

Sistema Óptico Portátil para Auxílio na Análise Cinemática da Marcha Humana

Ranulfo Plutarco Bezerra Neto¹, Francisco Bruno de Sousa Rocha², Diego Porto Rocha³, Karoline de Moura Farias⁴, Ricardo de Andrade Lira Rabêlo⁵, André Macêdo Santana⁶.

Resumo

Este artigo apresenta um sistema óptico para auxílio na análise de movimento utilizando um *smartphone* como ambiente de execução. O objetivo do estudo é apresentar um sistema de baixo custo para auxiliar a análise de marcha clínica, em ambiente terrestre e plano, por meio do uso de marcadores ativos. Foram realizados testes comparando tempo de processamento em diferentes resoluções de imagens para cada etapa do sistema, no intuito de avaliar a praticabilidade de execução do software. Para avaliação qualitativa da marcha foi realizado testes em indivíduos sem histórico de patologia comparando os resultados do ângulo do joelho durante a marcha. A partir da análise dos resultados foi possível comprovar a viabilidade do sistema no que diz respeito à qualidade das informações angulares do joelho durante a marcha, bem como o desempenho do sistema durante a execução dos experimentos.

Palavras-chave: Captura de Movimentos, Análise de imagem, Celular.

Abstract

This paper presents an optical system to aid in the human motion analysis using a smartphone as a platform. The objective of the study is to present a low cost system to aid clinical gait analysis, at a terrestrial and flat environment, using active markers. Tests were performed comparing processing time at different image resolutions for each stage of the system, in order to evaluate the software execution feasibility. For the qualitative gait assessment, tests were performed on individuals with no history of pathology comparing knee angle results during gait process. From the analysis of the results it was possible to prove the system's feasibility in regard of the knee angular quality information during the gait, as well as the system's performance during the experiments execution.

Keywords: Motion Capture, Image Analysis, Cellphone.

¹Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:ranulfo0s@gmail.com

²Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:f.bruno.rocha@gmail.com

³Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:diegoporto@ufpi.edu.br

⁴Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:kdemourafarias@gmail.com

⁵Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:ricardoalr@ufpi.edu.br

⁶Universidade Federal do Piauí (UFPI), Teresina – PI – Brasil, E-mail:andremacedo@ufpi.edu.br

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. Esse ciclo se repete indefinidamente a cada passo (VIEL, 2001) e é caracterizado por duas fases: apoio e balanço, como descrito na Figura 1. 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.

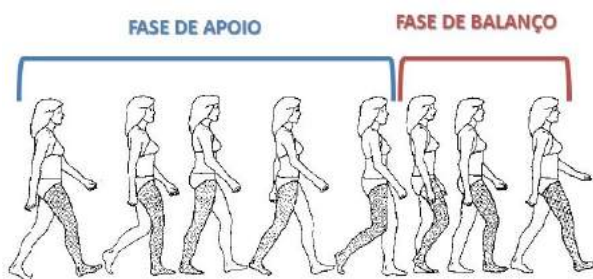


Figura 1: Imagem demonstrativa da marcha humana dividida em duas fases (ROSE; GAMBLE, 1998)

O presente trabalho apresenta uma solução de baixo custo e portátil com objetivo de auxiliar profissionais na análise da marcha hu-

mana, sendo esta a sua contribuição científica. Essa abordagem tem como base a utilização de um smartphone com marcadores ativos para gerar a posição do tornozelo, joelho e quadril, juntamente com o ângulo formado pelo joelho do indivíduo analisado. Nas próximas seções serão descritos: os trabalhos relacionados ao tema de pesquisa; a metodologia utilizada; o sistema proposto, onde são descritos todas etapas de desenvolvimento; os resultados, que demonstram a viabilidade do sistema considerando tempo de processamento e qualidade dos resultados obtidos; e conclusão. Além disso, é importante destacar que o trabalho é uma extensão do artigo (BEZERRA NETO et al., 2017), onde são acrescentados maiores detalhes de cada procedimento do sistema proposto, uma descrição minuciosa dos métodos estudados para realização da pesquisa bem como análises detalhadas dos resultados obtidos comparando com *datasets* públicos de análise cinemática de marcha. A análise apresentou resultados satisfatórios no que diz respeito ao registro do ângulo joelho durante a marcha. Onde foram testados diferentes métodos de segmentação para detecção dos marcos com diferentes resoluções de imagem em indivíduos sem patologia na marcha. Além disso foram testados o consumo de cpu, memória, bateria e tempo de processamento do sistema desenvolvido.

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; 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 da streaming de vídeo. De forma a amenizar este problema são utilizados marcos e câmeras preposicionadas tanto em soluções comerciais como na pesquisa (BAILEY, 2007). A Figura 2 mostra um SCMO sendo utilizado para reabilitação.



Figura 2: Sistema de captura ótico sendo utilizado para reabilitação (QUALISYS, 2019).

Há três tipos de câmeras comumente usadas pelas SCMOs: IRLED câmeras, RGB câmeras, e câmeras normais. O primeiro tipo trabalha diretamente com marcos passivos, marcos com substâncias retro refletivas, emitindo luz infravermelha que é refletida pelo marco dis-

criminando a posição do mesmo. O segundo tipo utiliza cores primárias 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 e sem marco são respectivamente (STANIC DANIELA BOROJEVIC, 2010), (TANIE; YAMANE; NAKAMURA, 2005; YANG et al., 2016) e (SRIDHAR; OULASVIRTA; THEOBALT, 2013).

Em Araújo, Andrade e Barros (2005) é feita uma análise cinemática tridimensional da marcha usando um sistema de videogrametria. Posicionando 6 câmeras no ambiente, acoplados no suporte iluminadores de luz branca orientados na mesma direção óptica das câmeras, o sistema identifica marcos passivos retrorreflexivos. Cada câmera é conectada a um computador que são interligados por uma intranet.

Em (RIBAS et al., 2007) é feito um estudo com objetivo determinar as variáveis angulares do joelho e tornozelo da marcha em ambiente aquático, e compará-las com o ambiente terrestre. Foi usado marcos de cor branca passivos detectados por uma câmera digital no ambiente terrestre e duas câmeras digitais protegidas no ambiente subaquático.

Neste trabalho, é usado o smartphone como unidade de processamento central e sua câmera para captura das imagens. O sistema no smartphone faz a detecção de marcos ativos em um sistema plano e terrestre. As informações de posicionamento destes marcos são armazenadas, assim é possível calcular o caminho que os marcos fizeram durante a marcha. Para validar esses dados de posicionamento foi feita uma análise comparativa com um *dataset* público com análises cinemáticas de marcha humana (FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2018).

3 Metodologia

Nesta seção são descritos detalhadamente todas as etapas do ciclo e análise cinemática da marcha humana em ambiente terrestre e plano. Além disso são apresentados os principais algoritmos e técnicas utilizadas para detecção dos marcos ativos durante a marcha.

3.1 Ciclo da marcha

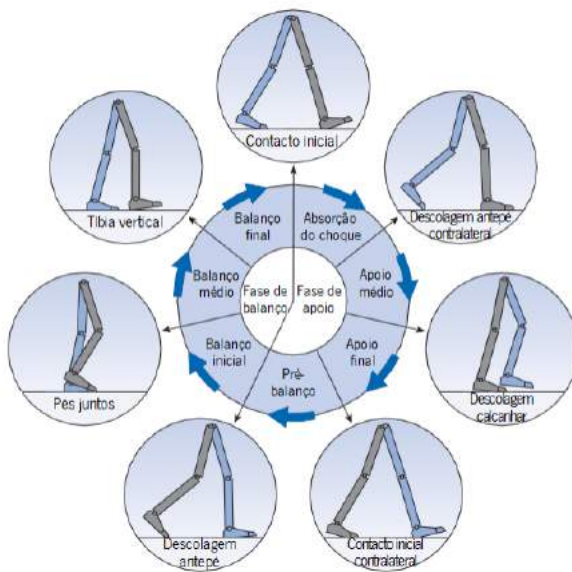


Figura 3: Ilustrações das diferentes fases de um ciclo de marcha (BARBOSA, 2011)

O ciclo de marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um evento repetitivo. Um ciclo de marcha é descrito por uma fase de apoio e uma de balanço, onde a primeira corresponde a 60% do ciclo e a segunda 40% (FREIRE, 2008). Numa análise de marcha é essencial a identificação dos vários eventos do ciclo de marcha. Segundo Barbosa (2011), a definição destes eventos e de outros termos importantes é um ponto de partida imprescindível para o estudo de aproximadamente todos os aspectos da marcha. A seguir são apresentados os eventos que compõem o ciclo de marcha e o quanto cada evento contribui para a completude desse ciclo:

1. Contato Inicial (CI - 0% a 10%)

2. Descolagem do antepé contralateral (DAC - 10% a 30%)
3. Descolagem do calcâneo (DC - 30% a 50%)
4. Conta inicial contralateral (CIC - 50% a 60%)
5. Descolagem do antepé (DA - 60% a 73%)
6. Pés juntos (PJ - 73% a 87%)
7. Tíbia vertical (TV - 87% a 100%)

A Figura 3 apresenta cada um desses eventos considerando a perna direita como iniciador da marcha. Entre esses eventos são destacados sete períodos que por sua vez encontram-se inseridos em duas fases principais: a fase de apoio, quando o pé se encontra no chão, e a fase de balanço, em que o pé se move no ar. Nesta subdivisão do ciclo de marcha em sete períodos, quatro dos mesmos ocorrem na fase de apoio e três na fase de balanço. A fase de apoio subdivide-se nos seguintes períodos:

1. Absorção do choque (AB)
2. Apoio médio (AM)
3. Apoio final (AF)
4. Pré-balanço (PB)

A fase de balanço subdivide-se em:

1. Balanço inicial (BI)
2. Balanço médio (BM)
3. Balanço final (BF)

Considerando essas subdivisões, um ciclo de marcha se inicia com o contato do calcâneo com o solo, no período de absorção do choque, que termina quando o pé contralateral levanta do solo (descolagem do antepé contralateral). Desta forma, o suporte passa a ser realizado por um único pé. Após é iniciado o período de apoio médio que termina com a descolagem do calcâneo direito do solo. O período de apoio final termina no momento em que o pé oposto

contata o solo (contato inicial contralateral) e sucede-se a fase de pré-balanço. Entre as fases de apoio e balanço está o evento de descolagem do antepé. O período de balanço médio ocorre quando o membro de suporte e o membro de oscilação se cruzam (pés juntos), terminando a fase de balanço com um novo contato inicial e o recomeço de um novo ciclo.

3.2 Análise Cinemática da Marcha Humana

A análise cinemática da marcha consiste na obtenção de características geométricas do movimento (comprimento, largura, ângulos) de um indivíduo e na análise comparativa com características consideradas normais segundo parâmetros biomecânicos (FREIRE, 2008).

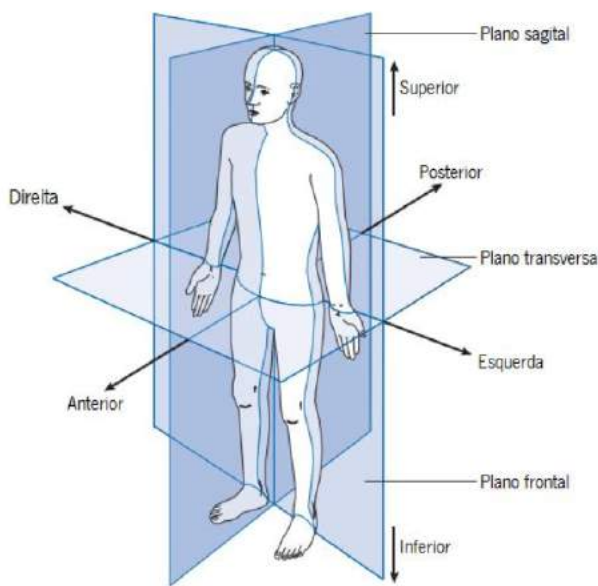


Figura 4: Posição anatômica, com três planos de referência e seis direções fundamentais (BARBOSA, 2011)

Na biomecânica da marcha, três juntas se destacam na realização dos movimentos: juntas do quadril (coxo-femoral), junta do joelho e a junta do tornozelo (talocrural). Durante a realização da marcha são analisados características como a extensão, flexão, abdução, adução e a rotação (interna e externa) de cada uma dessas juntas no plano frontal, transversal e/ou sagital conforme demonstrado nas Figura 4 e Figura 5 (BARBOSA, 2011).

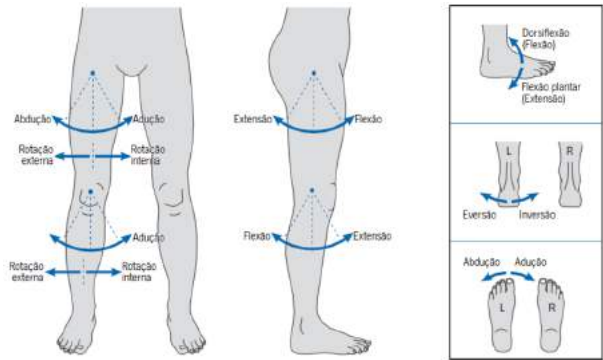


Figura 5: Movimentos em torno do quadril, joelho e tornozelo (BARBOSA, 2011)

Neste trabalho é realizada uma análise cinemática da marcha considerando os parâmetros angulares do joelho no plano sagital de um indivíduo sem patologia.

3.3 Padrões de cores

Uma imagem comum, capturada por uma câmera, tem seu espaço de cores representada pelo modelo RGB, cuja representação é dada em coordenadas cartesianas para cada componente.

A vantagem em se usar esse modelo é a fidelidade com que as imagens representam as cores percebidas pelo olho humano, porém, a mistura da cromaticidade com a luminosidade prejudica a segmentação baseada em cor, pois a classificação de uma cor é diferenciada pela iluminação do ambiente.

O modelo HSV trabalha em uma modelagem do espaço de cores de maneira mais subjetiva. O sistema de coordenadas, ao contrário do RGB, é um cilindro em que seu subconjunto de cores é definido em um hexágono, ou pirâmide de 6 lados.

Na Figura 6, tem-se que o eixo V representa a escala em tons de cinza que varia de 0 a 1, o S representa a saturação que varia de 0 (centro do hexágono, onde as cores ficam esmaecidas) a 1 (extremidades do hexágono, onde as cores são mais puras). O H representa o matiz que é dado pelo ângulo ao redor do eixo vertical que varia de 0° a 360°, em que cada ângulo representa uma tonalidade.

O modelo HLS funciona semelhante ao

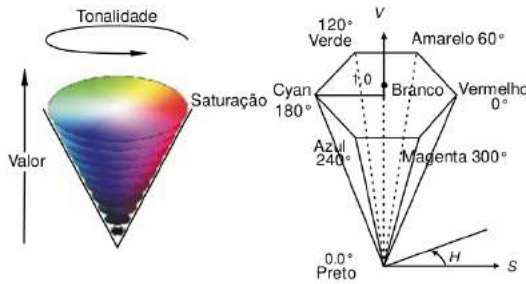


Figura 6: Figura ilustrativa do espaço e subespaço de cores do padrão HSV(AZEVEDO, 2003)

HSV, porém é representado por um hexágono duplo como na Figura 7, diferentemente do HSV, possui uma componente L, que apresenta máxima saturação com valor 0,5.

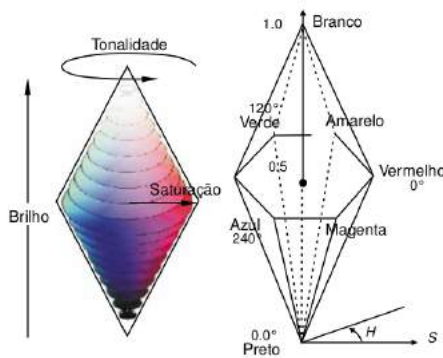


Figura 7: Figura ilustrativa do espaço e subespaço de cores do padrão HLS(AZEVEDO, 2003)

O padrão RGB sofre com mudanças de iluminação do ambiente e isso possibilitaria que o sistema apresentasse resultados muito divergentes em ambientes com diferentes tipos de iluminação. Por essa razão, o uso de um padrão que separasse as componentes relacionadas a cores das relacionadas à iluminação seria preferível. Visto que os *leds* são os marcos ativos do protótipo e são fontes emissoras de luz, o lógico seria utilizar um padrão que permitisse capturar as fontes de luz na imagem. Os padrões mais populares que trabalham dessa forma são o HSV e HLS. Nesses padrões de cores os canais V do HSV e L do HLS permitem a separação das cores de suas fontes de

luz. Assim sendo, como as câmeras não possuem a funcionalidade de gravar imagens nesses padrões, foi utilizada a biblioteca OpenCV para conversão das imagens em RGB.

3.4 Limiarização (*Thresholding*)

A limiarização ou *thresholding* é um método de processamento de imagem utilizado para segmentação que converte uma imagem em escala de cinza ou colorida para uma imagem binária (STOCKMAN; SHAPIRO, 2001).

A maneira mais simples de limiarização é substituir cada pixel de uma imagem por preto se a intensidade $I_{i,j}$ for menor que um valor fixo T constante ($I_{i,j} < T$), ou por branco se a intensidade do pixel for maior que a constante. Alguns dos principais métodos de limiarização são: Limiar binário (*thresh binary*), Limiar truncado (*thresh trunc*), Limiar para zero (*thresh tozero*), Limiar *Otsu* e Adaptativo (OPENCV, 2019).

Neste trabalho a limiarização é utilizada para segmentar as informações dos marcos ativos presentes no quadril, joelho e tornozelo. Além do uso dos limiares mencionados anteriormente são utilizados limiares simples baseado no intervalo das componentes V e L dos padrões de cores HSV e HLS.

4 Sistema Proposto



Figura 8: Sistema Óptico Proposto

Visando o baixo custo e portabilidade, o sistema proposto é composto por um smartphone com sistema Android e fitas de *leds* representando marcos ativos, posicionados no qua-

dril, joelho e tornozelo do indivíduo analisado, como pode ser visto na Figura 8. O sistema busca utilizar técnicas de processamento de imagem para detectar o posicionamento dos marcos e calcular o ângulo formado pelo joelho. Na Figura 9 podemos ver o passo a passo do procedimento realizado.

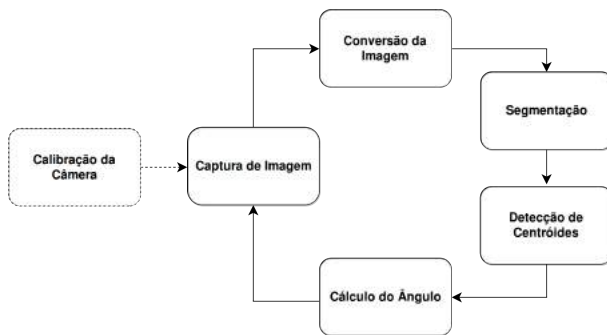


Figura 9: Fluxograma de execução.

Inicialmente é realizado o procedimento de calibração. Este processo é realizado devido ao fator de distorção causado pelas lentes da câmera, que, devido a curvatura, prejudica o mapeamento dos pontos da imagem para o mundo real. Este procedimento é possível a partir da obtenção da matriz da câmera e da matriz que determina os coeficientes de distorção (SZELISKI, 2010), juntas elas formam a matriz de calibração. A biblioteca OpenCV (OPENCV, 2019) já apresenta métodos implementados para obtenção dessas matrizes. O cálculo da matriz de calibração é um processo que é realizado apenas uma vez, para cada resolução da câmera. Depois de obtida, a matriz é salva e pode ser aplicada na execução do programa, habilitando a opção em configurações.

Na Figura 11 é apresentado as telas do aplicativo para smartphone que executa o sistema proposto. O aplicativo abre câmera do celular com configurações padrões inicialmente (Figura 11(a)). Nesta tela é possível acessar as configurações do aplicativo e é possível gravar um vídeo, função que pode ser usada para criação de *datasets*. Nas configurações, a primeira aba é possível alterar a resolução da câmera (Figura 11(b)). Na segunda, pode ser trocado os métodos de segmentação baseados em Limiar (Limiar Simples, Limiar Normal, Limiar Adaptativo e *Otsu*), o padrão de cor utilizado

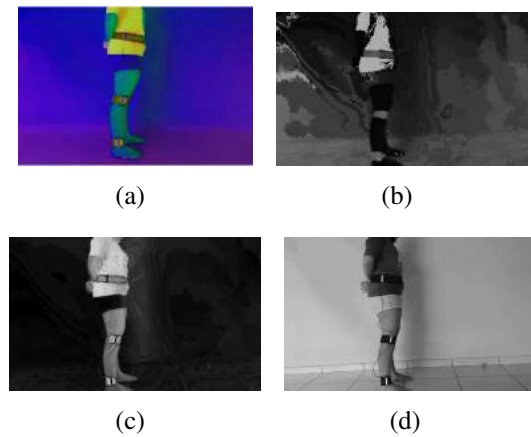


Figura 10: (a): Imagem HSV (b): Canal H (c): Canal S (d): Canal V

(HSV e HLS), o tipo de limiar (Binário, Truncado e Para Zero) para o método e o valor do limiar (Figura 11(c)). Na última aba, é possível ativar o modo de calibração da câmera, ativar a correção de distorção da imagem, se a câmera na resolução configurada estiver a calibrada e é possível ativar mostrar na tela a quantidade de capturas de imagens por segundo, o *FPS* (Figura 11(d)).

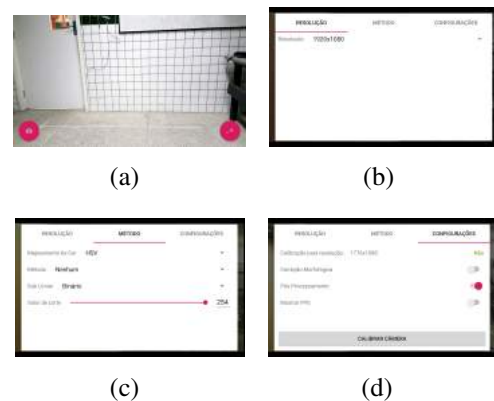


Figura 11: (a): Tela principal com (b): Aba resolução (c): Aba escolha de método e parâmetros (d): Aba de calibração

Com a matriz de calibração definida, é realizado a captura da imagem. Nessa etapa é realizada a correção da distorção por meio das informações de calibração. A imagem resultante é utilizada como entrada para a fase de conversão. Para esta etapa foram realizado testes com diferentes padrões de cores, com o objetivo de

determinar qual melhor desempenho na detecção dos marcos os marcos(*leds*). Os padrões testados foram o HSV (*hue, saturation and value*) e HLS (*hue, lightness and saturation*). A Figura 10 mostra a imagem convertida para o padrão HSV, bem como a divisão em suas três componentes. Já A Figura 12 mostra a imagem convertida para HLS e suas divisões nos canais H, L e S.

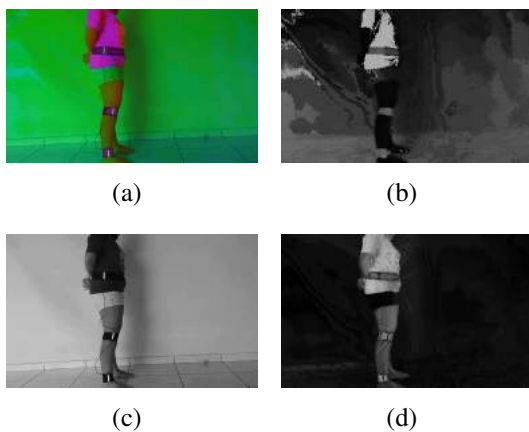


Figura 12: (a): Imagem HLS (b): Canal H (c): Canal L (d): Canal S

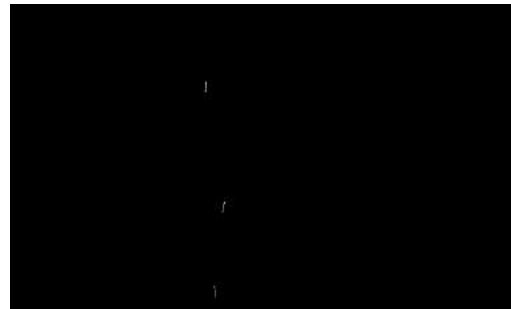
A fim de saber qual modelo apresentaria melhor desempenho foram feitos teste de eficiência na identificação dos marcos, na Figura 13 mostra o resultado da aplicação de um *threshold* nas componentes V e L do HSV e HLS.

Com a imagem convertida em HSV é realizada a segmentação separando a imagem em 3 canais e aplicado a escala mínima e máxima: (0,0,250), (0,0,255) apenas no canal correspondente ao valor, para segmentar a imagem, destacando apenas os marcos. Já na segmentação utilizando HLS as escalas máximas e mínimas foram (0,250, 0) e (0,255,0), onde apenas o canal correspondente a luminância foi considerado.

Com a imagem segmentada, é feita a detecção de centroides de cada região destacada pela segmentação. Para isso foi utilizado o algoritmo de detecção de *blobs* e para armazenar as regiões identificadas foi escolhido o *findContours* (SUZUKI; ABE, 1985). *Blobs* são regiões da imagem em que algumas proprie-



(a)



(b)

Figura 13: (a): Componente V do HSV segmentada com *threshold* (0,0,250) (0,0,255) (b): Componente L do HLS segmentada com *threshold* (0,250, 0) (0,255,0)

dades, como brilho ou cor, são constantes ou aproximadamente constantes. Depois identificada as regiões(*blobs*) na imagem é realizado o cálculo dos centroides de cada *blob* através da função *Moments* que utiliza o teorema de Green, que pode ser visto em (GREEN, 1828).

Após identificados os centroides é realizado o cálculo do ângulo do joelho(*knee*). Este cálculo é realizado tomando como base os ângulos da quadril(*hip*) e tornozelo(*foot*). As posições dos centroides e o ângulo do joelho são armazenados em arquivo, onde é possível analisar passo a passo o progresso da marcha do indivíduo analisado.

5 Resultados

A fim de obter embasamento científico, foram feitas pesquisas na literatura e entrevistas com fisioterapeutas especializados no tema. Foram realizados experimentos com dois indivíduos jovens do sexo masculino e feminino sem patologia na marcha. Nesses experimen-

tos os indivíduos foram posicionados a 2 m do smartphone, com *leds* posicionados no quadril, joelho e tornozelo. A fim de obter dados dos marcadores durante a marcha, os indivíduos tiveram que realizar percursos de 1,90 m em ambiente terrestre e plano sob luz artificial. Os experimentos foram realizados nas resoluções 1280x720, 1024x768, 800x450 e 640x480. Após uma análise de viabilidade, os métodos que se saíram melhor na segmentação dos marcos foram os métodos de Limiar HSV e HLS Simples e Limiar Normal Binário e Para Zero. Os métodos *Adaptative Threshold*, *Otsu* e Limiar Normal Truncado não obtiveram bons resultados de segmentação e por isso não foram considerados na análise dos resultados.

O sistema proposto tem como objetivo auxiliar na análise angular do joelho de uma pessoa durante a marcha terrestre. Essa análise é feita através do registro de um percurso sagital (lateral) do indivíduo. A fim de validar o sistema desenvolvido, os resultados dos experimentos foram comparados com os resultados obtidos de um *dataset* público (FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2018) tomando como base 8 amostras de percurso de pessoas jovens (com marcha normal em ambiente terrestre) considerando o ângulo do joelho no plano sagital.

A Figura 14 apresenta as etapas para detecção dos marcos e cálculo do ângulo do joelho considerando como exemplo o método de Limiar Simples HSV. Onde na Figura 14(a) é apresentado uma imagem calibrada do indivíduo com os marcadores. Na Figura 14(b) é apresentada a conversão da imagem em HSV e na Figura 14(c) apresenta a imagem segmentada baseada no canal V do HSV. Por fim, a Figura 14(d) apresenta a detecção dos marcos e cálculo do ângulo do joelho.

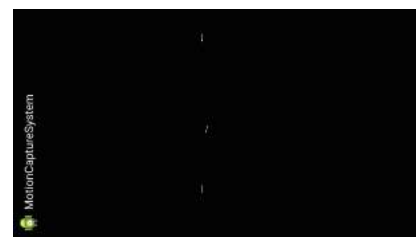
Apesar do sistema aplicar um efeito de não-distorção (*undistort*) da imagem, com o objetivo de aumentar a precisão, foi percebido diferenças mínimas nos resultados com imagens distorcidas e não-distorcidas. Essa diferença mínima se deve principalmente aos tipos de câmeras utilizados nos smartphones que apresentam uma menor curvatura nas lentes. Foram realizadas medições para os ângulos 0° ,



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 14: (a): Imagem Capturada (b): Imagem Calibrada (c): Imagem Segmentada (d): Imagem após Detecção

45° e 90° medidos manualmente e comparados com os ângulos obtidos com e sem *undistort* na imagem. As diferenças foram de 0,5° a 1,5°, o que indica um ganho de precisão muito pequeno comparado com ganho em processamento obtido sem a aplicação do *undistort*.

A Figura 15 apresenta a média das medições do ângulo do joelho feito pelo sistema utilizando os métodos Limiar Normal Binário, Limiar Normal Para Zero e Simples para os padrões HLS e HSV. Para efeitos comparativos, é apresentado a média dos resultados do *dataset* (medições de referência). Como pode ser observado, a marcha é dividida em duas fases (apoio e balanço), no gráfico essas duas fases são caracterizadas por dois picos (um menor na fase de apoio e outro maior na de balanço). É importante destacar que a maioria dos métodos testados apresentaram dois picos com essas características, o que evidencia que o sistema foi capaz de detectar essa variação. Na Figura 15(a) temos uma variação dos picos de apoio e balanço em relação às medições de referência. Na medição de referência têm-se o início do primeiro pico entre a AC (Absorção do Choque) e o AM (Apoio Médio). As técnicas que utilizaram HSV apresentaram o pico de apoio bem próximo da medição de referência, ao contrário dos resultados com HLS, onde o pico de apoio se deu durante o AM. Com relação ao pico de balanço, que ocorre entre o BI (Balanço Inicial) e BM (Balanço Médio), tanto as técnicas com HSV e HLS tiveram picos de balanço destoantes da referência. No geral, os métodos HLS_Limiar-Normal_Binário e HLS_Limiar-Normal_Para-Zero, apresentaram resultados com maior variação e menor fluidez no desenho da marcha.

A Figura 15(b) apresenta os resultados para a resolução 1024x768. Nesse gráfico os resultados do HLS_Limiar-Normal_Binário e HLS_Limiar-Normal_Para-Zero encontram-se sobrepostos. Como pode ser observado, o resultado para essas técnicas foram bastante diferentes das obtidas com as demais, com muita variação e pouca suavidade no desenho da marcha. Mesmo assim essas técnicas foram capazes de detectar os picos de apoio e ba-

lanço, além das mudanças de fases da marcha, porém com menor qualidade. As demais técnicas apresentaram resultados semelhantes, com as fases de apoio e balanço acontecendo quase ao mesmo tempo da medição de referência.

A Figura 15(c) apresenta o resultado para a resolução 800x450. Nessa figura é possível perceber que as técnicas com HSV apresentaram resultados semelhantes e com maior suavidade no gráfico em comparação às técnicas que usaram HLS. Até mesmo o HLS_Simples que apresentou bons resultados nas resoluções 1280x720 e 1024x768, na Figura 15(c) é possível notar uma piora no resultado gerado. O que provavelmente pode ser explicado pela perda de informação que uma resolução menor acarretar aos resultados. Isso se confirma ainda mais nos resultados da Figura 15(d), onde têm-se uma degradação evidente do ciclo da marcha em comparação às resoluções anteriores. Os resultados para o HLS_Limiar-Normal_Binário e HLS_Limiar-Normal_Para-Zero, que encontram-se sobrepostos, não descrevem mais o ciclo de marcha normal como evidenciado pela medida de referência. O HLS_Simples ainda apresenta a variação dos picos de apoio e balanço, porém com bem menos fluidez que os resultados anteriores. Até mesmo os métodos que usam HSV apresentaram oscilações entre si que destoam dos resultados dos gráficos anteriores.

A Figura 16 apresenta os melhores resultados do ciclo para cada uma das resoluções em análise. A escolha dos métodos foram feitas seguindo dois critérios, o primeiro foi a proximidade do resultado em comparação ao *dataset* e o segundo foi a fluidez da curva gerada. Levando em consideração esses critérios, os melhores resultados são HSV_Simples para as resoluções 1280x720 e 1024x768. E HLS_Simples para as resoluções 800x450 e 640x480. No gráfico, em vez da média é apresentado as medições máximas e mínimas do ângulo do joelho para as amostras do *dataset*. A área em amarelo representa a diferença entre essas medições. O objetivo desse gráfico é analisar os resultados obtidos dentro de um referencial de menor e maior ân-

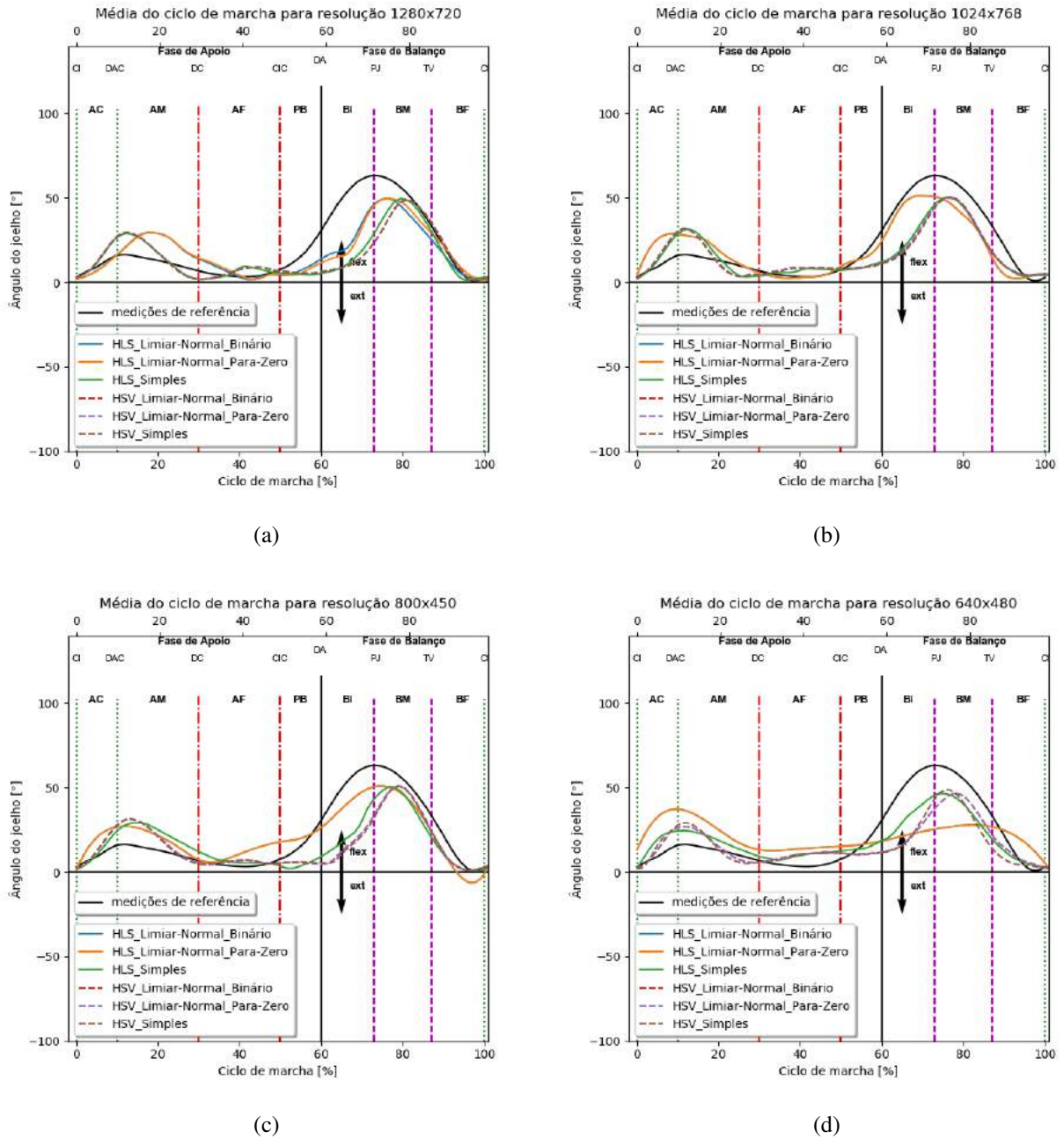


Figura 15: Média dos resultados para o ângulo do joelho durante o ciclo da marcha. Cada uma das fases, eventos e períodos da marcha estão destacados conforme especificado na Figura 3 (a): Resultados para resolução 1280x720 (b): Resultados para resolução 1024x768 (c): Resultados para resolução 800x450 (d): Resultados para resolução 640x480

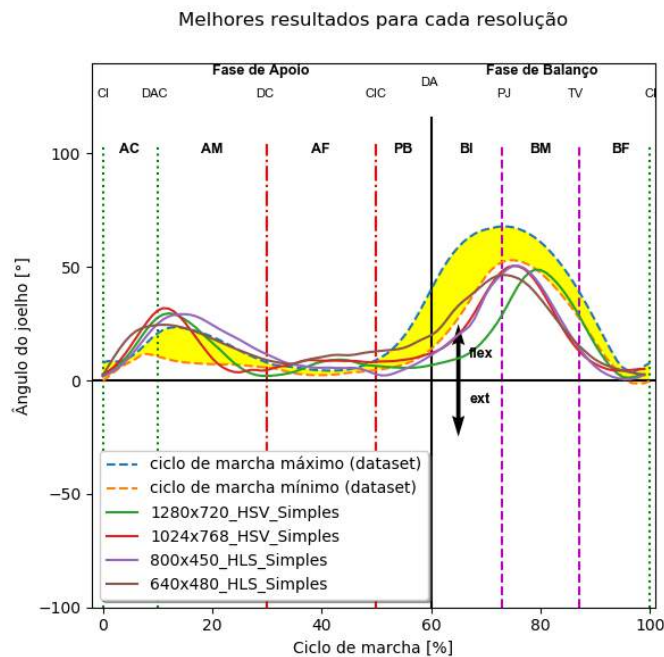


Figura 16: Melhores resultados para as resoluções 1280x720, 1024x768, 800x450 e 640x480.

gulo do joelho. Nesse gráfico têm-se que os resultados para 1024x768_HSV_Simples e 800x450_HLS_Simples estiveram mais próximos dos limites de mínimo e máximo do ciclo do *dataset*. Um fato importante a ser evidenciado é a diferença das amplitudes dos picos de apoio e balanço do *dataset* e dos resultados obtidos pelo sistema. Apesar do *dataset* ser a principal referência para o ângulo do joelho no ciclo de marcha, esse resultado foi obtido sob análise em um ambiente de teste diferente do utilizado nesta pesquisa, utilizando mais indivíduos (8) em relação aos utilizados nos experimentos deste trabalho (2). Mesmo assim ele evidencia características inerentes a qualquer análise do ângulo do joelho no ciclo de marcha, como os pontos de mudanças entre as fases e subfases da marcha. O formato da curva que descreve o ângulo do joelho durante a marcha, com dois picos: um de menor amplitude na fase de apoio e outro de maior amplitude na fase de balanço. Tomando como base essas características, pode-se concluir que o sistema proposto conseguiu capturar as principais características do ciclo de marcha considerando o ângulo do joelho como referência.

Após a análise dos resultados em relação à

qualidade da curva gerada em diferentes resoluções, foi realizada uma análise técnica do desempenho do sistema desenvolvido no que diz respeito a tempo de execução, consumo de memória, cpu e bateria. A Tabela 1 apresenta a média e desvio padrão dos tempos de execução em milissegundos (*ms*) para cada uma das técnicas em diferentes resoluções. O smartphone utilizado possui um sistema Android com 4GB de memória RAM e processador de 1.6 GHz. Com essas configurações o sistema apresentou tempo de execução máximo de 115*ms* para a resolução de 1280x720 e mínimo de 37*ms* para resolução de 640x480. No geral o sistema teve resultados de tempo de execução baixos, com resultados proporcionais à resolução testada (quanto maior a resolução maior o tempo de execução). Apesar da resolução 640x480 apresentar menor tempo de execução os valores de desvio padrão foram altos para as técnicas HLS_Simples e HSV_LimiarNormal_Binário. Conforme os resultados obtidos na Tabela 1 não se percebeu diferença significativa entre os métodos que utilizaram HSV e HLS, onde, segundo BEZERRA NETO et al. (2017), houve diferença significativa entre as conversões, com o método de conversão

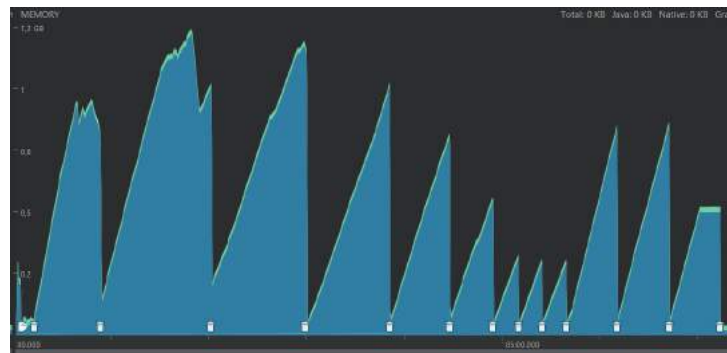


Figura 17: Consumo médio de memória

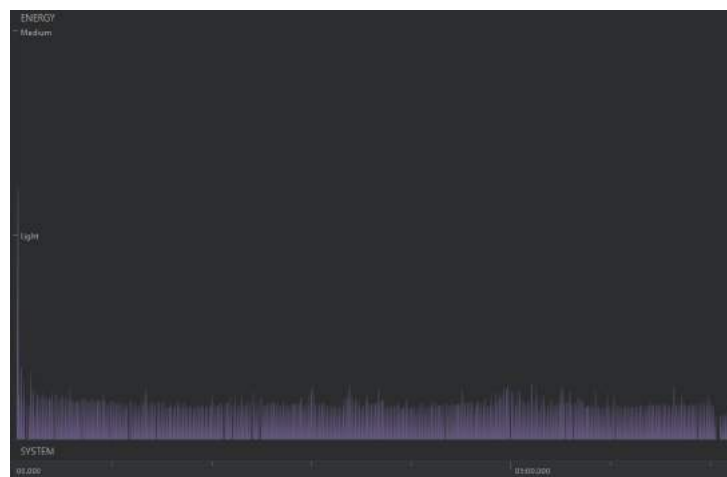


Figura 18: Consumo médio de bateria

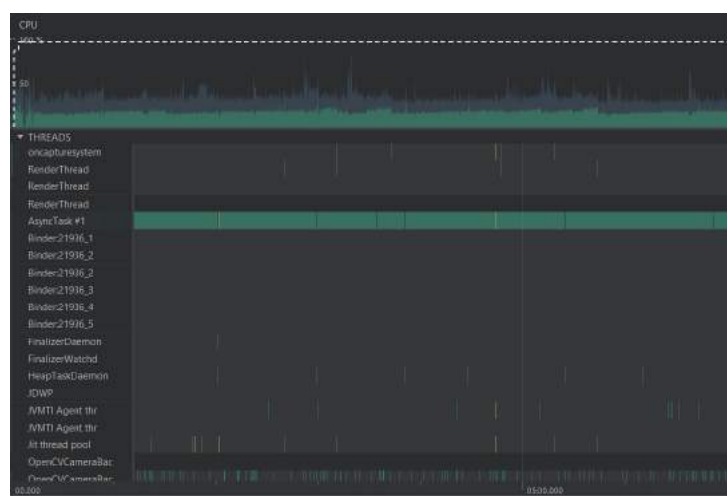


Figura 19: Consumo médio de cpu

Tabela 1: Média e desvio padrão para os tempos de execução (ms) do sistema para diferentes resoluções e métodos

Método / Resolução	1280x720	1024x768	800x450	640x480
HLS_Limiar-Normal_Binário	115 ± 7,94	98 ± 4,35	52 ± 16,93	40 ± 2,37
HLS_Limiar-Normal_Para-Zero	115 ± 4,99	99 ± 5,16	47 ± 3,52	41 ± 3,19
HLS_Simples	111 ± 6,92	99 ± 4,65	48 ± 3,52	53 ± 64,48
HSV_Limiar-Normal_Binário	90 ± 11,92	90 ± 4,05	42 ± 1,52	38 ± 10,84
HSV_Limiar-Normal_Para-Zero	93 ± 8,68	90 ± 3,96	41 ± 1,61	38 ± 1,85
HSV_Simples	87 ± 13,33	90 ± 12,40	42 ± 2,06	37 ± 1,81

HLS apresentando maior custo que o HSV. O que se pode concluir é que houve algum erro na conversão da imagem RGB para HLS em BEZERRA NETO et al. (2017), visto que em termos de complexidade a conversão de RGB para HSV e HLS é $O(n)$.

Quanto ao consumo de memória a Figura 17 apresenta o consumo médio. Nesse gráfico é possível notar que ao longo do tempo o consumo diminui e se estabiliza em 0,5GB.

A Figura 18 apresenta o consumo médio da bateria. Exceto pelos primeiros segundos de execução, o nível de consumo de bateria se encontra abaixo do nível *Light*, o que evidencia um consumo mínimo de energia.

A Figura 19 apresenta o consumo médio de cpu durante a execução do sistema. O consumo do sistema é dado pelo *AsyncTask* evidenciado na figura. Na parte superior da figura, têm-se um gráfico com o consumo médio do *AsyncTask* (resultados de cor verde). Nesse gráfico o consumo de cpu encontra-se abaixo de 50%, com média geral de 22%.

A partir da análise desses resultados pode-se concluir que o sistema foi bem sucedido em identificar as principais características da marcha humana sem patologia considerando o ângulo do joelho. Conforme evidenciado nas Figuras 15 e 16, a qualidade dos resultados é afetado pela resolução das imagens. Além disso os métodos que utilizaram HSV apresentaram bem menos variações quando comparados com os que utilizaram o HLS, onde o método de Limiar Simples obteve os melhores resultados. Com relação a tempo de execução, consumo de memória, bateria e cpu, obteve resultados satisfatórios evidenciando a simplicidade do sistema desenvolvido e o quão otimizado ele

está para funcionar em smartphones com sistema Android. Além disso, oferece uma solução de baixo valor de mercado em comparação a outras soluções, precisando apenas de um smartphone e um conjunto de *leds* posicionados no quadril, joelho e tornozelo de uma pessoa. Apesar de apresentar bons resultados, o sistema também apresenta limitações, como a iluminação do ambiente, a utilização de apenas uma câmera para análise dos marcadores, captura dos movimentos somente no plano sagital do indivíduo e o resultado gerado diz respeito apenas aos ângulos de flexão e extensão do joelho. Apesar dessas limitações, cumpre o papel a que se propõe: oferecer uma ferramenta de baixo custo para análise da cinemática da marcha humana em ambiente terrestre e plano considerando o ângulo do joelho no plano sagital.

6 Conclusão

Os experimentos realizados evidenciam a viabilidade do sistema para auxílio na análise cinemática da marcha humana considerando os parâmetros angulares do joelho durante a execução do ciclo. A partir os resultados obtidos com a pesquisa e o desenvolvimento do sistema, têm-se as seguintes contribuições: Um sistema de auxílio à análise cinemática da marcha de baixo custo; Os resultados apontam que os ângulos do joelho registrados durante a marcha se aproximam dos resultados apresentados pelo *dataset* público utilizado como referência; Oferece a possibilidade de testar vários métodos de segmentação de imagem em diferentes resoluções, evidenciando a adaptabilidade do sistema desenvolvido.

Apesar de apresentar bons resultados, o sistema possui limitações como o efeito da segmentação em diferentes níveis de iluminação do ambiente e a análise do ângulo do joelho apenas no plano sagital. Como trabalhos futuros, têm-se melhorias na detecção dos marcadores com usos de outros tipos de marcadores; A captura de movimento nos planos frontal e sagital com registros dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha; Por fim a realização de testes em indivíduos com deficiência comparando com os resultados em indivíduos sem patologia na marcha.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a gentileza das fisioterapeutas Rizolene Soares da Silva e Ariovalda Neta dos Santos Rodrigues, que ofereceram seus conhecimentos em marcha cinemática humana auxiliando no enriquecimento deste trabalho.

Referências

ARAÚJO, A.; ANDRADE, L.; BARROS, R. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 11, n. 1, p. 3–10, abr. 2005.

AZEVEDO, E. *Teoria da Computação Gráfica*. 1st. ed. [S.l.]: Campus, 2003.

BAILEY, B. *Real Time 3D motion tracking for interactive computer simulations*. Dissertação (Mestrado) — Imperial College London, 2007.

BARBIERI, R. et al. A low-power motion capture system with integrated accelerometers. *Consumer Communications and Networking Conference*, p. 418–423, Jan 2004.

BARBOSA, C. P. de F. M. *Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha*. Dissertação (Mestrado) — Universidade do Minho, Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica, 2011.

BEZERRA NETO, R. P. et al. Sistema Óptico portátil para auxílio na análise de marcha. *X Encontro Unificado de Computação - ENUCOMP*, v. 1, n. 1, p. 266–273, 2017.

FREIRE, R. G. G. *Design de um Dispositivo Portátil de Avaliação da Locomoção Humana*. Dissertação (Mestrado) — Universidade do Porto, 2008.

FUKUCHI, C. A.; FUKUCHI, R. K.; DURARTE, M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, v. 6, p. e4640, apr 2018.

GREEN, G. *An Essay on the Application of Mathematical Analysis to the Theories of Electricity and Magnetism*. 1st. ed. [S.l.]: Harvard University, 1828.

IBGE. *Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência*. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia.pdf> Acesso em 1 de fevereiro de 2016: [s.n.], 2010.

KUNJU, N. et al. Emg signal analysis for identifying walking patterns of normal healthy individuals. *Indian Journal of Biomechanics*, v. 1, p. Z–W, march 2009.

LINDEQUIST, J. *Construction of a Motion Capture System*. Dissertação (Mestrado) — Vaxjo University, 2004.

MARTINS, M. et al. Assessment of walker-assisted gait based on principal component analysis and wireless inertial sensors. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 30, p. 220 – 231, 09 2014.

OPENCV. *OpenCV*. Disponível em: <https://opencv.org/> Acesso em 11 de fevereiro de 2019: [s.n.], 2019.

QUALISYS. *Sistema de captura de movimento óptico Qualisys*. Disponível em: <https://www.qualisys.com> Acesso em 11 de fevereiro de 2019: [s.n.], 2019.

- RIBAS, D. I. R. et al. Estudo comparativo dos parâmetros angulares da marcha humana em ambiente aquático e terrestre em indivíduos hígidos adultos jovens. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 13, p. 371 – 375, 12 2007.
- ROSE, J.; GAMBLE, J. G. *Marcha Humana*. 2. ed. [S.l.]: São Paulo: Editorial Premier, 1998.
- SASAYAMA, M.; MURAKAMI, T. Design of a gait rehabilitation system: Gait analysis and gait trajectory generation algorithm. *Symposium on Industrial Electronics*, 2013.
- SRIDHAR, S.; OULASVIRTA, A.; THEOBALT, C. Interactive markerless articulated hand motion tracking using rgb and depth data. *International Conference on Computer Vision (ICCV)*, 2013.
- STANIC DANIELA BOROJEVIC, V. Z. I. Human kinematics measuring using a high speed camera and active markers. *International Conference on Simulation, Modelling and Optimization*, 2010.
- STOCKMAN, G.; SHAPIRO, L. G. *Computer Vision*. 1st. ed. [S.l.]: Prentice Hall PTR, 2001.
- SUZUKI, S.; ABE, K. Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 1985.
- SZELISKI, R. *Computer vision: algorithms and applications*. 1st. ed. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010.
- TANAKA, M. S. et al. Principais instrumentos para a análise da marcha de pacientes com distrofia muscular de duchenne. *Revista Neurociências*, 2007.
- TANIE, H.; YAMANE, K.; NAKAMURA, Y. High marker density motion capture by retro-reflective mesh suit. *International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- VIEL, E. *A Marcha Humana, A Corrida E O Salto*: Biomecânica, investigações, normas e disfunções. 1st. ed. [S.l.]: Editora Manole, 2001.
- YANG, C. et al. Autonomous gait event detection with portable single-camera gait kinematics analysis system. *Journal of Sensors*, 2016.