



CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS BIODINÂMICOS DA CAMINHADA HUMANA UTILIZANDO MEDIÇÕES ÓTICAS

Marcelo André Toso, marcelo.toso@yahoo.com.br¹

Bruno Franke Goularte, brunofranke@gmail.com²

Herbert Martins Gomes, herbert@mecanica.ufrgs.br³

^{1,2,3} Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Sarmento Leite, 425, 90050-170, Porto Alegre, RS, Brasil.

Resumo: A interação entre humanos em movimento e estruturas, geralmente, ocorre em estruturas esbeltas, na qual o nível de vibração é potencialmente elevado. Problemas dinâmicos tem em comum a possibilidade da ocorrência de ressonância, devido à coincidência ou proximidade entre as frequências de excitação e as frequências naturais do sistema. Muitas passarelas têm frequências naturais próximas ou coincidentes com as frequências dominantes do carregamento dinâmico dos pedestres e, portanto, elas têm potencial para sofrer vibrações excessivas. Neste contexto, necessita-se avaliar parâmetros biodinâmicos de pedestres durante a caminhada para compreender como esta forma de locomoção interage com a estrutura vibratória. No estudo da caminhada humana, sistemas óticos de medição utilizando marcadores passivos se mostram cada vez mais eficientes em função do desenvolvimento das câmeras de vídeo, com elevada taxa de aquisição em alta resolução e computadores de uso pessoal. Este estudo, utiliza um sistema de medição ótico visando obter parâmetros da caminhada humana. O sistema ótico para a medição dos deslocamentos do centro de massa da caminhada humana utiliza câmeras e marcadores passivos. As fontes de incerteza consideradas são: distorções das lentes do sistema ótico e incerteza no algoritmo de detecção de marcadores. Realizam-se comparações entre diferentes sistemas de medição (laser e acelerômetro), permitindo avaliar o grau de incerteza do sistema ótico empregado. Utiliza-se um algoritmo de correção de imagens (Calibration Toolbox) no sistema desenvolvido para evitar problemas causados por distorções no vídeo. Da teoria à realização de experimentos, o estudo apresenta as características e metodologias do sistema ótico de forma que suas vantagens e desvantagens são discutidas e analisadas. Comparações com ensaios experimentais controlados indicam uma boa correlação das medidas do sistema ótico com as medições realizadas com um medidor a laser. Por fim, utiliza-se o sistema ótico desenvolvido para realizar medições e comparações em casos de caminhada humana. Estas medições são realizadas utilizando uma plataforma de forças previamente desenvolvida com o pedestre caminhando livremente, onde se comparam os resultados do sistema ótico e de um acelerômetro posicionado na cintura do indivíduo.

Palavras-chave: medições óticas, marcadores passivos, modelos biodinâmicos.

1. INTRODUÇÃO

A análise da interação de seres humanos com estruturas civis tem se tornado um tema importante na atualidade, principalmente em passarelas esbeltas sujeitas a ocupação humana. Para o entendimento destas interações não basta um modelo preciso das estruturas, também é necessário uma caracterização das ações humanas que atuam. Neste sentido, a geração de um modelo biodinâmico que corretamente avalia estas forças e ações que atuarão na estrutura faz-se necessário. Isto se obtém com medições das características destas forças e interações e em última análise a construção de um modelo com parâmetros biodinâmicos que permitam sua utilização em normas e códigos de projeto de estruturas esbeltas e flexíveis, dinamicamente excitadas por humanos.

Especificamente para as medições de esforços gerados na caminhada humana, existem plataformas de forças as quais possibilitam a mensuração de níveis de carga assim como a frequência deste movimento. Além disso, acelerômetros são usualmente empregados para medições do movimento vertical do pedestre. Entretanto, o uso de medidores óticos tem se mostrado bastante atrativo para a substituição de algumas medidas de grandezas como aceleração, velocidades ou deslocamentos nos seres humanos durante o processo da caminhada. Isto se deve ao fato de poder se utilizar medidas globais, por exemplo, com uso de marcadores óticos, ou mesmo medidas tridimensionais dos movimentos com câmeras estereoscópicas. Ainda, a possibilidade de ser ter diversos pontos de medição simultâneos é um atrativo, já que a utilização de acelerômetros em grande quantidade pode gerar interferências no movimento natural

do pedestre. Neste trabalho, investiga-se o uso de um sistema de medição ótico visando aplicações em medições de parâmetros da caminhada humana. Serão apresentados alguns conceitos fundamentais, e aplicações práticas do sistema desenvolvido.

2. SISTEMAS DE MEDIÇÕES ÓTICOS

Sistemas de medições óticos voltados ao estudo da caminhada humana são ferramentas recorrentes em diversas áreas de pesquisa. As aplicações se refletem tanto na engenharia quanto nas ciências biomédicas. Câmeras de vídeo digitais geralmente são equipamentos empregados em tais sistemas. A informação limita-se ao número de quadros, ou frames, que a câmera é capaz de registrar a cada segundo, além de sua capacidade de resolução dada pelo número de pixels. Na maioria das vezes, deseja-se mensurar o movimento humano através de sequências de imagens no tempo. Para isso, é necessário fazer uma conversão “frame a frame” do posicionamento do indivíduo, dada uma relação de pixels a uma escala real desenvolvida pelo deslocamento. Segundo Aggarwal e Cai (1999), os sistemas de medição óticos, com ênfase na caminhada humana, podem ser classificados de acordo as seguintes características: quanto ao uso de modelos e quanto ao número de perspectivas empregadas.

Sem uso de modelos, não há uma comunicação entre as informações obtidas e a anatomia do ser humano. O movimento é simplesmente rastreado e armazenado em forma de pontos, através de marcadores, sem considerar a relação que rege o deslocamento entre as partes corporais. Com uso de modelos, as informações adquiridas por imagens apresentam relações de interdependência, o que permite converter uma série de pontos em linhas, áreas ou volumes, o que confere um grau de complexidade maior para o sistema. O modelo, então, delimita quais são os contornos e regiões que correspondem o movimento de partes humanas. Quanto ao número de perspectivas, de acordo com Ning *et al.* (2004), usar uma perspectiva (single-camera), se traduz em rastrear o movimento humano com uma única câmera de vídeo. O deslocamento no plano da câmera pode ser obtido diretamente. Caso ocorram mudanças de plano, deve-se corrigir o deslocamento, o que muitas vezes implica no uso de mais perspectivas. Adicionando uma segunda perspectiva, ou mais (stereo-camera), o movimento, ou deslocamento, nas três dimensões pode ser garantido com relativa precisão conhecendo-se a disposição e o ângulo entre as câmeras. Além disso, é possível resolver ambiguidades como a oclusão de partes que compõe o movimento (braços, pernas).

Outra forma de classificação, mais restritiva, de sistemas de medição óticos para caminhada humana, é proposta por Gavrilu (1999), considerando aspectos como: tipo de modelo (*shapes, stick figure-based*), dimensão em que ocorre o deslocamento (2D ou 3D), modalidade do sensor (luz visível, infravermelho) e o posicionamento dos sensores (centralizados ou distribuídos). Há um grande interesse em desenvolver técnicas de medição por imagem da caminhada humana que apresentem valores de análise acurados em processos automatizados. Existe uma preocupação em identificar o movimento sem que existam perturbações e ruídos de outros objetos do entorno. Segundo Pinheiro (2008), o rastreamento das partes de interesses faz referência aos principais tipos de sistemas de medição óticos, que podem ser divididos segundo o uso de marcadores (*markers*), ou através do reconhecimento da silhueta humana. Figueroa *et al.* (2003), afirma que marcadores podem ser definidos como objetos no espaço que são ligados ou fixados ao corpo humano, auxiliando no rastreamento de pontos de interesse. Estes sistemas podem ser ativos ou passivos. Sistemas ativos, implementados via hardware, como SELSPOT, OPTOTRACK e CoSTEL, utilizam certo número de diodos (LED) que emitem luz ao sensor. A vantagem de sistemas ativos está na obtenção de resultados diretos, com alto contraste dos marcadores em relação ao fundo. No entanto, a aplicação de sistemas ativos é reduzida devido às restrições mecânicas e a necessidade de um ambiente controlado. Segundo Figueroa *et al.* (2003) e Racic *et al.* (2010) estas limitações podem ser evitadas com sistemas passivos. Os sistemas passivos registram a luz refletida por marcadores reflexivos em combinação com alguma forma de iluminação (radiação infravermelha, luz visível, etc). Câmeras infravermelhas operam em sistemas tais como: ELITE, MaxReflex, VICON e CODA. Nesse caso, problemas mecânicos relacionados à conectividade de cabos e marcadores são evitados, pois a aquisição é reduzida a uma central de controle com sensores *wireless*.

Embora o contraste entre os marcadores e o fundo seja mantido, a presença simultânea de uma grande quantidade de marcadores requer o uso de algoritmos de identificação, que rotulam cada marcador por imagem. Com o avanço dos computadores de uso pessoal, cada vez mais rápidos e capazes de processar e armazenar quantidades consideráveis de informação pode-se desenvolver sistemas de baixo custo utilizando apenas câmeras convencionais, do tipo CCD (*charge-coupled device*). O sistema descrito por Das *et al.* (2012), considera uma simples webcam (resolução 640x480) de notebook como sendo suficiente para calcular a velocidade e deslocamento de marcadores passivos em tempo real. A sequência de imagens é tratada com filtros (RGB, *grayscale*, etc.) e algoritmos da plataforma MATLAB que permitiam identificar múltiplos objetos.

2.1. Modelo Matemático de uma Câmera Pinhole

Azevedo e Conci (2003) descrevem o processo básico de formação de uma imagem, trata-se do modelo matemático conhecido como “câmera de Pinhole”. Na Fig. 1 é definido a distância focal z_f medido do centro ótico para o sensor de imagem CCD, a distância para o plano de calibração (cena de calibração) z_c , a cena de medição e o marcador com dimensão x_c e y_c .

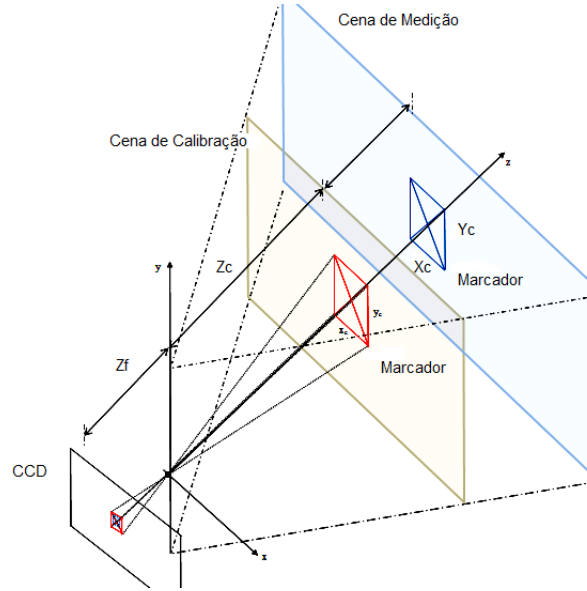


Figura 1. Descrição esquemática de um sistema de medição ótica com uma câmera.

Na cena de calibração, coloca-se o objeto com dimensão conhecida l_c a uma distância conhecida z_c . Dessa forma, é possível obter a distância focal dada em pixels, conforme Eq. (1):

$$z_f = \frac{l_{pc}}{l_c} z_c \quad (1)$$

Sendo: l_c a dimensão do objeto de calibração, z_c a distância para o plano de calibração, l_{pc} é a dimensão medida na câmera em pixels. Neste caso, pode-se avaliar a sensibilidade do sistema neste plano de calibração utilizando a Eq. (2):

$$S = \frac{l_c}{l_{pc}} \quad (2)$$

Dado pela relação de metros por pixel. Para obter a distância atual do marcador em função de uma nova leitura no CCD l_{pm} num plano de medição qualquer a z_m , procede-se com uma relação de triângulos e obtém-se a Eq. (3):

$$z_m = \frac{l_{pc}}{l_{pm}} z_c = \frac{l_c}{l_{pm}} z_f \quad (3)$$

Uma vez efetuada a etapa de calibração com o objeto de dimensão e distância ao plano de calibração conhecidos, pode-se proceder à medição do objeto de calibração em outro plano diferente do de calibração. Neste caso, a correção deve ser feita em função da distorção da imagem em função da nova posição em relação ao plano de calibração. A partir da relação de triângulos, a nova coordenada corrigida levando em consideração a nova posição em profundidade do objeto z_m é descrita pela Eq. (4):

$$y = S \frac{z_m}{z_c} y_{pm} \quad (4)$$

Desta forma, pode-se ter a profundidade do plano de medição, assim como os movimentos das coordenadas (x e y) do centroide do marcador (objeto de medição).

2.2. Correção com Calibration Toolbox

O equacionamento do modelo de uma câmera descrito anteriormente assume que ambos os eixos coordenados da imagem tenham sensibilidades constantes, o que em termos práticos geralmente não acontece. Câmeras reais possuem lentes que provocam distorções (devidos a erros de fabricação ou dos materiais empregados) as quais devem ser

devidamente corrigidas. Segundo Bouguet (2008), softwares abertos como o *Calibration Toolbox* para o MATLAB permitem determinar este nível de distorção através de calibração prévia com o uso de padrões (*checkboards*) numa quantidade suficiente de configurações e posições no espaço, chamados pontos de controle. Ao armazenar as coordenadas destes pontos, o algoritmo do *Calibration Toolbox* resolve as incógnitas que definem os parâmetros intrínsecos (função apenas da câmera e sistema ótico) e extrínsecos (função dos pontos de controle) do sistema ótico.

2.2.1. Modelo de Distorção das Lentes

Este modelo interno da câmera é baseado em Heikkil e Silven (1997) e utiliza os seguintes parâmetros intrínsecos: distâncias focais (f_c) de dimensão 2x1; pontos principais (cc) de dimensão 2x1; coeficientes de curvatura (α_c) que define o ângulo entre os eixos x e y ; coeficientes de distorções (kc) radial e tangencial gravadas num vetor 5x1. Através de um processo iterativo que busca a solução de um sistema de 11 equações (no modelo DLT - *Direct Linear Transformation*), é necessário, em geral, um total de ao menos 6 fotos com padrões e ângulos em diversas posições resolver o sistema que define os parâmetros da câmera. Seja P um ponto no espaço de coordenadas do vetor $P_c = \{X_c \ Y_c \ Z_c\}^T$ no sistema de referência da câmera. Utilizando o modelo de câmera “*Pinhole*” e os parâmetros intrínsecos (f_c , cc , α_c e kc) a projeção normalizada deste ponto no CCD x_n é definida de acordo com a Eq. (5):

$$\mathbf{x}_n = \begin{Bmatrix} x \\ y \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} X_c / Z_c \\ Y_c / Z_c \end{Bmatrix} \quad (5)$$

Um modelo de distorção muito empregado é o de distorção circular (parcelas tangenciais e radiais). Definindo uma distância radial do centro da lente até um ponto (x,y) como $r^2 = x^2 + y^2$ e incluindo o modelo de distorção de lente do tipo circular polinomial de 6ª ordem (em função do raio r), o novo ponto de coordenadas normalizadas x_d é expresso conforme a Eq. (6):

$$\mathbf{x}_d = \begin{Bmatrix} x_d \\ y_d \end{Bmatrix} = (1 + \mathbf{kc}(1)r^2 + \mathbf{kc}(2)r^4 + \mathbf{kc}(5)r^6)\mathbf{x}_n + \mathbf{dx} \quad (6)$$

Onde $\mathbf{dx}$ é o vetor da parcela de distorção tangencial definido pela Eq. (7):

$$\mathbf{dx} = \begin{Bmatrix} 2\mathbf{kc}(3)xy + \mathbf{kc}(4)(r^2 + 2x^2) \\ \mathbf{kc}(3)(r^2 + 2y^2) + 2\mathbf{kc}(4)xy \end{Bmatrix} \quad (7)$$

Por conseguinte, o vetor de 5 elementos kc contém ambos coeficientes radial e tangencial de distorção. Segundo Bouguet (2008), a distorção tangencial é devida à “descentralização”, ou centralização imperfeita dos componentes de lentes e outros defeitos de fabricação em uma lente composta. Uma vez que a correção da distorção é aplicada, o pixel de coordenadas finais $x_p = \{x_p \ y_p\}^T$ da projeção do ponto P no plano da imagem é escrita conforme Eq. (8):

$$\mathbf{x}_p = \begin{Bmatrix} x_p \\ y_p \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{fc}(1)(\mathbf{x}_d(1) + \alpha_c \mathbf{x}_d(2)) + \mathbf{cc}(1) \\ \mathbf{fc}(2)\mathbf{x}_d(2) + \mathbf{cc}(2) \end{Bmatrix} \quad (8)$$

Portanto, o vetor de coordenadas final em pixel do ponto x_p (corrigido) e o vetor de coordenadas (distorcidas) x_d estão relacionados da forma linear de acordo com a Eq. (9):

$$\mathbf{x}_p = \mathbf{KK} \mathbf{x}_d \quad (9)$$

$$\begin{Bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_c(1) & \alpha_c \mathbf{f}_c(1) & \mathbf{cc}(1) \\ 0 & \mathbf{f}_c(2) & \mathbf{cc}(2) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_d \\ y_d \\ 1 \end{Bmatrix}$$

A matriz da relação linear é conhecida como matriz $\mathbf{KK}$ após a calibração. Os parâmetros extrínsecos compreendem as rotações (um conjunto de matrizes de rotação 3x3 na quantidade do número de imagens usadas para calibração) e translações (um conjunto de vetores de dimensão 3 na quantidade do número de imagens usadas para calibração). Para que o modelo “*pinhole*” da câmera possa ser empregado corretamente, uma correção das imagens do vídeo deve ser efetuada para cada quadro. A obtenção destes parâmetros pode ser feita *off-line* e permite obter imagens do sistema ótico onde as distorções são grandemente reduzidas. Neste trabalho o *Calibration Toolbox*, foi utilizado para correção das imagens e obtenção da incerteza em pixels da distorção das lentes.

2.3. Rastreamento de Marcadores

O rastreamento dos objetos por vídeo é dado através de uma etapa iterativa de tratamento de imagens com aplicação de filtros contidos no Toolbox de processamento de imagem do MATLAB. Identificar os objetos de interesse (marcadores) quadro a quadro, implica em isolá-los dos demais objetos da cena. Na entrada de cada aquisição efetuada pela câmera, obtém-se um arquivo de vídeo em um formato conhecido e que pode ser lido de forma matricial. Cada quadro do vídeo possui três dimensões principais: duas destas equivalem às coordenadas x e y dos pixels no plano da câmera, o que é considerado como a resolução da câmera. Na última dimensão, há as informações numéricas das escalas de cores em RGB (*red-green-blue*) para cada pixel. Diante destas considerações, deseja-se trabalhar com marcadores que possam ser distinguidos por uma informação em comum, neste caso: a cor.

2.3.1. Captura do Vídeo

A captura de vídeo pode ser obtida *on-line*, através da identificação de dispositivos óticos instalados no próprio computador, ou *off-line*, com registro de vídeo anterior e a posterior leitura por um programa de medição. Inicialmente, optou-se pela câmera web do notebook, de resolução 640x480 (0,3 MP) e de taxa de aquisição de 30 FPS (frames por segundo), para aquisição de dados *on-line* e desenvolvimento do sistema ótico. Entretanto, observou-se que esta qualidade de imagem não seria suficiente para medições de frequências relacionadas à caminhada humana. Um espaço adequado de dois a três metros de distância da lateral do pedestre à câmera é necessário para que um ciclo da marcha seja registrado inteiramente. Dessa forma, a câmera deve apresentar resolução superior para captura do processo, caso contrário, a sensibilidade, dada em metros por pixels, não será fiel ao reproduzir o sinal no tempo. Segundo Toso *et al.* (2016), as frequências da caminhada humana são da ordem de 2,0 Hz. Assim, espera-se que os valores de deslocamento possam ser obtidos com quantidade suficiente de pontos para as principais frequências presentes na marcha humana.

2.3.2. Sub-rotina de Rastreamento de Marcadores

No programa MATLAB, as informações geométricas do marcador e de distância da câmera devem ser informadas previamente à calibração. O tempo de aquisição é definido manualmente, tanto para medição, quanto para calibração. Dados relativos aos filtros de imagem são pré-definidos para que o objeto possa ser rastreado quadro a quadro. Na Tab. 1 estão listados os passos para rotina de rastreamento de marcadores.

Tabela 1. Rotina de rastreamento de marcadores

Passo da Rotina	Figura	Escala
Seleção de quadro (imagem) do vídeo;	2 (a)	RGB
Correção da imagem (<i>Calibration Toolbox</i>)	-	gray-scale
Conversão do quadro para escala de cinzas;	2 (b)	gray-scale
Subtração de cor do marcador (azul);	2 (b)	gray-scale
Filtro de redução de ruído;	2 (c)	gray-scale
Conversão para formato binário;	2 (d)	binária
Remoção de pequenos objetos;	2 (d)	binária
Detecção de pixels conectados (objetos);	2 (d)	binária
Rotulagem dos objetos e seus centroides;	2 (d)	binária

Uma vez que todos os frames do vídeo estão armazenados em uma matriz com valores de escala RGB, é possível tratar iterativamente as imagens com a mesma rotina quadro por quadro. A primeira operação converte a imagem de sua escala real RGB para uma escala de níveis cinza (*gray-scale*), podendo-se efetuar a correção da distorção através do *Calibration Toolbox* descrito anteriormente. No campo da computação visual, o termo “*blob detection*”, refere-se aos métodos matemáticos que tem por objetivo detectar as regiões em uma imagem digital que diferem em propriedades, como brilho ou cor, se comparados com os demais pixels. Até então a imagem é tratada de acordo com seus níveis absolutos de escalas de cinzas com a aplicação de um filtro médio destes valores. Ao converter a imagem para valores binários a partir de um valor mínimo de escala de cinza (*level*), a imagem passa a ser interpretada por uma matriz de zeros e um. Dessa forma, objetos de baixo contraste relativos à cena são eliminados por não se encontrarem acima de um determinado nível na escala de cinzas. O que se observa após a conversão para valores binários são regiões brancas compostas por valores unitários correspondentes aos objetos e regiões escuras compostas por zeros do resto da cena. Da mesma forma que na escala de cinzas, pode-se ainda aprimorar os resultados de imagem em escala binária com uso de filtros. Remover, a partir dos valores binários, todos os objetos que estejam conectados, dado um número mínimo de pixels (px), e eliminar os objetos menores, que não são de interesse. O resultado até a etapa final de binarização pode ser observado em um exemplo na Fig. 2.

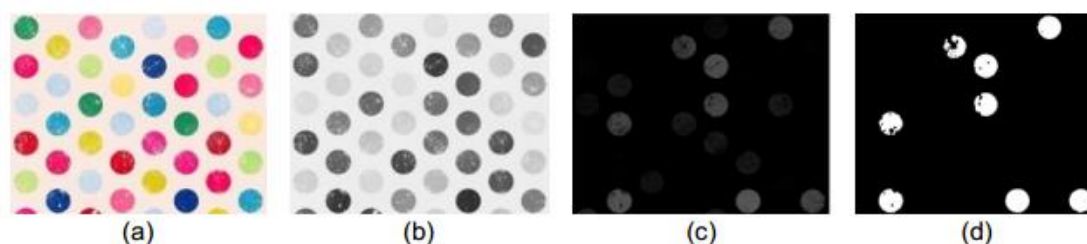


Figura 2. (a) Imagem original; (b) escala de cinzas; (c) escala azul e (d) formato binário.

As posições relativas aos centroides de cada objeto podem ser obtidas através de algoritmos presentes no *Toolbox* de processamento de imagem do MATLAB, que rotulam os objetos conectados na imagem binária. Transferindo as coordenadas relativas dos centroides dos objetos para a imagem original RGB e traçando caixas delimitadoras em torno do centroide, é possível verificar quais objetos são identificados segundo a rotina de rastreamento utilizada. No exemplo da Fig. 2, pode-se observar que somente os objetos azuis que possuíam maior contraste foram considerados como marcadores de cor azul ao final da rotina de rastreamento.

3. AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO ÓTICO COM UMA CÂMERA

Uma vez que os métodos de tratamento de imagem, de medição de deslocamentos e correção de imagem são conhecidos, deseja-se avaliar o sistema ótico em termos de incerteza e estabilidade de medição. Preliminar ao estágio de medição, o sistema ótico foi comparado com um sistema de medição de deslocamentos a laser. Uma bancada de testes, com ambos os sistemas acoplados foi desenvolvida de modo a analisar um sistema de um grau de liberdade. Uma régua metálica engastada em uma das extremidades, com uma massa concentrada na outra extremidade serviu como objeto de estudo, para verificar se os resultados estavam próximos de um sistema de medição a laser. As dimensões do marcador que se deseja rastrear, no plano da câmera, são de 3x3 cm e seus valores globais de posição são armazenados a cada frame. A distância do marcador até a câmera foi estabelecida como 55 cm. A câmera utilizada foi uma *Kodak Z981 Easyshot* de 1080x720 pixels de resolução, 30 FPS. Quanto ao tipo do marcador, optou-se por uma esfera, pois, independente da perspectiva, a dimensão e a forma são mantidas no plano da câmera.

3.1. Incerteza em Medidas Estáticas de Marcadores

Os resultados obtidos pelo sistema ótico ilustram o seu comportamento antes da medição de interesse, em uma etapa de calibração de 3 segundos com marcador em repouso. Através dessa etapa, os valores de posição em pixels do marcador são armazenados no tempo e a sensibilidade média, em centímetros por pixels, é calculada. Após a realização de 10 testes de calibração, os seguintes valores foram obtidos: sensibilidade média: $S_x = 0,0636$ [cm/px] e $S_y = 0,0702$ [cm/px]; incerteza de rastreamento: $\sigma_r = 0,25$ [px]. A sensibilidade média é dada pelo equacionamento visto no modelo da câmera, segundo o referencial teórico. A distância da câmera ao marcador é conhecida e informada ao sistema. A incerteza de rastreamento é calculada com base no desvio médio da posição em pixels do marcador. Esta incerteza é devido às limitações da sub-rotina de rastreamento, às diferentes configurações de parâmetros da sub-rotina (*window*, *level* e *px*) que podem ser adotados no rastreamento e às mudanças de iluminação durante a captura do vídeo.

Bouquet (2008), afirma que além da incerteza do algoritmo de rastreamento, erros devido à distorção das lentes da câmera e de compactação do vídeo podem ser somados ao processo de digitalização de imagem. Com o *Calibration Toolbox*, estes erros podem ser calculados com base em pontos de controle. Este procedimento de calibração estipula que alguns pontos da cena devem ser conhecidos (em geral de 11 a 15 imagens). A partir das coordenadas destes pontos é possível determinar coeficientes de calibração que definem o cálculo das coordenadas 3D de qualquer outro ponto contido no espaço definido pelo objeto de calibração (*checkboard*). Assim como é efetuado o cálculo dos parâmetros intrínsecos, as incertezas ligadas à estimativa dos parâmetros extrínsecos também são armazenadas pelo *Calibration Toolbox*. Estas incertezas são armazenadas em vetores para cada ponto de controle e representam aproximadamente três vezes os desvios padrões dos erros de estimação. Dessa forma, pode-se estimar a incerteza combinada do sistema, com base no desvio médio do rastreamento e no erro de reprojeção causado pela distorção das lentes. Estima-se que a incerteza seja de 0,997 em pixels. Ao multiplicar esta incerteza em pixels pela sensibilidade do sistema, é possível obter o erro associado ao deslocamento em centímetros, que para este caso foi calculado como 0,07 cm.

3.2. Erros de Medição com Marcador em Movimento

Neste segundo procedimento, foram comparados 10 resultados obtidos pelo sistema ótico e a laser, dado um deslocamento prescrito de 3 cm e 4 segundos de aquisição. O sistema a laser foi utilizado com uma placa de aquisição *Measurement Computing* (1208FS), com taxa de aquisição de 200 Hz. O laser foi calibrado de modo a gravar os valores de deslocamentos em uma direção em centímetros, a uma incerteza 0,2 cm (2% do fundo de escala de 100 mm). As medidas foram efetuadas simultaneamente pelo MATLAB. Os resultados medidos em centímetros ao longo do tempo e de FFT (*Fast Fourier Transform*) do deslocamento no domínio da frequência podem ser visualizados na Fig. 3.

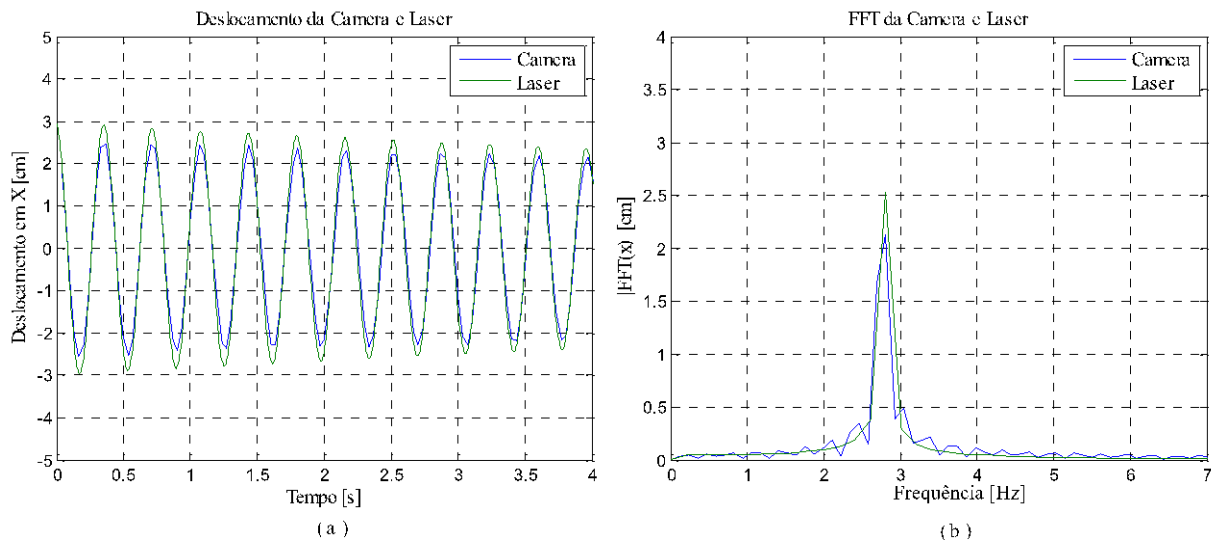


Figura 3. (a) Deslocamento x tempo; (b) deslocamento x frequência.

Os valores do deslocamento no domínio do tempo (Fig. 3a) indicam uma diferença média de 0,35 cm entre os picos de deslocamento, esta amplitude é superior ao valor estimado de incerteza em medidas estáticas da calibração do sistema ótico. No caso do marcador em movimento, há um erro de medição associado às limitações do sistema ótico. Através da visualização quadro a quadro, é possível constatar que o marcador apresenta um aspecto borrado, conhecido como efeito “blur”. Este efeito impede a determinação exata da posição do marcador em um quadro, aumentando a incerteza de medição do sistema. Para minimizar esta componente de incerteza, seria preciso utilizar câmeras mais sofisticadas com taxas de aquisição superiores aos 30 FPS. Na Fig. 3b, a frequência natural obtida pela câmera foi de 2,810 Hz, enquanto que para o laser foi de 2,806 Hz. Pode-se dizer que os resultados em frequência são satisfatórios, primeiro por estarem próximos e segundo por se aproximarem da faixa em que a caminhada humana é medida com outros sistemas. Diferenças relativas aos dois sistemas de medição podem ser justificadas pela própria incerteza de medição do medidor laser, para o qual, utilizaram-se as constantes de calibração nominal indicadas pelo fabricante.

4. MEDIÇÕES DE DESLOCAMENTO E ACELERAÇÃO DA CAMINHADA HUMANA

Após o sistema ótico de medição com uma câmera ter sido avaliado em termos de suas incertezas de medição de deslocamento, realizou-se um estudo da caminhada humana com uso de marcadores. Deseja-se julgar se o sistema ótico também pode ser uma alternativa viável para analisar a marcha humana. A estrutura de análise da caminhada humana (plataforma de forças) foi previamente desenvolvida por Toso *et al.* (2016). Trata-se de um sistema de medição de forças e aceleração vertical para determinação de parâmetros de um modelo biodinâmico. A medição da componente vertical de aceleração do pedestre é avaliada em único um ponto segundo as orientações de Rose e Gamble (1994), considerando a cintura do pedestre o que restringe o modelo biodinâmico final a um sistema massa-mola-amortecedor de 1 GDL. O sistema de medição de forças e acelerações deve fornecer liberdade ao pedestre para que ele se movimente livremente durante a medição, eliminando limitações causadas pelos fios dos acelerômetros, posicionados na cintura do indivíduo.

Uma solução viável para este problema é o uso de sistemas não invasivos, o que justifica, em parte, o desenvolvimento de um sistema ótico de medições de deslocamento com uso de marcadores. Considerando que o sistema ótico possa diferenciar os marcadores para a totalidade de quadros de um vídeo, estes objetos rastreados pelo sistema ótico podem ser usados como dados de entrada de deslocamento do modelo biodinâmico, para a determinação de parâmetros biodinâmicos como: massa modal, amortecimento e rigidez, inicialmente obtidos através de medições utilizando acelerômetros, conforme proposto por Toso *et al.* (2016). Neste trabalho, o movimento de um marcador no espaço para o sistema ótico indica a posição no tempo. Desta forma, os modelos não podem ser relacionados através do mesmo equacionamento. Toso *et al.* (2016) utiliza a função de transferência no domínio da frequência (ω) para determinação dos parâmetros biodinâmicos relacionados a força de reação do solo $P(\omega)$ mensurada com a plataforma de forças com a aceleração vertical $A(\omega)$ do pedestre. Derivar duas vezes no tempo seria uma solução para que os resultados obtidos com o sistema ótico pudessem ser utilizados na forma de aceleração. Porém, isso levaria à propagação de erros gerados pela baixa taxa de aquisição no qual o sinal é obtido pelas câmeras (de 30 Hz). O que deve ser realizado é uma reformulação do equacionamento para que modelo seja relacionado com o deslocamento $U(\omega)$.

4.1. Medição da Força de Reação do Solo (FRS)

Duas plataformas de forças (2010 mm) são dispostas lado a lado de modo a medir a FRS do pedestre. Esta distância oferece um espaço suficiente para que o pedestre registre no mínimo três passos (um ciclo de caminhada).

Ambas as plataformas, possuem três células de carga que medem os valores de força do pedestre separadamente (força pé esquerdo e força pé direito). A aceleração do pedestre foi a principal variável obtida com este experimento. Utilizou-se um acelerômetro unidirecional acoplado próximo ao mesmo ponto de medida de deslocamento do marcador esférico de 3 cm de diâmetro. Um cinto fixava o conjunto acelerômetro-marcador, onde o condicionador de sinais do acelerômetro estava conectado a uma placa de aquisição de dados modelo USB 1616FS (*Measurement Computing*) a uma taxa de aquisição de dados de 200 Hz. Para que o sistema ótico rastreasse corretamente o marcador, foi adicionado um anteparo branco ao lado da plataforma de força, como pode ser visualizado na Fig. 4(a). Do lado oposto, posicionou-se uma câmera (*Kodak Z981 Easyshot* - 1080x720 pixels de resolução e 30 FPS) para registrar um ciclo de caminhada, a uma distância de 2,15 m em relação ao marcador. Na Fig. 4, é possível visualizar os elementos descritos no experimento.

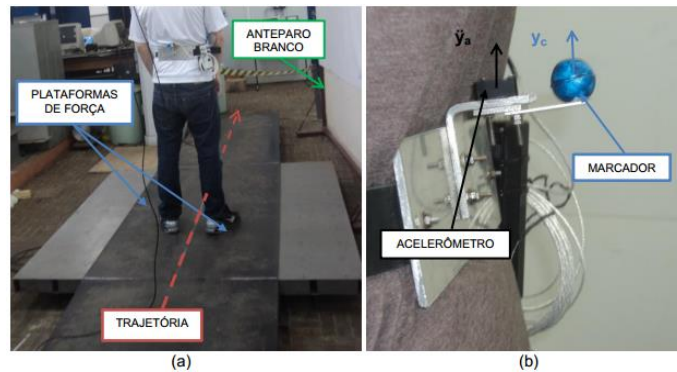


Figura 4. Experimento final: (a) plataforma de forças; (b) conjunto marcador e acelerômetro.

Os resultados da plataforma de forças eram registrados no software (Agilent Vee 7.5), diferente do utilizado pelo sistema ótico (MATLAB). As medidas de movimento da câmera (y_c) e de aceleração ($\ddot{y}_a$) foram sincronizadas manualmente, segundo o instante em que o pedestre pisasse em uma das plataformas de força. Para isto, utilizou-se a curva de FRS no domínio do tempo oriunda do sistema completo de aquisição de dados. Os resultados obtidos com o acelerômetro, após serem registrados, eram duas vezes integrados, no MATLAB, na faixa desejada em que se identificou o primeiro passo. Dessa forma, evitou-se manipular os dados obtidos pelo sistema ótico, ao invés de ter que derivá-los duas vezes. Além do estudo comparativo entre os dois sistemas, em medidas de deslocamento, os resultados foram analisados para respostas obtidas com o sistema de medição ótico integrando ou não o *Calibration Toolbox* em sua sub-rotina para corrigir efeitos de distorção da câmera.

4.2. Resultados Comparativos entre Sistema Ótico e Acelerômetro

Uma etapa de calibração para determinação da distância focal e sensibilidade do sistema na direção vertical foi efetuada da mesma forma como se procedeu com os cálculos de incerteza de rastreamento. Um marcador retangular azul, com dimensões conhecidas foi posicionado na mesma distância em que o marcador da cintura da pessoa se localiza (2,15 m) com dimensões de 15x15 cm. Os resultados de sensibilidade média e distância focal em y foram de 0,1669 [cm/px] e 1288,125641 [px] respectivamente. Na Fig. 5(a) e (b), são apresentados os resultados para o mesmo teste, entre 8 efetuados na plataforma (os demais testes podem ser encontrados na Tab. 2 em valores RMS) considerando o uso do *Calibration Toolbox*.

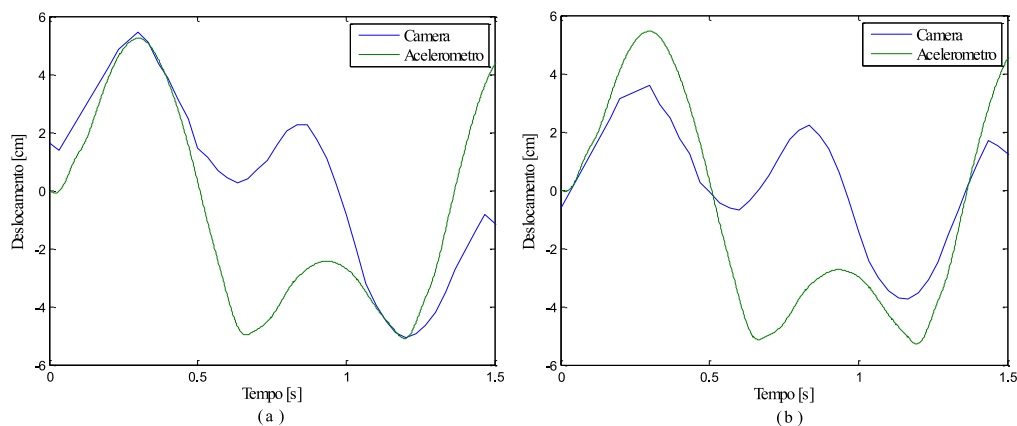


Figura 5. Resposta do Teste 1 com acelerômetro e sistema ótico (*Kodak Z981 Easyshot*): (a) corrigindo a distorção; (b) sem corrigir a distorção.

Na Fig. 5 (a), é possível observar que em pontos de máximos e mínimos de deslocamento os resultados estão próximos para ambos os sistemas. A amplitude média, dada pela média entre ambos os pontos, para o acelerômetro foi de 5,84 cm e de 5,52 cm para o sistema ótico. Estes resultados sugerem uma representação próxima do deslocamento para as principais componentes do sinal no domínio da frequência. No entanto, o problema encontrado em todos os testes com o sistema ótico foi representar os sub-harmônicos da caminhada. No momento da transição de um pé para outro, o sinal não é representado da mesma forma, comparando-se com o sinal do acelerômetro, que é o esperado pelo experimento.

4.3. Influência da Correção da Distorção das Lentes

Para verificar se o impacto gerado pela correção das imagens através do *Calibration Toolbox* estava sendo benéfico, efetuou-se a mesma sub-rotina de rastreamento apresentada no Capítulo 2.3, porém sem a correção dos quadros, cujo resultado do primeiro teste pode ser visto na Fig. 5 (b). Os resultados, neste caso, foram comparados pelo valor do sinal do deslocamento em RMS (*Root Mean Square*) do acelerômetro e do sistema ótico, em duas situações: com correções das distorções e sem correções, conforme apresentado na Tab. 2.

Tabela 2. Testes com valores RMS [cm] do deslocamento para os diferentes sistemas.

SISTEMA / TESTE	1	2	3	4	5	6	7	8
Ótico sem Toolbox	1,5984	1,6766	1,9521	1,9477	1,9289	2,0435	1,8348	1,8103
Ótico com Toolbox	2,5322	2,6998	3,0193	2,9684	2,9065	3,0261	2,8069	2,7225
Acelerômetro	2,9331	3,4523	3,3790	3,4148	3,5392	3,6682	3,7890	3,3900

Dessa forma, conclui-se que a correção das imagens com o uso do *Calibration Toolbox* tende a melhorar os resultados, aproximando-os aos valores obtidos pelo acelerômetro.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi proposto e desenvolvido um sistema ótico para a medição dos deslocamentos do centro de massa da caminhada humana, utilizando câmeras e marcadores passivos. Analisou-se o nível de incerteza obtido nos experimentos através deste sistema. Esta incerteza é originada de fontes tais como: distorções das lentes do sistema ótico e algoritmo de detecção de marcadores. Um experimento controlado em laboratório de um sistema de 1 GDL foi desenvolvido a fim de avaliar o comportamento do sistema ótico, comparando-o com medições de um sistema a laser de alta precisão. Nestes experimentos, realizados sob a mesma plataforma (MATLAB), sincronizou-se os dados, resultando em uma boa concordância entre os valores medidos com a câmera e com o sistema a laser tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência.

Na etapa seguinte, diversas medições e comparações em casos de caminhada humana foram analisadas utilizando uma plataforma de forças. Os resultados obtidos foram comparados com dados medidos por um acelerômetro. Neste caso, o sincronismo não foi assegurado devido ao fato dos sistemas de medição ótica, de forças e de acelerações estar em plataformas diferentes (Agilent Vee e MATLAB). Além disso, dificuldades relacionadas à taxa de aquisição das imagens pelo sistema ótico foram encontradas para a detecção dos sub-harmônicos da caminhada humana observados com o acelerômetro (taxas de aquisição da ordem de centenas de Hz) e que não puderam ser observados com o uso do sistema proposto. Presume-se que isto pode ser resolvido com taxas de aquisição maiores para a câmera. Os resultados do estudo da caminhada mostram que os valores de deslocamento obtidos com o acelerômetro e com o sistema ótico apresentam valores médios de amplitudes próximos, na faixa de 5,84 cm e 5,52 cm respectivamente. Estes resultados sugerem que a frequência principal da caminhada humana pode ser usada na determinação dos parâmetros de um modelo biodinâmico envolvendo mais graus de liberdade, correspondente a cada marcador. Ainda, verificou-se que com a inclusão de um modelo de câmera que corrija as distorções das lentes durante o processo de determinação dos deslocamentos obtêm-se ganhos substanciais nas leituras obtidas quando comparadas com as leituras de um acelerômetro. Através do *Calibration Toolbox* foi possível corrigir as medidas de deslocamento, aproximando-as dos valores esperados das leituras em RMS obtidas com o uso do acelerômetro.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio do CNPq e CAPES na realização desta pesquisa.

7. REFERÊNCIAS

- Aggarwal, J.K. e Cai, Q., 1999, "Human Motion Analysis: A Review", *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 73, No. 3, pp. 428-440.
- Azevedo, E. e Conci, A., 2003, "Computação Gráfica: teoria e prática", Ed. Campus, Rio de Janeiro, Brasil, 353 p.

- Bouguet, J.Y., 2008, "Camera Calibration Toolbox", Caltech, California Institute of Technology, Pasadena.
- Das, P., Kole, D.K., Ghoshal, R. and Gosh, R., 2012, "Measurement of Displacement and Velocity of a Moving Object from Real Time Video", International Journal of Computer Applications, Vol. 49, No. 13, pp. 12-16.
- Figuerola, P.J., Leite, N.J. e Barros, R.M.L., 2003, "A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis", Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 72, No. 1, pp. 155-165.
- Gavrila, D.M., 1999, "The Visual Analysis of Human Movement: A Survey", Computer Vision and Image Understanding, Vol. 73, No. 1, pp. 82-98.
- Heikkilä, J. e Silvén, O., 1997, "A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction", Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, San Juan, Puerto Rico, pp. 1106-1112.
- Pinheiro, A.P., 2008, "Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional", Dissertação, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- Ning, H., Tan, T., Wang, L. e Hu, W., 2004, "Kinematics-based tracking of human walking in monocular video sequences", Image and Vision Computing, Vol. 22, pp. 429-441.
- Racic, V., Brownjohn, J.M.W. e Pavic, A., 2010, "Reproduction and application of human bouncing and jumping forces from visual marker data", Journal of Sound and Vibration, Vol. 329, No. 16, pp. 3397-3416.
- Rose, J., Gamble, J.G., 1994, "Human Walking", Ed. Williams & Wilkins, Michigan, EUA, 200 p.
- Toso, M.A., Gomes, H.M., Silva, F.T. e Pimentel, R.L., 2016, "Experimentally fitted biodynamic models for pedestrian-structure interaction in walking situations", Mechanical Systems and Signal Processing, Vol. 72-73, pp. 590-606.

8. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

EVALUATING HUMAN BIODYNAMIC PARAMETERS IN WALKING SITUATIONS USING OPTICAL TECHNIQUES

Marcelo André Toso, marcelo.toso@yahoo.com.br¹
Bruno Franke Goularte, brunofranke@gmail.com²
Herbert Martins Gomes, herbert@mecanica.ufrgs.br³

^{1,2,3} Federal University of Rio Grande do Sul, Sarmento Leite, 425, 90050-170, Porto Alegre, RS, Brazil.

Abstract. The interaction between moving humans and structures usually occurs in slender structures where the level of vibration is potentially high. Vibration issues may generate the possibility of the occurrence of resonance due to coincidence or similarity between excitation frequencies and structural natural frequencies. Many footbridges have natural frequencies close to or coincident with the dominant frequencies of the dynamic loading of pedestrians and therefore they have the potential to suffer excessive vibration. In this context, it is important to evaluate biodynamic pedestrian parameters while walking to understand how this way of locomotion interacts with the vibrating structure. In the study of human walking, optical measurement systems using passive markers are increasingly more efficient due to the development of video cameras, with high sample rate for high resolution, and personal computers. In this study, we use an optical measuring system in order to obtain parameters of human walk. The optical system for measuring the displacements of the center of mass of the human walk uses cameras and passive markers. The sources of uncertainty considered in the study are the distortion of the lens and the marker detection algorithm. Comparisons between different measurement systems (laser and capacitive accelerometers) are also performed, allowing assessing the degree of uncertainty of the optical system used in the study. It is used an image correction algorithm (Calibration Toolbox) in the system that is meant to prevent problems caused by lens distortions. From theory to the experiments, the study presents the characteristics and methodologies of the optical system so that their advantages and disadvantages can be discussed and analyzed. Comparisons with controlled experimental tests indicate a good correlation of measurements of the optical system with measurements using a laser vibrometer. Finally, it is used the optical system designed to perform measurements and comparisons in cases of human walk. These measurements are performed using a previous designed force platform in a situation of free walk where the results of the optical system and accelerometer positioned on the individual's waist are compared.

Keywords: optical measurements, passive markers, biodynamic models.