade de oxigênio no sangue e é baseado na diferença da absorção da luz pela hemoglobina e oxi-hemoglobina [1,3,11,12]. Recentemente métodos de PPG sem contato tem sido desenvolvidos [13,14].

O método desenvolvido no artigo de Poh *et al.* (2011) [14] faz a identificação da face em um vídeo gravado e dos valores RGB de cada pixel (vermelho, verde e azul). Então é calculada a média de cada *frame* e a frequência cardíaca e estimada aplicando a transformada de *Fourier* para converter a função do domínio do tempo para o domínio da frequência.

Os autores Verkruysse *et al* (2008) [15] demonstram que o canal verde apresenta um sinal cardíaco mais forte quando comparado com os canais de vermelho e azul. Isto é uma forte evidência de que o sinal se deve a variações no volume de sangue, oxi-hemoglobina, que absorve mais a luz verde que a vermelha e a azul.

Magnificação de Vídeo Euleriana – A Magnificação de Vídeo Euleriana (EVM) é um método que recentemente foi apresentado na SIGGRAPH 2012, e é capaz de revelar variações temporais, que são impossíveis de se ver a olho nu. Usando este método, é possível visualizar o fluxo sanguíneo que preenche a face humana [16]. E assim avaliar a frequência cardíaca de

uma forma livre de contato usando uma câmera [13,14,16,17].

Além da amplificação das cores o método EVM também revela movimentos de baixa amplitude que são quase impossíveis de serem vistas a olho nu. Tentativas anteriores de revelar movimentos imperceptíveis em vídeos foram feitas em [6,18] que seguem a perspectiva de *Lagrangian*, como na dinâmica dos fluidos onde as trajetórias das partículas são rastreadas no tempo.

Ao contrário disso, o método de Magnificação de Vídeo Euleriana é inspirado na perspectiva *Euleriana*, onde as propriedades de um fluido, como pressão e velocidade, envolvem todo o período. A abordagem desse método para a ampliação do movimento é o exagero obtido pela amplificação das mudanças de cores, no tempo, em pontos fixos [16].

Este método combina processamento espacial e temporal para enfatizar mudanças súbitas. Primeiramente o vídeo é decomposto em diferentes frequências espaciais. Isso porque eles podem exibir diferentes relações sinal-ruído, podendo assim serem ampliados de forma diferente. No geral, a pirâmide completa de Laplace é gerada [19]. Então, o processamento temporal é realizado em cada banda de frequência. Depois disso o sinal extraído é amplificado por um fator definido pelo usuário. E finalmente, ao sinal amplificado é adicionado a imagem original para obter a saída final [16].

Resultados

O Raspberry PI é um dispositivo com poder computacional limitado. A primeira implementação provia uma captura entre 1 e 2 frames por segundo, isso devido à alta utilização da CPU, onde cerca mais de 50% dos ciclos são utilizados pela biblioteca OpenCV juntamente com cálculos de ponto flutuante e operações matriciais de adição. Dentre as principais tarefas executadas pela OpenCV estão: captura de imagem, detecção de face, redimensionamento e exibição. Já o Método de Magnificação Euleriana é responsável por cerca de 30% da utilização de CPU, os 20% restantes são utilizados pelo sistema operacional.

Para melhorar o desempenho foram realizadas algumas melhorias nas operações indicadas acima. Na operação de detecção de face foi reduzida a área de detecção para 50% da altura e 50% da largura do *frame* capturado. Além disso, como é esperado que o paciente fique parado foi reduzida a taxa de detecção para uma vez por segundo, assim esperávamos uma redução de 70% e obtivemos 40% de redução de processamento.

Para a operação de redimensionamento para a operação de redução foi substituído o filtro Gaussiano por um método da biblioteca OpenCV chamado *area*, o qual tem resultado semelhante ao filtro Gaussiano e não prejudica a detecção. E para a operação de ampliação o filtro Gaussiano foi substituído por um método de interpolação linear onde seu resultado também é similar e não prejudica a detecção das variações. Com essas alterações na operação de redimensionamento

esperávamos 57% e obtivemos 43% de redução de processamento.

Na operação de captura de imagens foi limitada a 10 *frames* por segundo, assim essa alteração propiciou alcançar redução esperada para 3% de processamento.

Contudo na operação de exibição de imagens, os métodos testados utilizaram mais processamento do que o atualmente implementado, então este foi mantido inalterado até o presente momento.

Com a implementação das melhorias indicadas, alcançamos significativas reduções de processamento como indicam a Tabela 1 e no Gráfico 1.

Operação	Percentual		
	Atual	Esperado	Obtido
1 - Detecção de Face	10%	3%	6%
2 - Redimensionamento de imagem	28%	12%	16%
3 - Exibição de imagens	7%	5%	0%
4 - Captura de imagens	5%	3%	3%

Tabela 1: Expectativa de redução de processamento.

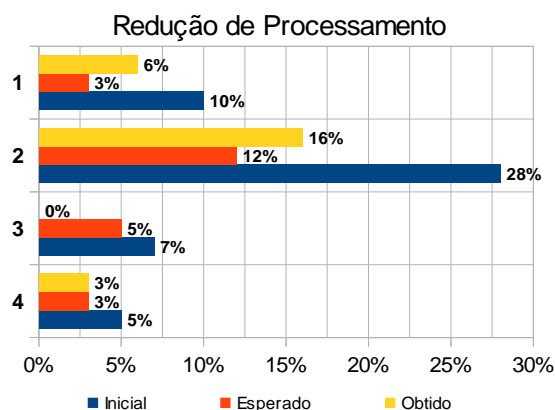


Gráfico 1: Demonstrativo da redução de processamento nas principais operações executadas.

Conclusão

Esta técnica aliada a um hardware de baixo custo como o Raspberry Pi [8] ou BeagleBoard Black [20], permite o desenvolvimento de um produto acessível financeiramente com seu custo estimado em \$50.00 (Raspberry Pi + WebCam + Adaptador Wireless) e com vários recursos a serem explorados. Outra vantagem importante quanto à possibilidade de se ter um sensor sem contato para o monitoramento da frequência cardíaca, é a conformidade intrínseca com as recomendações de segurança sobre o risco de perigos elétricos que são particularmente altos com aparelhos eletrônicos voltados para a área médica [21]. Além disso, a ausência de contato é importante em casos específicos,

tais como o monitoramento de pacientes biologicamente e/ou quimicamente contaminados, o monitoramento de pacientes que necessitam de cuidados intensivos (bebês prematuros, adultos), pessoas que precisam ter seus sinais vitais monitorados por longos períodos de tempo, bem como o monitoramento em casa, especialmente no cuidado de idosos [21].

Com esta proposta buscamos avaliar a implementação do método de magnificação de vídeo Euleriana e demonstrar sua eficiência, em uma plataforma de hardware de baixo custo, buscando implementar melhorias no desempenho. E devido à grande disseminação destas plataformas e em havendo sucesso nesta implementação, será possível disponibilizar uma tecnologia, de baixo custo, que agregará qualidade de vida às pessoas que sofrem com os atuais métodos (que utilizam eletrodos), e que não podem utilizá-los ou que não podem adquirir equipamentos especializados para realizar o monitoramento local ou remoto. Desta forma esta pesquisa tem potencial para avançar em campos, como, telemedicina, cuidados de saúde pessoal e ambiente assistido.

Referências

- [1] Wahr, J. and Diab, K. T. M. (1995). Pulse oximetry. *Respiratory Care Clinics of North America*, 1:77–105.
- [2] Gorgels, A. (2007). 3 Electrocardiography. In *Cardiovascular Medicine*, 3d ed. Springer, London, UK.
- [3] Welch, J., DeCesare, R., and Hess, D. (1990). Pulse oximetry instrumentation and clinical applications. *Respiratory Care*, 35:584–601.
- [4] Kenney, L., Bultstra, G., Buschman, R., Taylor, P., Mann, G., Hermens, H., Holsheimer, J., Nene, A., van der AA, M. T. H., and Hobby, J. (2002). An implantable two channel drop foot stimulator initial clinical results. *Artificial Organs*, 26(3):267–270.
- [5] Bisinotto, F., Abud, T., Neto, J., and Sousa, M. (1995). Queimadura provocada por bisturi elétrico associado ao oxímetro de pulso. Relato de caso. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 46(2):133–135.
- [6] Nagy, T. and Gingl, Z. (2013). Low-cost photoplethysmograph solutions using the raspberry pi. 14th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics, pages 163–167.
- [7] Broadcom (2012). High definition 1080p embedded multimedia applications processor. <http://www.broadcom.com/products/BCM2835>. Acessado em 29/11/2013.
- [8] Scalise, L. (2012). Non-Contact Heart Monitoring, *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis*, PhD. Richard Millis Ed. <http://www.intechopen.com/books/advances-in-electrocardiograms-methods-and-analysis/non-contact-heart-monitoring>.
- [9] Instruments, T. (2014b). Sitara ARM processors. <http://www.ti.com/lit/ml/sprt674/sprt674.pdf>. Acessado em 15/02/2014.
- [10] Welcome to opencv documentation! Available from: <http://docs.opencv.org/index.html> Acessado em 29/05/2014.
- [11] Alexander, C., Teller, L., and Gross, J. (1989). Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations. *Anesth Analg*, 68:368–376.
- [12] Webster, J. (1988). *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, volume 4. Wiley, New York, USA.
- [13] Poh, M., McDuff, D., and Picard, R. (2010). Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 18(10):10762–10774.
- [14] Poh, M., McDuff, D., and Picard, R. (2011). Advancements in non-contact, multiparameter physiological measurement using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1):7–11.
- [15] Verkruysse, W., Svaasand, LO. and Nelson, J. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics express*, 16(26):21434–21445, 2008.
- [16] Wu, H.-Y., Rubinstein, M., Shih, E., Gutttag, J., Durand, F., and Freeman, W. T. (2012). Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Transactions on Graphics Proc. SIGGRAPH 2012*, 31(4).
- [17] Raspberry, R. P. F. (2012). About us. <http://www.raspberrypi.org/about>. Acessado em 29/11/2013.
- [18] C., Torralba, A., Freeman, W., Durand, F., and Adelson, E. (2005). Motion magnification. *ACM Transactions on Graphics TOG*, 24:519–526.
- [19] Burt, P. and Adelson, E. (1983). The laplacian pyramid as a compact image code. *IEEE Transactions on Communications*, 31(4):532–540.
- [20] BeagleBoard (2014). Beagleboard.org. <http://beagleboard.org/>. Acessado em 15/02/2014.
- [21] Abowd, G., Bobick, A., Essa, I., Mynatt, E., and Rogers, W. (2002). The aware home developing technologies for successful aging. In *The Aware Home Developing Technologies for Successful Aging*. In AAAI Workshop and Automation as Care givers.