

Sistema Óptico Portátil para Auxílio na Análise de Marcha

Ranulfo Plutarco Bezerra Neto¹, Francisco Bruno Rocha¹, Diego Porto Rocha¹
Ricardo de Andrade Lira Rabêlo¹, André Macêdo Santana¹

¹Departamento de Computação – Universidade Federal do Piauí (UFPI)
Caixa Postal 64049-550 – Teresina – PI – Brasil

ranulfo0s@gmail.com, {ricardoalr, andremacedo}@ufpi.edu.br

Abstract. *This article presents a motion capture optical system using a smartphone as the runtime environment. The objective of the study is to perform clinical gait analysis through the use of active markers obtained by image segmentation using BlobDetection. Tests were performed comparing the processing time in different resolutions of images for each stage of the system, aiming to validate the accuracy and practicability of software execution. From the analysis of the results it is possible to prove the viability of the system, which presents an average capture of 18 frames per second in an environment with artificial lighting.*

Resumo. *Este artigo apresenta um sistema óptico de captura de movimento utilizando um smartphone como ambiente de execução. O objetivo do estudo é realizar análise de marcha clínica por meio do uso de marcadores ativos obtidos por segmentação de imagens usando BlobDetection. Foram realizados testes comparando tempo de processamento em diferentes resoluções de imagens para cada etapa do sistema, no intuito de validar a acurácia e praticabilidade de execução do software. A partir da análise dos resultados foi possível comprovar a viabilidade do sistema, que apresentou uma média de captura de 18 frames por segundo em ambiente com iluminação artificial.*

1. Introdução

A marcha, para um padrão bípede, é a movimentação dos membros inferiores, à frente e de corpo ereto, que pode ser descrito em um ciclo compreendendo desde o contato de um pé ao solo até o contato seguinte desse mesmo pé, como pode ser visto na Figura 1. Esse ciclo se repete indefinidamente a cada passo [Viel 2001]. De acordo com o [IBGE 2010], 5,7% da população brasileira sofre de deficiência motora. Com esse paradigma, a análise de marcha compara o movimento saudável a movimentos realizados por pacientes em fase de recuperação de danos motores nos membros inferiores, para que, dessa forma, haja um acompanhamento mais preciso do desenvolvimento dos pacientes.

A análise do processo de movimentação biológica definida como marcha humana tem sido utilizada, nos últimos tempos, como um meio mais preciso de diagnóstico em terapias ou etapas de recuperação de sujeitos com distúrbios, deficiências, anomalias ou limitações. De acordo com [Tanaka et al. 2007] um alto número de artigos na literatura ainda apresenta a análise de marcha por método observacional não tão fidedigno quanto o computacional, entretanto ainda se é feito por conta do alto custo do sistema e não praticidade devido necessidade de um técnico para monitorar o sistema.

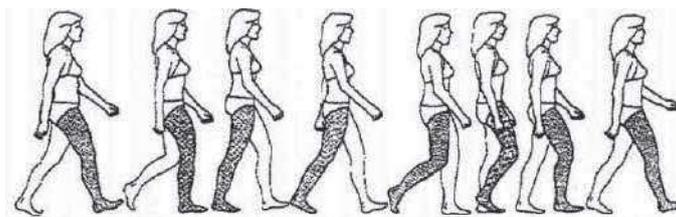


Figura 1. Ciclo de Marcha

Este trabalho busca propor uma alternativa, portátil e prática, para análise de marcha. Essa alternativa tem como base a utilização de um smartphone com marcadores ativos para gerar a posição do pé, joelho e quadril, juntamente com o ângulo formado pelo joelho do sujeito analisado.

2. Trabalhos Relacionados

A análise de marcha computadorizada se apoia em diferentes tipos de sistemas de captura de movimento, como sistemas com acelerômetro, giroscópio, sensores magnéticos, e sensores com eletromiograma (EMG). Dentre os citados os mais cotados, recentemente, são: dispositivos baseados em eletromiografia (EMG), dispositivos de acelerômetros e por fim os sistemas que usufruem da tecnologia de captura de movimento baseada em câmeras, com e sem marcadores.

Um sinal eletromiográfico (EMG) consiste em um potencial elétrico produzido pela contração de determinado músculo, sendo medido na superfície da pele (não invasivo) ou internamente à pele (invasivo) nas camadas mais superficiais do músculo. A partir desta captura de sinal, é possível traçar parâmetros para a condução de uma interface como as descritas em [Kunju et al. 2009, Sasayama and Murakami 2013].

Os acelerômetros são instrumentos que medem a aceleração aplicada em um ou mais eixos. O mecanismo se faz a partir da movimentação do segmento ou local onde o sensor foi fixado, que com sua inércia em relação a uma base fixa no interior é detectada e transformada em um sinal elétrico. Trabalhos como [Barbieri et al. 2004, Martins et al. 2014] mostram algumas formas de interpretar estes sinais.

Sistema de captura de movimento óptico (SCMO) é o processo de identificar características em uma streaming de vídeo usando técnicas de processamento de imagem. Um dos principais problemas encontrados pelos sistemas óticos é o alto processamento necessário para extrair as características chaves. De forma a amenizar este problema é utilizado marcos e câmeras preposicionadas tanto em soluções comerciais como na pesquisa [Bailey 2007]. A Figura 2 mostra um SCMO sendo utilizado para reabilitação.

Há três tipos de câmeras sendo usadas pelas SCMO: IRLED câmeras, RGB câmeras, e câmeras normais. O primeiro tipo trabalha diretamente com marcos passivos, marcos com substancias retro refletivas, emitindo luz infravermelha que é refletida pelo marco discriminando a posição do mesmo. O segundo tipo utiliza cores primarias para segmentar a imagem, e para melhor eficácia é utilizada uma roupa colorida para segmentar as partes do corpo [Lindequist 2004]. O ultimo é geralmente utilizado com marcos ativos, *leds* emissores de infravermelho ou RGB fixadas no corpo, estes marcos são capturados através da emissão vinda de cada *led*. Exemplos de trabalhos com marcos ativos, passivos



Figura 2. Sistema de captura ótico sendo utilizado para reabilitação

e sem marco são respectivamente [IVO Stanic 2010], [Tanie et al. 2005, Yang et al. 2016] e [Sridhar et al. 2013].

3. Sistema Proposto



Figura 3. Sistema Óptico Proposto

Visando o baixo custo e portabilidade do sistema, foi desenvolvido um sistema óptico de captura de movimento utilizando um smartphone e fitas de *led* representando marcos ativos, como pode ser visto na Figura 3. O sistema busca utilizar técnicas de processamento de imagem para detectar o posicionamento dos marcos e calcular o ângulo formado pelas juntas do indivíduo. Na Figura 4 podemos ver o passo a passo do procedimento realizado.

A captura e processamento de imagem foi implementada através da biblioteca OpenCV [OpenCV 2016]. Com o *frame* capturado é realizado um cálculo para correção da distorção da imagem através da matriz obtida pela calibração. E então a imagem é convertida para HSV (*hue, saturation and value*). pela sua representação direta de luminosidade através da saturação. Com a imagem convertida em HSV é realizada a segmentação separando a imagem em 3 canais e aplicado a escala mínima e máxima: (0,250,0),

(0,255,0) apenas no canal correspondente a saturação, para segmentar a imagem, destacando apenas os marcos.



Figura 4. Fluxograma de estados

Com a imagem segmentada, é feita a detecção de centroides de cada segmento de imagem resultante da segmentação. Para isso foram utilizados alguns algoritmos de detecção de *blob* e foi escolhido o *findContours* [Suzuki and Abe 1985] para armazená-los. *Blobs* são uma região da imagem em que algumas propriedades, como brilho ou cor, são constantes ou aproximadamente constantes. Então, é executado para cada *blob* um cálculo do centroide através da função *Moments* que utiliza o teorema de Green que pode ser visto em [Green 1828] para calcular o centro da área do *blob*.

4. Resultados

No experimento 1 foi posicionado um sujeito vestindo as fitas de *led* a dois metros do smartphone em ambiente fechado com iluminação artificial, este procedimento visa averiguar os tempos de processamento e os procedimentos realizados para cada etapa. A captura da imagem é realizada por uma função da OpenCV em Java, e obtemos em média: 41,48 a 179,9ms. As demais etapas foram implementadas em C++ utilizando Android NDK [AndroidNDK 2016]. A calibração da imagem é realizada apenas uma vez para armazenar a matriz de calibração. Após este procedimento cada *frame* precisa ser multiplicado pela matriz de calibração para corrigir a distorção causada pela lente da câmera. Este procedimento leva em média: 38,67 a 611,13ms.

Após experimentação, foram obtidos os mesmos resultados de discriminação de imagem tanto pela conversão para o HSV (*hue, saturation and value*) quanto para o HLS (*hue, lightness and saturation*), pois as duas transformações de imagem possuem uma variável que representa a luminosidade. Porém o tempo médio de processamento do HSV foi significativamente mais rápido comparado ao HLS, dependendo da resolução em média 5 vezes mais rápido. O resultado pode ser visto na Figura 5(b).

O processo de segmentação da imagem, como pode ser visto na Figura 5(c), foi obtido em média entre 7,27 e 123,67ms. E, por fim, a Figura 5(d) mostra a detecção utilizando o algoritmo *findContours* obteve em média entre 1,79 e 20,97ms. As médias de menor tempo e maior tempo foram feitas utilizando as resoluções 320x240 e 1024x768, respectivamente, como pode ser visto na Figura 4, quanto maior a resolução maiores são os tempos de processamento para cada etapa.

Foi observado também que quanto menor a resolução mais é perdida informação dos marcos, tanto com relação a luminosidade quanto em relação a possíveis partículas que podem ser visualizadas como marcos. Por este motivo, a resolução de 640x480 é ideal para ambientes com luminosidade pelo custo benefício. Já para ambientes escuros

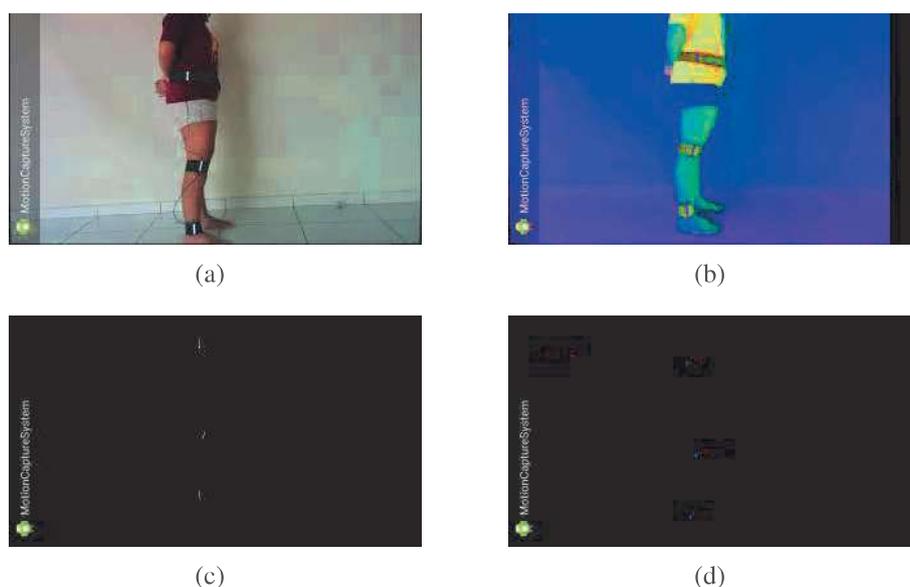


Figura 5. (a): Imagem Capturada (b): Imagem Calibrada (c): Imagem Segmentada (d): Imagem após Detecção

a resolução de 320x240 é mais aconselhável pela rapidez. A Figura 6 ilustra os tempos de execução destes algoritmos em diferentes resoluções. É visto que, quanto menor a resolução, menor será o tempo de processamento de cada etapa, entretanto uma resolução abaixo de 640x480 só é aconselhável em ambiente sem iluminação pelo reduzido tamanho do marco capturado pelo sistema.

Para comprovar a funcionalidade do cálculo de ângulo dos marcos, foi realizado o experimento 2 utilizando uma fita de *led* inteira, e ocultando duas partes para representar três marcos em angulação de 0 graus. Foram obtidos resultados entre 0,42 e 0,67 graus, como não foi possível mesurar o real ângulo entre os marcos acusamos a comprovação da funcionalidade, sem a certeza do grau de erro. A Figura 7 ilustra o procedimento. Nesse mesmo experimento foi observada a diferença dos graus entre o frame calibrado e não calibrado, e obtivemos em média 0,002194 a 0,06964 graus.

Como resultado final deste trabalho foi realizado o experimento 3, contemplando um sujeito a dois metros de distancia do smartphone utilizando os marcos ativos no quadril, joelho e pé. Foi utilizado ambiente sem iluminação. A resolução escolhida foi de 320x240, por obter resultados mais rápidos. O sujeito foi então capturado dando uma passada no sentido perpendicular à câmera, começando com a perna de trás que não possui marcos e finalizando o ciclo da passada com a perna vestida nos marcos. As Figuras 8(c) e 8(a) mostram os pontos de sensores capturados por cada marco, ilustrando o movimento realizado pelo sujeito em coordenadas *x/y* representadas em *pixels*. Sendo que o primeiro movimento (8(d) e 8(c)) foi capturado utilizando a correção de distorção da imagem, já o segundo movimento (8(b) e 8(a)) é refeito, entretanto sem a correção de distorção.

Nas Figuras 8(d) e 8(b) obtemos os ângulos do joelho correspondentes aos movimentos realizados nas Figuras 8(c) e 8(a). É importante observar que no primeiro movimento o sistema está funcionando em torno de 10 *frames* por segundo, enquanto que no segundo movimento obtemos uma média de 18 *frames* por segundo. Por este motivo,

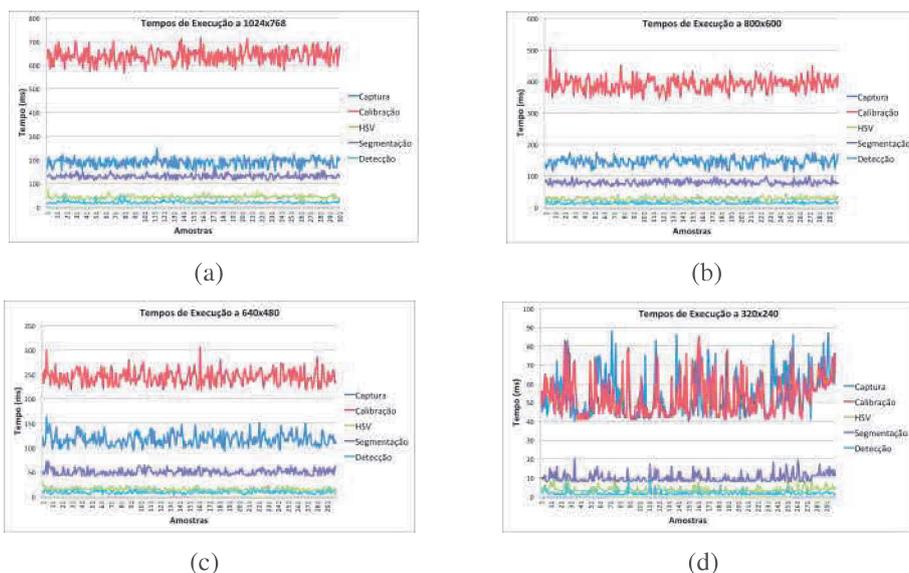


Figura 6. Tempos de Execução para as Resoluções: (a): 1024x768 (b): 800x600 (c): 640x480 (d): 320x240



Figura 7. Experimento para Calculo do Ângulo dos Marcos dos Marcos

obtivemos resultados bem mais esparsos e agudos no movimento um comparado ao movimento dois. Mesmo com a baixa frequência de processamento tanto a Figura 8(d) quanto 8(b) retratam com clareza o ciclo de movimento realizado pelo sujeito.

5. Conclusão

Os experimentos realizados com o protótipo mostraram que é possível implementar um sistema de captura de movimento utilizando um smartphone com marcos ativos. Observamos que, para uma análise mais consistente dos dados, será necessário uma diminuição do tempo de captura e distorção da imagem.

Como trabalhos futuros, visamos implementar a própria classe de captura de imagem para diminuição do tempo de captura obtido pela OpenCV, e um estudo mais apurado para viabilidade da distorção da imagem em uma câmera de celular. Além disso, uma interface para comunicar os resultados mostrando a classificação de cada fase do ciclo de marcha.

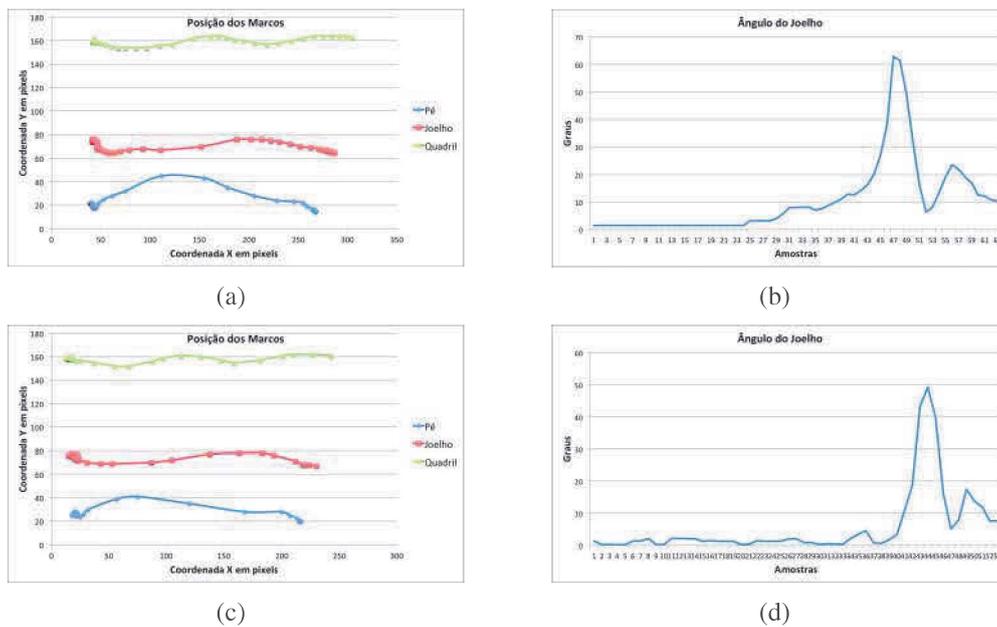


Figura 8. (a): Posição em coordenadas x/y sem correção de distorção (b): Ângulo do joelho sem correção de distorção (c): Posição em coordenadas x/y com correção de distorção (d): Ângulo do joelho com correção de distorção

Referências

- AndroidNDK (2016). Android native development kit. <http://developer.android.com/intl/pt-br/tools/sdk/ndk/index.html>. [Online; acessado 1-Fevereiro-2016].
- Bailey, B. (2007). Real time 3d motion tracking for interactive computer simulations. Master's thesis.
- Barbieri, R., Farella, E., Benini, L., Riccò, B., and Acquaviva, A. (2004). A low-power motion capture system with integrated accelerometers. *Consumer Communications and Networking Conference*.
- Green, G. (1828). *An Essay on the Application of Mathematical Analysis to the Theories of Electricity and Magnetism*. Harvard University.
- IBGE (2010). Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia.pdf. [Online; acessado 1-Fevereiro-2016].
- IVO Stanic, DANIELA Borojevic, V. Z. (2010). Human kinematics measuring using a high speed camera and active markers. *International Conference on Simulation, Modelling and Optimization*.
- Kunju, N., Kumar, N., Pankaj, D., Dhawan, A., and Kumar, A. (2009). Emg signal analysis for identifying walking patterns of normal healthy individuals. *Indian Journal of Biomechanics*.

- Lindequist, J. (2004). Construction of a motion capture system. Master's thesis, Vaxjo University.
- Martins, M., Elias, A., Cifuentes, C., Alfonso, M., Frizzera, A., Santos, C., and Ceres, R. (2014). Assessment of walker-assisted gait based on principal component analysis and wireless inertial sensors. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*.
- OpenCV (2016). Opencv. <https://opencv.org/>. [Online; acessado 1-Fevereiro-2016].
- Sasayama, M. and Murakami, T. (2013). Design of a gait rehabilitation system: Gait analysis and gait trajectory generation algorithm. *Symposium on Industrial Electronics*.
- Sridhar, S., Oulasvirta, A., and Theobalt, C. (2013). Interactive markerless articulated hand motion tracking using rgb and depth data. *International Conference on Computer Vision (ICCV)*.
- Suzuki, S. and Abe, K. (1985). Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*.
- Tanaka, M. S., Luppi, A., Morya, E., Fávero, F. M., Fontes, S. V., and Oliveira, A. S. B. (2007). Principais instrumentos para a análise da marcha de pacientes com distrofia muscular de duchenne. *Revista Neurociências*.
- Tanie, H., Yamane, K., and Nakamura, Y. (2005). High marker density motion capture by retroreflective mesh suit. *International Conference on Robotics and Automation*.
- Viel, E. (2001). *A Marcha Humana, A Corrida E O Salto*. Editora Manole.
- Yang, C., Ugbolue, U. C., Kerr, A., Stankovic, V., Stankovic, L., Carse, B., Kaliarntas, K. T., , and Rowe, P. J. (2016). Autonomous gait event detection with portable single-camera gait kinematics analysis system. *Journal of Sensors*.