

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÕES ÓTICAS PARA AVALIAÇÃO DE
PARÂMETROS BIODINÂMICOS DA CAMINHADA HUMANA

por

BRUNO FRANKE GOULARTE

Monografia apresentada ao
Departamento de Engenharia Mecânica da
Escola de Engenharia da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul, como parte
dos requisitos para obtenção do diploma de
Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, Junho de 2014

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÕES ÓTICAS PARA AVALIAÇÃO DE
PARÂMETROS BIODINÂMICOS DA CAMINHADA HUMANA

por

BRUNO FRANKE GOULARTE

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Profa. Thamy Cristina Hayashi
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. Herbert Martins Gomes

Comissão de Avaliação:

Prof. Ignacio Iturrioz

Prof. Rogério José Marczak

Prof. Walter Jesus Paucar Casas

Porto Alegre, 16 de Junho de 2014.

AGRADECIMENTOS:

Agradeço aos colegas, amigos e professores da escola de Engenharia Mecânica que tiveram participação direta e indireta na consolidação deste trabalho. Agradecimentos especiais aos integrantes do GMAp: Marcelo Toso, Tales Lisboa e Carlos Thomas Kern (Pato) que ajudaram nas realização dos experimentos desenvolvidos.

Sem esquecer o exemplar trabalho de orientador desempenhado pelo Prof. Herbert Martins Gomes, cujos conselhos e instruções se refletem no cerne do meu desenvolvimento prático-teórico e nas áreas de meu interesse na Engenharia Mecânica.

“Un dernier remerciement à La Farigoule.”

GOULARTE, B.F. 2014. Desenvolvimento de um sistema de medições óticas para avaliação de parâmetros biodinâmicos da caminhada humana. 19f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

RESUMO

O uso de sistemas de medição de deslocamentos pode ser feito utilizando diversas tecnologias disponíveis. No estudo da caminhada humana, sistemas óticos de medição com uso de marcadores passivos se mostram cada vez mais eficientes graças ao desenvolvimento das câmeras de vídeo (com elevada taxa de aquisição em alta resolução) e computadores de uso pessoal. Comparações entre sistemas de medição diferentes (laser e acelerômetro) permitem avaliar o grau de incerteza do sistema ótico empregado no estudo da caminhada humana. Da teoria à realização de experimentos, o trabalho apresenta as características metodologias do sistema ótico de forma que suas vantagens e desvantagens puderam ser discutidas e analisadas quanto à obtenção de modelos biodinâmicos mais precisos da caminhada. Não menos importante, um algoritmo de correção de imagens (*Calibration Toolbox*) foi empregado no sistema desenvolvido para evitar problemas causados por distorções no vídeo. Como resultado, comparações com ensaios experimentais controlados foram obtidos os quais indicaram boa correlação das medidas do sistema ótico com medições feitas com um medidor a laser. Também ensaios com modelos humanos de caminhada foram realizados e as comparações traçadas agora com medidas de acelerômetros, indicando também uma boa correlação.

PALAVRAS-CHAVES: Medições óticas, Modelos biodinâmicos, Caminhada humana, Marcadores passivos.

GOULARTE, B.F. 2014. Development of a system for optical measurement and evaluation of biodynamic parameters of human gait. 19f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

ABSTRACT

The use of displacement measurement systems can be done by using several available technologies. In the study of human gait, optical measurement systems using passive markers has been shown to be efficient due to the development of video cameras (with high acquisition rate and resolution) and personal computers. Comparisons between different measurement systems (laser and accelerometer) have allowed evaluating the degree of uncertainty of the optical system used in the study of human gait. This work presents, from theory to performed experiments, the methodological characteristics of the optical system; so that their advantages and disadvantages can be discussed and analyzed to obtain more accurate walk biodynamic models. Not least important, an algorithm for image correction (*Calibration Toolbox*) was employed in this system designed to avoid problems caused by video distortions. As result, comparisons in a controlled experimental test showed good correlation between the optical measurement system and those obtained with a laser system. Tests were performed for human gait and put abreast with accelerometer measurements which indicate good match.

KEYWORDS: Optical measurements, Biodynamic models, Human gait, Passive markers.

INDICE

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	1
3	REFERENCIAL TEÓRICO.....	2
	3.1 Modelo Matemático de uma Câmera (<i>Pinhole</i>)	2
	3.2 Correção com <i>CALIBRATION TOOLBOX</i>	4
	3.2.1 Modelo de Distorção das Lentes	4
	3.3 Rastreamento de Marcadores.....	5
	3.3.1 Captura do Vídeo	5
	3.3.2 Sub-rotina de Rastreamento de Marcadores	6
4	AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO ÓTICO COM UMA CÂMERA	7
	4.1 Incerteza de Medição em Medidas Estáticas de Marcadores.....	8
	4.2 Erros de Medição com Marcador em Movimento	9
5	MEDIÇÕES DE DESLOCAMENTO E ACELERAÇÃO DA CAMINHADA HUMANA	10
	5.1 Procedimento Experimental da Plataforma	11
	5.2 Resultados Comparativos entre Sistema Ótico e Acelerômetro	13
	5.3 Influência da Correção da Distorção das Lentes.....	13
6	CONCLUSÕES.....	14
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	15
	APÊNDICE I.....	17
	APÊNDICE II.....	18
	APÊNDICE III.....	19

1 INTRODUÇÃO

A análise da interação de seres humanos com estruturas civis tem se tornado um tema importante na atualidade principalmente em função das potenciais vibrações indesejadas provocadas. Para o perfeito entendimento destas interações não basta um modelo preciso das estruturas, mas também um modelo preciso 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 consegue 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

Especificamente para as medições de esforços gerados pela caminhada humana, existem as plataformas de forças as quais possibilitam a mensuração dos níveis de carga aplicados assim como a componente de frequência. Acelerômetros são usualmente empregados para estas 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. Também a possibilidade de terem-se diversos pontos de medição simultâneos é um atrativo, já que a colocação 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 os conceitos básicos, revisão do que já existe e aplicações práticas do sistema desenvolvido.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Sistemas de medições óticos voltados ao estudo da caminhada humana são ferramentas recorrentes em diversas áreas de pesquisa. O espectro de aplicações se reflete tanto na engenharia quanto nas ciências biomédicas. Câmeras de vídeo digitais geralmente são os 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 sequencias de imagens no tempo. Para isso, é necessário fazer uma conversão “frame a frame” do posicionamento do individuo, 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, de uma forma geral: 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.

Relativo ao número de perspectivas, usar uma perspectiva (*single-camera*), Ning *et al.*, 2004, 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 ao considerar outras abordagens, o que muitas vezes implica no uso de mais perspectivas.

Ao se adicionar 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, ilustrada por Gavril, 1999, leva em consideração outros aspectos, como: o tipo de modelo (*shapes, stick figure-based*), a dimensão em que ocorre o deslocamento (2D ou 3D), a 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 e automáticos. A preocupação está em identificar o movimento sem que existam perturbações e ruídos de outros objetos do entorno. O rastreamento das partes de interesse faz referência aos principais tipos de sistemas de medição óticos, que podem ser divididos segundo o uso de marcadores (*markers*), Pinheiro, 2008, ou através do reconhecimento da silhueta humana, Ekinci, 2006.

Marcadores podem ser definidos como objetos no espaço que são ligados ou fixados ao corpo humano, ajudando a rastrear o movimento 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, Figueroa *et al.*, 2007.

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. 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, Figueroa *et al.*, 2007, e CODA, Racic *et al.*, 2010. 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. Graças ao 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 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.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo serão apresentados métodos simplificados de identificação de marcadores e como interpretá-los numericamente em coordenadas espaciais. O desenvolvimento será dado através de algoritmos programados em software numérico (MATLAB) e com uso de códigos abertos disponíveis (*Calibration Toolbox*).

3.1 Modelo Matemático de uma Câmera (*Pinhole*)

Para entender o processo básico de formação de uma imagem, o modelo matemático, conhecido como “câmera de *Pinhole*”, Azevedo e Conci, 2003, está descrito nos próximos parágrafos. Na Figura 3.1 são definidos 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 .

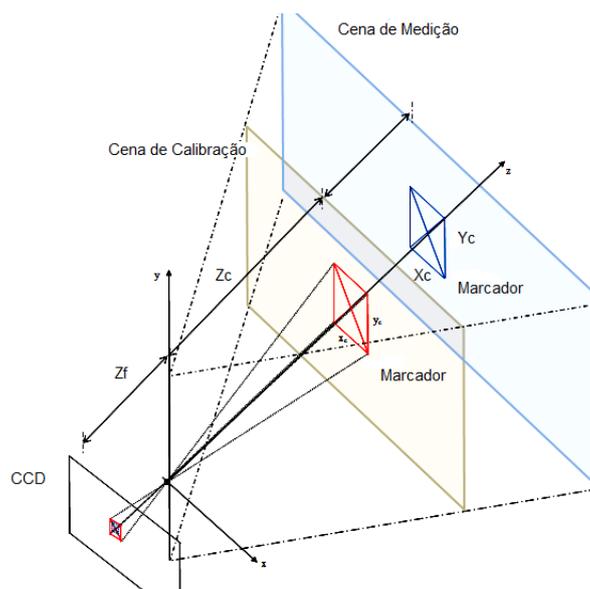


Figura 3.1 - Descrição esquemática de um sistema de medição ótica com uma câmera.

Na cena de calibração, coloca-se o objeto com dimensão conhecida l_c (Figura 3.2) a uma distância conhecida z_c . Dessa forma, é possível obter a distância focal dada em pixels:

$$z_f = \frac{l_{pc}}{l_c} z_c \quad (3.1)$$

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 como:

$$S = \frac{l_c}{l_{pc}} \quad (3.2)$$

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 a relação de triângulos obtidos na Fig. 3.2 e obtém-se:

$$z_m = \frac{l_{pc}}{l_{pm}} z_c = \frac{l_c}{l_{pm}} z_f \quad (3.3)$$

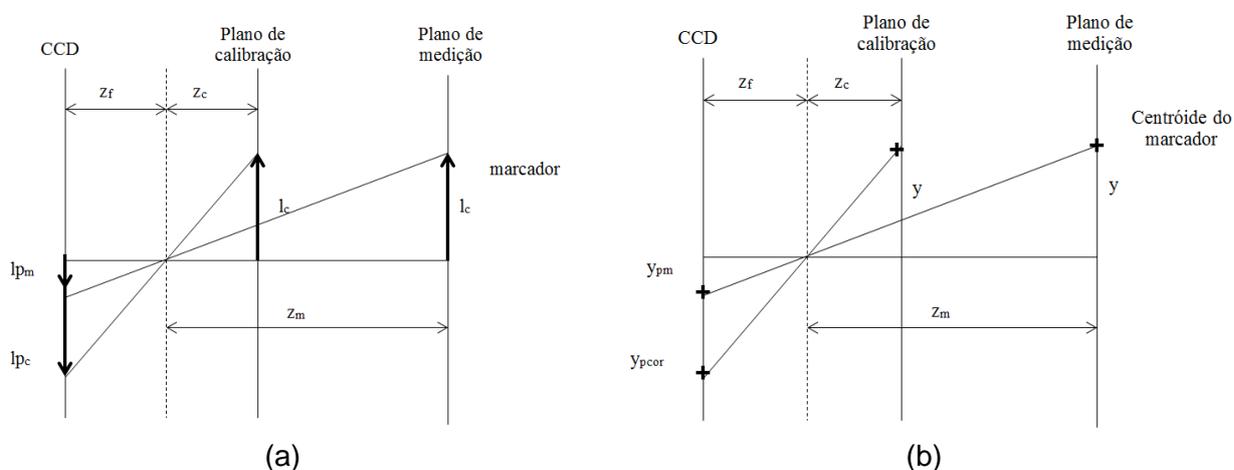


Figura 3.2 - Descrição esquemática de um sistema de medição ótica com uma câmera: (a) calibração (b) medição.

Uma vez efetuada a etapa de calibração com o objeto de dimensão conhecida e distância ao plano de calibração conhecido, pode-se proceder à medição do objeto de calibração em outro plano diferente do de calibração. Neste caso, a Figura 3.2 (a) descreve a correção que deve ser feita em função da distorção da imagem em função da nova posição em relação ao plano de calibração. Desta forma, da Figura 3.2 (b) e da relação de triângulos, a nova coordenada corrigida levando em conta a nova posição em profundidade do objeto z_m vem dado por:

$$y = S \frac{z_m}{z_c} y_{pm} \quad (3.4)$$

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).

3.2 Correção com *CALIBRATION TOOLBOX*

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

Softwares abertos como o *Calibration Toolbox* para o MATLAB (Bouquet, 2008) 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.

3.2.1 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 (**fc**) 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 em diversas posições e angulações para poder resolver o sistema que define os parâmetros da câmera. Seja **P** um ponto no espaço de coordenadas do vetor $\mathbf{P}_c = \{X_c \ Y_c \ Z_c\}^T$ no sistema de referência da câmera. Utilizando o modelo de câmera "Pinhole" e os parâmetros intrínsecos (**fc**, **cc**, **α_c** e **kc**) a projeção normalizada deste ponto no CCD \mathbf{x}_n é definida como:

$$\mathbf{x}_n = \begin{Bmatrix} x \\ y \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} X_c / Z_c \\ Y_c / Z_c \end{Bmatrix} \quad (3.5)$$

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 \mathbf{x}_d vem dada por:

$$\mathbf{x}_d = \begin{Bmatrix} x_d \\ y_d \end{Bmatrix} = (1 + \mathbf{kc}(1)r^2 + \mathbf{kc}(2)r^4 + \mathbf{kc}(5)r^6)\mathbf{x}_n + \mathbf{dx} \quad (3.6)$$

Onde \mathbf{dx} é o vetor da parcela de distorção tangencial definido por:

$$\mathbf{dx} = \begin{Bmatrix} 2kc(3)xy + kc(4)(r^2 + 2x^2) \\ kc(3)(r^2 + 2y^2) + 2kc(4)xy \end{Bmatrix} \quad (3.7)$$

Por conseguinte, o vetor de 5 elementos \mathbf{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 $\mathbf{x}_p = \{x_p \ y_p\}^T$ da projeção do ponto P no plano da imagem é :

$$\mathbf{x}_p = \begin{Bmatrix} x_p \\ y_p \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{fc}(1)(\mathbf{x}_d(1) + \alpha_c \mathbf{x}_d(2)) + \mathbf{cc}(1) \\ \mathbf{fc}(2)\mathbf{x}_d(2) + \mathbf{cc}(2) \end{Bmatrix} \quad (3.8)$$

Portanto, o vetor de coordenadas final em pixel do ponto \mathbf{x}_p (corrigido) e o vetor de coordenadas (distorcidas) \mathbf{x}_d estão relacionados da forma linear como:

$$\mathbf{x}_p = \mathbf{KK} \mathbf{x}_d$$

$$\begin{Bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_c(1) & \alpha_c \mathbf{f}_c(1) & \mathbf{cc}(1) \\ 0 & \mathbf{f}_c(2) & \mathbf{cc}(2) \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_d \\ y_d \\ 1 \end{Bmatrix} \quad (3.9)$$

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, Bouguet, 2008, foi utilizado para correção das imagens e obtenção da incerteza em pixels da distorção das lentes.

3.3 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. Nas próximas etapas, são considerados apenas como objetos de interesse marcadores da cor azul com dimensões conhecidas, no intuito de aplicar o equacionamento apresentado no referencial teórico. Dividindo-se em partes o processo de rastreamento dos marcadores, da seleção da câmera ao tratamento dos quadros, o próximo tópico explica o processo de captura de vídeo.

3.3.1 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 os fins a que se propunha nas medições de caminhada humana.

A caminhada é composta por ciclos repetidos de passos. Para que, no mínimo, um ciclo seja efetuado são necessários três passos, ou passadas. Um espaço adequado de dois a três metros de distância da lateral do pedestre à câmera é requerido para que um ciclo seja registrado inteiramente. Dessa forma, a câmera deve apresentar resolução superior à para captura do processo, caso contrário, a sensibilidade, dada em metros por pixels, não será fiel ao reproduzir o sinal no tempo.

Câmeras robustas com resolução em HD (1080x720 ou superior) são favoráveis neste estudo, pois garantem valores de sensibilidade menores, justamente pelo maior número de pixels. Além disso, a taxa de aquisição também é importante para que o sinal realmente representado em um intervalo curto de tempo. Segundo Toso, 2012, as frequências da caminhada humana são da ordem de 2 Hz. Assim, espera-se que os valores de deslocamento possam ser obtidos com quantidade suficiente de pontos (com a taxa de 30 FPS) para as principais frequências presentes na caminhada.

3.3.2 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 Tabela 3.1 estão listados os passos para rotina de rastreamento de marcadores.

Tabela 3.1 – Rotina de rastreamento de marcadores

<i>Passo da Rotina</i>	<i>Figura</i>	<i>Escala</i>
Seleção de quadro (imagem) do vídeo;	2.3 (a)	<i>RGB</i>
Correção da imagem (<i>Calibration Toolbox</i>)	-	<i>gray-scale</i>
Conversão do quadro para escala de cinzas;	2.3 (b)	<i>gray-scale</i>
Subtração de cor do marcador (azul);	2.3 (b)	<i>gray-scale</i>
Filtro de redução de ruído;	2.3 (c)	<i>gray-scale</i>
Conversão para formato binário;	2.3 (d)	<i>binária</i>
Remoção de pequenos objetos;	2.3 (d)	<i>binária</i>
Detecção de pixels conectados (objetos);	2.3 (d)	<i>binária</i>
Rotulagem dos objetos e seus centroides;	2.3 (d)	<i>binária</i>

Conversão RGB para Escala de Cinzas e Equalização da Imagem

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 uma correção da distorção através do *Calibration Toolbox* descrito anteriormente (neste caso, não se aplica).

Esta conversão implica em uma dimensão a menos na matriz correspondente à imagem real, cuja dimensão perdida depende das escalas de cores reais RGB. Se das dimensões correspondentes às escalas de cores RGB for selecionada uma das escalas, por exemplo, a escala azul, a dimensão desta matriz será a mesma da escala de cinzas. Subtraindo-se os valores de escala de cinzas pela matriz da cor correspondente, uma nova imagem é obtida contendo valores de máximo em escala para os pixels de cor azul.

A subtração é feita por operações matriciais que conferem valores nulos às áreas que não correspondem à cor azul. O resultado da conversão para escala de cinzas é menor em valor para os pixels de cor azul na escala azul, o que produz resultados negativos na operação

de subtração. Como os resultados são tomados em valores absolutos de escala o resultado final implica em uma imagem com máximos numéricos em áreas de pixels que contém os objetos com a cor desejada.

Subsequente à subtração, pode-se ainda aprimorar os resultados passando-se um filtro médio para redução do chamado ruído “sal e pimenta” (pontos brancos e pretos pequenos e aleatórios). As dimensões dos pontos consideradas como ruído é dado por um tamanho mínimo em pixels (*window*). O filtro atribui aos dados de escala destes pontos como os valores médios de escala em sua vizinhança. Isso elimina pontos de escala que estão localizados fora da vizinhança dos objetos e suaviza ruídos interno aos objetos.

Blob Detection

O termo “*blob detection*”, no campo da computação visual, 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.

Por definição, “*blob*” é a região de uma imagem digital cujas propriedades são constantes ou próximas. 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, de não interesse. O resultado até a etapa final de binarização pode ser observado na Figura 2.3.

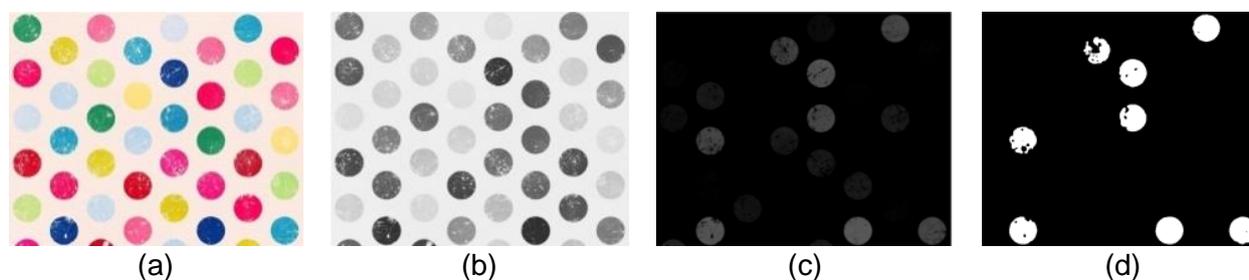


Figura 3.3 – (a) Imagem original, (b) escala de cinzas, (c) escala azul e (d) formato binário.

As posições relativas aos centroides de cada objeto podem ser obtidas através de algoritmos presentes no Toolbox de processamento de imagem do Matlab, 2011, que rotulam os objetos conectados na imagem binária. Transferindo as coordenadas relativas aos 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 Figura 3.3, 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.

4 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, Figura 4.1 (a), com ambos os sistemas acoplados foi desenvolvida de modo a estudar um sistema de um grau de liberdade. Uma régua metálica engastada em uma das extremidades e com uma massa concentrada na outra extremidade serviu como objeto de estudo, cujo objetivo era verificar se os resultados estavam próximos de um sistema de medição a laser. O marcador de cor azul pode ser visto na Figura 4.1 (b) e se encontra próximo ao ponto que está sendo medido o deslocamento com o laser.

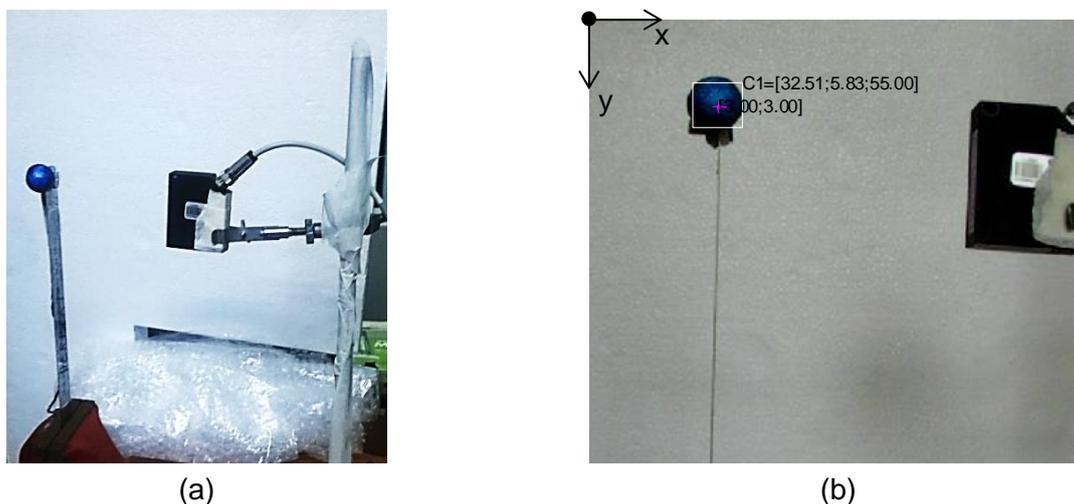


Figura 4.1 – Bancada de testes com 1GLD (a) sistemas laser e ótico acoplados (b) visualização de imagem com marcador rastreado em posição global segundo as coordenadas do programa.

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. Ao lado do marcador, na Figura 4.1 (b), é possível visualizar o vetor C_i , cujo índice i se refere ao número do rótulo do objeto rastreado, com argumentos dados por x , y e z em centímetros nas coordenadas globais do programa.

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 e com formatos de vídeos do tipo *movie* (.MOV compactação h.264, *lossy*). Um anteparo de isopor branco foi utilizado para isolar de outras regiões que continham a cor azul. 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.

4.1 Incerteza de Medição em Medidas Estáticas de Marcadores

Os seguintes 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. Com 10 testes de calibração efetuados, a uma distância de 55 cm, 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.

Na Figura 4.1 (b), é possível visualizar um quadro em que o centro do marcador foi rastreado fora de seu centro original. Na Figura 4.2, é traçado o deslocamento em pixels para um dos testes de calibração com o marcador com relação à posição média obtida pelo sistema.

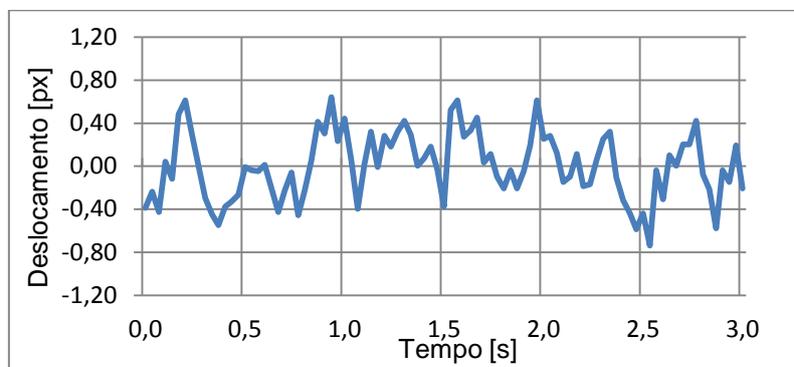


Figura 4.2 – Deslocamento em x durante 3 segundos para o objeto em repouso a 55 cm de distância.

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*, Bouquet, 2008, estes erros podem ser calculados com base em pontos de controle. Resumidamente, 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 para o cálculo dos parâmetros intrínsecos, as incertezas ligadas à estimação dos parâmetros extrínsecos também são armazenados 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. Para a câmera *Kodak Z981 Easysshot* os resultados de erro de reprojeção em pixels podem ser vistos no APÊNDICE I.

Dessa forma, pode-se estimar a incerteza combinada do sistema (APÊNDICE II), com base no desvio médio do rastreamento e no erro de reprojeção causado pela distorção das lentes. Calculando para a coordenada x de deslocamento, considerando 99,99% de confiança, com três desvios padrões:

$$\sigma_r = \sqrt{(3 \cdot \sigma_r)^2 + (\sigma_c)^2} \quad (4.1)$$

Onde σ_r é o erro do algoritmo de rastreamento e σ_c é o erro calculado pelo Calibration Toolbox (já em três desvios padrões) na reprojeção em pixels da imagem após a correção. 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.

4.2 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*, ANEXO I, a uma 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 no MATLAB e são exibidos na Figura 4.3.

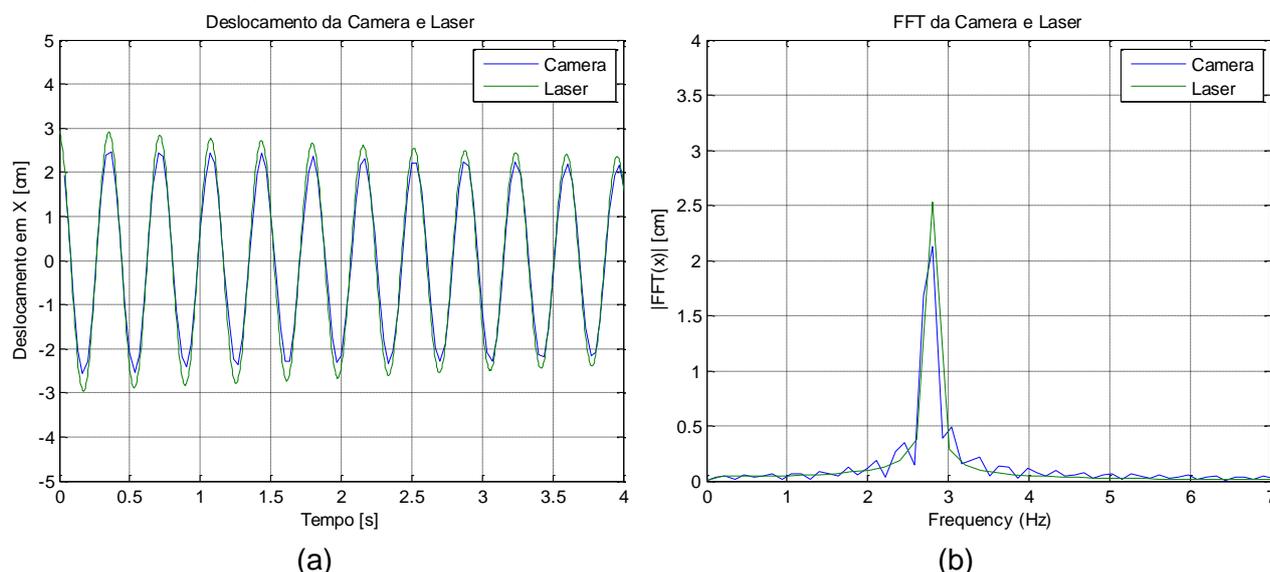


Figura 4.3 – (a) Deslocamento (b) FFT

Os valores em deslocamento, Figura 4.3 (a), obtidos sugerem uma diferença média de 0,35 cm entre os picos de deslocamento, o que está acima do 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 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, o que faz com que aumente a incerteza de medição do sistema.

Algoritmos de correção para detecção de marcadores em tais condições (com imagens borradas ou fora de foco) foram desenvolvidos para reduzir estes erros devido ao efeito “*blur*”, Toyoura et al., 2013, mas não serão adotados no sistema de medição ótico em estudo. Para que esta componente de incerteza fosse desprezível seria preciso utilizar câmeras mais sofisticadas com taxas de aquisição superiores aos 30 FPS de câmeras comuns.

Pela FFT, Figura 4.3 (a), a frequência natural obtida para câmera para o sistema de um grau de liberdade 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 e não se procedeu a uma calibração do sistema a laser com um padrão de deslocamentos.

5 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, passou-se ao estudo do movimento da caminhada humana com uso de marcadores. Deseja-se julgar se o sistema ótico também pode ser uma alternativa viável para possíveis melhorias em análises de forças de reação do solo (FRS) causadas pela marcha humana. A estrutura de análise da caminhada humana desenvolvida por Toso, 2012, existentes no GMAP/UFRGS (Grupo de Mecânica Aplicada), com sistema de medição de forças e aceleração vertical foi projetado para determinação de parâmetros de um modelo biodinâmico de um ser humano.

A medição da componente vertical de aceleração do pedestre é tomada em único ponto, Rose e Gamble, 1994, considerado a cintura do pedestre o que restringe o modelo biodinâmico final como um sistema massa-mola-amortecedor de 1GDL, Figura 5.1.

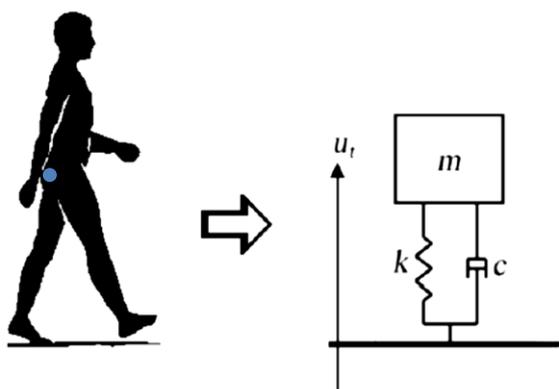


Figura 5.1 – Modelo biodinâmico de 1GDL (Fonte: Toso, 2012)

O que se espera, é que através de modelos biodinâmicos mais complexos a obtenção de parâmetros da caminhada humana possa ser melhorada de forma a ser representada pelas componentes de forças secundárias da caminhada. Para isso, é preciso que o sistema ofereça liberdade ao pedestre para que ele se movimente livremente durante a medição. As limitações causadas pelos fios dos acelerômetros impedem a aplicação de modelos biodinâmicos com mais graus de liberdade.

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 os dados de entrada de deslocamento do modelo biodinâmico, para determinação de seus parâmetros (massa, amortecimento, rigidez modal, fatores dinâmicos de carga entre outros). Outra consideração se refere aos cuidados com modelo biodinâmico, quanto à forma que deve ser reescrito matematicamente.

Como os resultados do movimento vertical do pedestre adquiridos pelo acelerômetro são dados de aceleração e o movimento de um marcador no espaço para o sistema ótico indica a posição no tempo, os modelos não podem ser relacionados através do mesmo equacionamento. Em Toso, 2012, a função de transferência no domínio da frequência (ω) utilizada para determinação dos parâmetros biodinâmicos relaciona a força medida $P(\omega)$ nas plataformas com a aceleração vertical $A(\omega)$ do pedestre (APÊNDICE III).

Os parâmetros biodinâmicos m , c e k são para o modelo de 1GDL de uma pessoa. Derivar duas vezes no tempo seria uma solução para que os resultados obtidos com o sistema ótico pudessem ser utilizados diretamente nesta equação. 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 feito é uma reformulação do equacionamento para que a força medida seja relacionada com o deslocamento $U(\omega)$.

Modelo usado por Toso, 2012:

$$A(\omega) = \frac{\omega^2 \cdot P(\omega)}{|-m \cdot \omega^2 + j \cdot c \cdot \omega + k|} \quad \&$$

Reformulação de modelo:

$$U(\omega) = \frac{P(\omega)}{|-m \cdot \omega^2 + j \cdot c \cdot \omega + k|} \quad (4.2)$$

5.1 Procedimento Experimental da Plataforma

Duas plataformas com o comprimento de 2010 mm são dispostas lado a lado de modo a medir a FRS do pedestre. Esta distância estipulada oferece um espaço suficiente para que 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), o que neste estudo não foi diretamente explorado.

A aceleração do pedestre foi a principal variável obtida com este experimento. Utilizando 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 um condicionador de sinais do acelerômetro estava conectado a uma placa de aquisição de dados modelo USB 1616FS (*Measurement Computing*) a uma taxa de 200 Hz, ANEXO II.

Para que o sistema ótico rastreasse corretamente o marcador, foi adicionado um anteparo branco ao lado da plataforma de força da direita, como pode ser visualizado na Figura 5.2 (a). Do lado oposto, posicionou-se uma câmera (*Kodak Z981 Easyshot* - 1080x720 pixels de resolução e 30 FPS) que enquadrava os principais elementos para de um ciclo de caminhada, a uma distância de 2,15 m em relação ao marcador. Na Figura 5.2 (a), é possível visualizar os elementos descritos no experimento da plataforma.

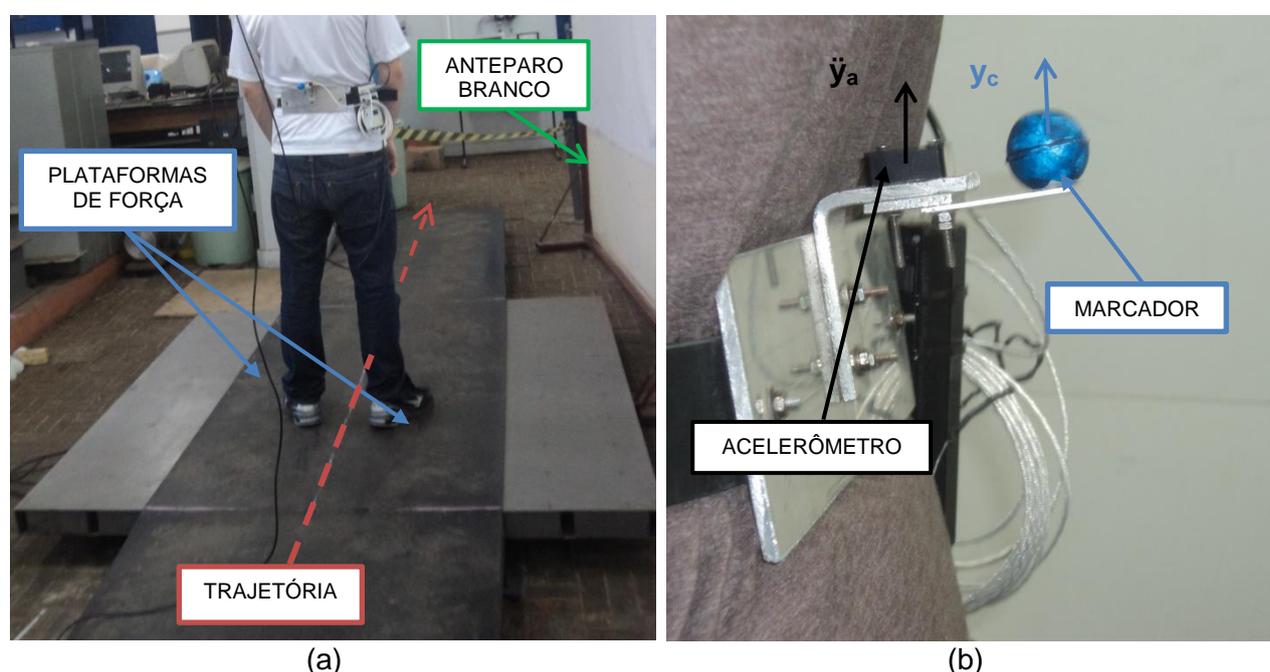


Figura 5.2 – Experimento final: (a) área experimental, (b) conjunto marcador e acelerômetro.

Os resultados da plataforma eram registrados em 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. Os resultados do *Calibration Toolbox* podem ser vistos no APÊNDICE I, assim como a descrição das posições de interesse onde foram efetuadas medidas de pontos de controle na cena de medição.

5.2 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 Figura 5.3 (a) e (b), são apresentados resultados para o mesmo teste, entre 8 efetuados na plataforma (os demais testes podem ser encontrados na Tabela 5.1 em valores RMS) considerando o uso do *Calibration Toolbox*.

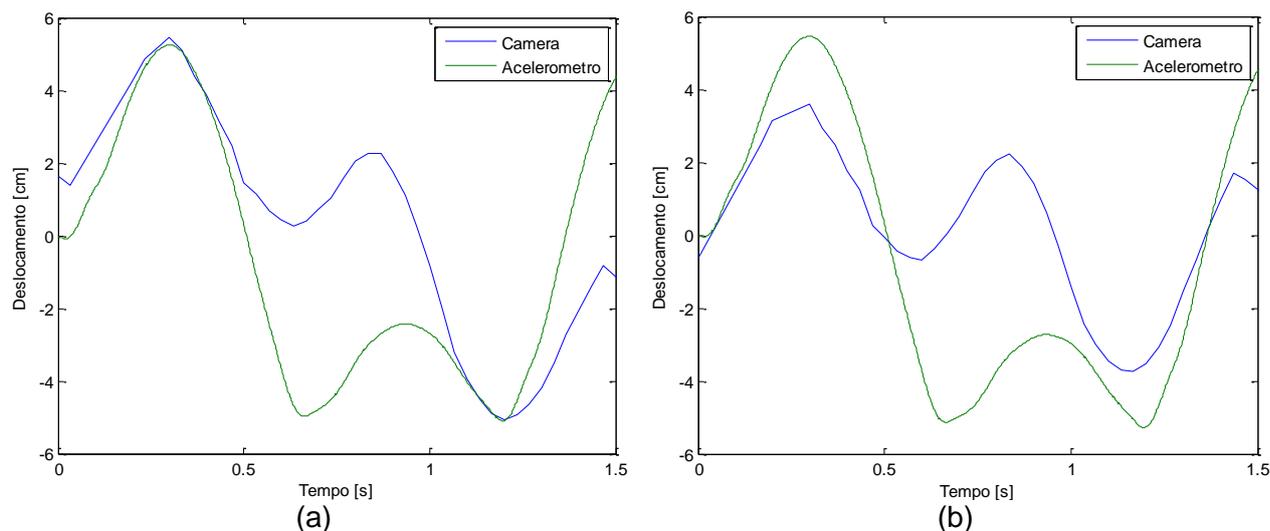


Figura 5.3 – Resposta do Teste 1 com acelerômetro e sistema ótico (*Kodak Z981 Easysshot*): (a) corrigindo a distorção e (b) sem corrigir a distorção.

Na Figura 5.3 (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.

5.3 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 subcapítulo 3.3, porém sem a correção dos quadros, cujo resultado do primeiro teste pode ser visto na Figura 5.3 (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).

Tabela 5.1 – Testes com valores RMS [cm] do deslocamento para as 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, sabe-se que a correção das imagens com o uso do *Calibration Toolbox* tende a melhorar os resultados, aproximando-os aos valores obtidos pelo acelerômetro. No capítulo final são discutidos os resultados e sintetizados as principais ideias e conclusões que podem ser obtidas através do sistema ótico desenvolvido neste trabalho.

6 CONCLUSÕES

Foi proposto e desenvolvido um sistema ótico para a medição dos deslocamentos na caminhada humana, utilizando-se câmeras e marcadores passivos. Analisou-se o nível de incerteza obtido nos experimentos através deste sistema, cuja incerteza foi avaliada como originada de fontes tais como: distorções das lentes do sistema ótico e incerteza no 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), pôde-se sincronizar os dados de forma que houve uma boa concordância entre os valores medidos com a câmera e com o sistema laser tanto no domínio do tempo quanto na frequência.

Por fim, diversas medições e comparações em casos reais de caminhada humana foram analisados em uma plataforma de forças desenvolvida por Toso, 2012, e disponível no GMAp. Os resultados obtidos foram comparados com dados medidos por um acelerômetro previamente, presente na metodologia desenvolvida por Toso, 2012. Infelizmente, neste caso o sincronismo não foi possível de ser assegurando devido ao fato dos sistemas de medição ótica, de forças e de acelerações estarem em plataformas diferentes (Agilent Vee e MATLAB). Problemas relacionados à taxa de aquisição das imagens pelo sistema ótico foram encontrados para a detecção dos sub-harmônicos 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 será resolvido com taxas de aquisição maiores para a câmera.

Dados obtidos no estdo da caminhada, mostram que os valores de deslocamento obtidos com acelerômetro e com o sistema ótico apresentaram valores médios de amplitudes próximos, na faixa de 5,84 cm e 5,52 cm respectivamente. Estes resultados sugerem que a componente principal da caminhada humana possa ser usada na determinação dos parâmetros de um modelo biodinâmico envolvendo mais graus de liberdade, correspondente a cada marcador. Como estes resultados, observou-se que a inclusão de um modelo de câmera que corrija distorções das lentes durante o processo de determinação dos deslocamentos gera melhorias finais substanciais nas leituras obtidas quando comparadas com as leituras de um acelerômetro. Através do *Calibration Toolbox* foi possível corrigir medidas de deslocamento, que se aproximaram em média de 28% do valor esperado das leituras em RMS com o acelerômetro.

Também se conclui que a mudança da metodologia para a determinação dos parâmetros biodinâmicos que utilize diretamente os deslocamentos medidos é necessária para que os resultados obtidos com o sistema ótico sejam aplicáveis diretamente no modelo. Como trabalho futuros, espera-se: a melhoria do sistema ótico quanto ao uso de câmeras (estereoscópicas ou com taxas de aquisição maiores), a determinação dos parâmetros biodinâmicos usando uma nova proposta de modelo, o emprego de vários marcadores para a determinação mais detalhada da caminhada com modelos com mais graus de liberdade e o sincronismo de todo os sistemas envolvidos nas medições através de uma única plataforma de desenvolvimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aggarwal, J. K., Cai, Q., “**Human Motion Analysis: A Review**”, Computer Vision and Image Understanding, Vol. 73, No. 3, March, 428–440p, 1999.

Azevedo, E., Conci, A., “**Computação Gráfica: teórica e prática**”. Campus, 2003.

Bouguet, J.-Y. “**Camera Calibration Toolbox**”, Caltech, California Institute of Technology, Pasadena, 2008.

Das, P.; Kole, D. K.; Ghoshal, R.; Gosh, R., “**Measurement of Displacement and Velocity of a Moving Object from Real Time Video**”, International Journal of Computer Applications, 12-16p, 2012.

Ekinci, M. “**Human Identification Using Gait**”, Turk J Elec Engin, Vol.14, No.2, 2006.

Figueroa, P. J.; Leite, N. J.; Barros, R. M. L.; “**A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis**”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 155-165p, 2003.

Gavrila, D. M., “**The Visual Analysis of Human Movement: A Survey**”, Computer Vision and Image Understanding, 82–98p, 1999.

Heikkil, J., Silven, O. “**A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction**”. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '97), June 17-19, 1997, San Juan, Puerto Rico. IEEE Computer Society 1997.

MATLAB for Windows User's Guide, “**R2011b**”, The Math Works Inc., 2011.

Ning, H., Tan, T., Wang, L., Hu, W., “**Kinematics-based tracking of human walking in monocular video sequences**”, Image and Vision Computing, 429–441p, 2004.

Pinheiro, A. P., “**Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional**”, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Uberlândia. 2008.

Racic, V.; Brownjohn, J. M. W.; Pavic, A., “**Reproduction and application of human bouncing and jumping forces from visual marker data**”, Journal of Sound and Vibration, 3397-3416p., 2010.

J. Rose, J. G. Gamble, “**Human Walking**”, second ed., Williams & Wilkins, Michigan, 1994.

Toso, M. A. 2012. “**Desenvolvimento de uma plataforma de forças para medição e análise dos esforços verticais para modelamento biodinâmico da caminhada humana**”. Dissertação (Mestrado em Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2012.

Toyoura, M.; Aruga. H.; Turk, M.; Mao, X., “**Detecting Markers in Blurred and Defocused Images**”, International Conference on Cyberworlds, 2013

ANEXO I

Especificações Técnicas do Sensor de distância laser IDL 1300-100:

Model		ILD1300-20	ILD1300-50	ILD1300-100	ILD1300-200
Measuring range		20 mm	50 mm	100 mm	200 mm
Start of measuring range	SMR	30 mm	45 mm	50 mm	60 mm
Midrange	MMR	40 mm	70 mm	100 mm	160 mm
End of measuring range	EMR	50 mm	95 mm	150 mm	260 mm
Linearity		40 μ m	100 μ m	200 μ m	400 μ m
		± 0.2 % FSO typically			
Resolution	static*	4 μ m	10 μ m	25 μ m	50 μ m
	dynamic	10 μ m	25 μ m	100 μ m	200 μ m
Measuring rate		500 Hz			
Light source		semiconductor laser <1 mW, 670 nm (red)			
Laser safety class		class 2 IEC 60825-1 : 2001-11			
Spot diameter	MMR	335 μ m	110 μ m	130 μ m	2200 μ m
Protection class		IP 67			
Shock		15 g / 6 ms (IEC 68-2-29)			
Vibration		2 g / 20 Hz... 500 Hz (IEC 68-2-6)			
Weight		appr. 100 g (without cable)			
Temperature stability		0.03 % FSO/°C		0.08 % FSO/°C	
Operation temperature		0 ... +55 °C			
Storage temperature		-20 ... +70 °C			
Output		4 ... 20 mA (1 ... 5 V with cable PC 1401-3/U)			
Supply		11...30 VDC			
Electronics		integrated signal processor			
Electromagnetic compatibility (EMC)		EN 61000-6-3 EN 61000-6-2			

FSO = Full scale output All specifications apply for a diffusely reflecting matt white ceramic target

*with averaging factor 32

SMR = Start of measuring range MMR = Midrange EMR = End of measuring range

Placa USB-1208FS (Measurement Computing).

Parameter	Conditions	Specification
A/D converter type		Successive approximation type
Input voltage range for linear operation, single-ended mode	CHx to GND	± 10 volts (V) max
Input common-mode voltage range for linear operation, differential mode	CHx to GND	-10 V min, +20 V max
Absolute maximum input voltage	CHx to GND	± 28 V max
Input impedance		122 k Ω
Input current (Note 1)	Vin = +10 V	70 μ A typ
	Vin = 0 V	-12 μ A typ
	Vin = -10 V	-94 μ A typ
Number of channels	Software-selectable	8 single-ended / 4 differential
Input ranges, single-ended mode		± 10 V, G=2
Input ranges, differential mode	Software-selectable	± 20 V, G=1 ± 10 V, G=2 ± 5 V, G=4 ± 4 V, G=5 ± 2.5 V, G=8 ± 2.0 V, G=10 ± 1.25 V, G=16 ± 1.0 V, G=20
Throughput (Note 2)	Software paced	250 S/s typ, PC-dependent
	Hardware paced	50 kS/s
Channel gain queue	Up to 16 elements	Software configurable channel, range, and gain.
Resolution (Note 3)	Differential	12 bits, no missing codes
	Single-ended	11 bits
CAL accuracy	CAL = 2.5 V	± 36.25 mV max
Integral linearity error		± 1 LSB typ
Differential linearity error		± 0.5 LSB typ
Repeatability		± 1 LSB typ

ANEXO II

Acelerômetro Kystler 8312B10:

Modelo: 8312B10 Fabricante: Kistler	
Faixa de Amplitude de Medição	± 10 g
Faixa de Frequência de Medição (±5%)	0 a 180 Hz
Sensibilidade Nominal (±5%)	200 mV/g
Massa	12 g
Faixa de Temperatura Operacional	-40 a 85 °C

Placa USB-1616FS (Measurement Computing)

Parameter	Conditions	Specification
A/D converters		16-bit, SAR type
Number of channels		16 single-ended
Input configuration		Individual A/D per channel
Sampling method		Simultaneous
Absolute maximum input voltage	CHx IN to GND	±15 V max
Input impedance		100 MΩ, min
Input bandwidth (-3 dB)		50 kHz typ
Input leakage current		±1 μA typ
Input capacitance		50 pF typ
Offset temperature drift		15 ppm/°C typ
Gain temperature drift	All ranges	35 ppm/°C typ
Input ranges	Software selectable	±10 V, ±5 V, ±2 V, ±1 V
Sampling rate	Scan to PC memory	0.6 S/s to 50 kS/s, software programmable
	Burst scan to 32 k sample FIFO	20 S/s to 50 kS/s, software programmable
Throughput	Software paced	30 S/s to 500 S/s all channels; throughput is system dependant)
	Scan to PC memory	Refer to the Single Board Throughput and Multiple Board Throughput sections that follow this table.
	Burst scan to 32 k sample FIFO	■ (200 kS/s) / (# of channels), max of 50 kS/s for any channel
Gain queue		Software configurable. Sixteen elements, one gain element per channel.
Resolution		16 bits
No missing codes		15 bits
Crosstalk	DC – 25 kHz (sine)	-80 dB min
Calibration voltages		0 V, ±0.625 V, ±1.25 V, ±2.5 V, ±5.0 V, software selectable

APÊNDICE I

Resultados obtidos com o Calibration Toolbox para câmera *Kodak Z981 Easyshot*:

Calibration parameters after initialization:

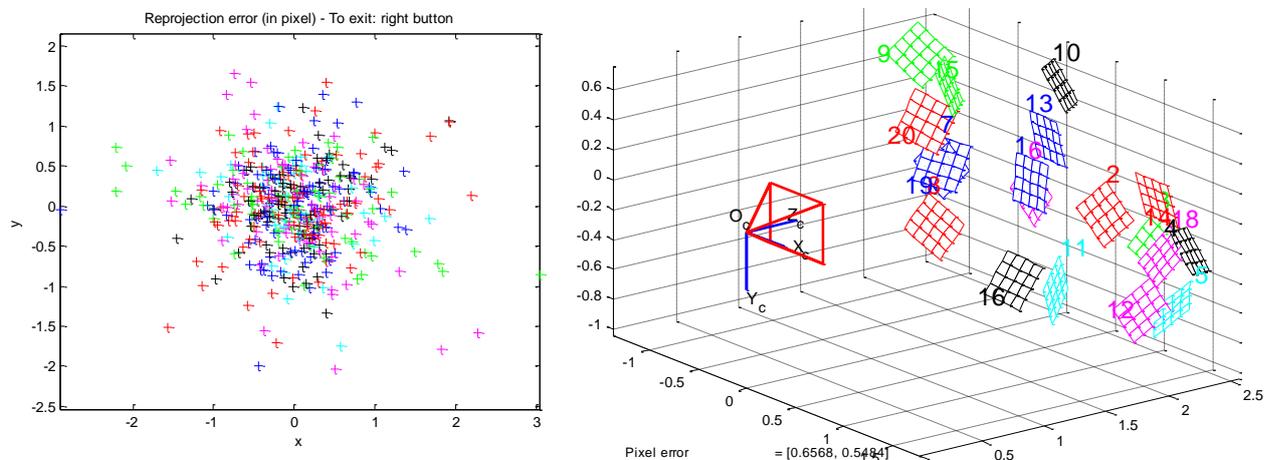
Focal Length: $fc = [2276.95991 \ 2276.95991]$
Principal point: $cc = [1415.50000 \ 1063.50000]$
Skew: $\alpha_c = [0.00000] \Rightarrow$ angle of pixel = 90.00000 degrees
Distortion: $kc = [0.00000 \ 0.00000 \ 0.00000 \ 0.00000 \ 0.00000]$

Calibration results (with uncertainties):

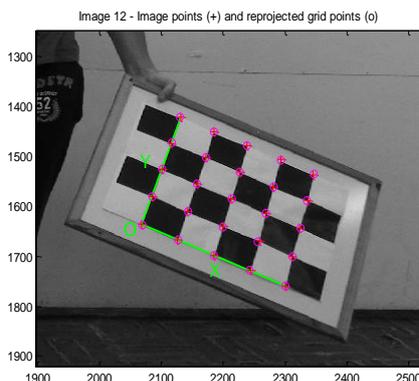
Focal Length: $fc = [2048.01287 \ 2050.87251] \pm [94.53634 \ 96.36942]$
Principal point: $cc = [1334.73539 \ 982.49624] \pm [71.53551 \ 82.91920]$
Skew $\alpha_c = [0.00000] \pm [0.00000] \Rightarrow$ angle of pixel axes = 90.00000 ± 0.00000
Distortion: $kc = [-0.16319 \ 0.07161 \ -0.00055 \ -0.00598 \ 0.00000] \pm [0.02046 \ 0.02853 \ 0.00502 \ 0.00509 \ 0.00000]$

Pixel error: $err = [0.65683 \ 0.54839]$

O erro de reprojeção dos pontos de controle e as posições dos “checkboards” no espaço podem ser visto nos resultados gráficos Calibration Toolbox, mostrados a seguir:



Os pontos de contorno foram delimitados através da demarcação dos pontos de controle pelo *Calibration Toolbox*, utilizando um “checkboard” de dimensões 15x15 cm para cada quadrado. Estes foram selecionados em conjuntos de 5 x 5 para efetuar a correção.



APÊNDICE II

Incerteza Padrão Combinada:

Quando a incerteza do resultado do mensurado y é obtida pela combinação das incertezas padrão das estimativas de entrada x_1, x_2, \dots, x_n esta incerteza combinada da estimativa y é representada por $\sigma_c(y)$ e denominada de incerteza padrão combinada. As estimativas de entrada x_1, x_2, \dots, x_n , podem ser classificadas como grandezas:

- Estatisticamente independentes ou não correlacionadas
- Estatisticamente dependentes ou correlacionadas.

Para as grandezas estatisticamente independentes, consideramos as séries de medições que foram realizadas com diferentes sistemas de medição. Neste caso, a incerteza padrão combinada é a raiz quadrada positiva da variância combinada. A expressão para se determinar esta incerteza padrão combinada no caso não correlacionado é apresentada por:

$$\sigma_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i}\right)^2 \sigma^2(x_i)} \quad (\text{II.1})$$

Em que $\sigma_c(x_i)$ é a incerteza padrão associada com a grandeza de entrada x_i . As derivadas parciais calculadas no ponto x_i são denominadas de coeficientes de sensibilidade, pois descrevem como a estimativa de y varia com pequenas mudanças nos valores das estimativas das grandezas de entrada x_1, x_2, \dots, x_n .

APÊNDICE III

Obtenção do modelo Biodinâmico de uma pessoa em função do deslocamento:

Os parâmetros dinâmicos massa (m), amortecimento (c) e rigidez (k) do modelo não tem uma relação direta com as partes do corpo humano. A equação que representa o movimento para cima e para baixo do centro de gravidade do pedestre é dada por:

$$m\ddot{u}(t) + c\dot{u}(t) + k u(t) = p(t) \quad (\text{III.1})$$

Na qual $u(t)$ é o deslocamento do grau de liberdade com respeito a um ponto de referência fixo. O termo $P(t)$ é considerado como força de reação do solo, sendo mensurada em conjunto com o deslocamento. Passando este equacionamento do domínio do tempo (t) para o domínio da frequência (ω), pode-se aplicar a propriedade da transformada de Fourier ($\mathfrak{T}[\cdot]$) da derivada de uma função:

$$\mathfrak{T}[\dot{u}(t)] = j\omega \mathfrak{T}[u(t)] = j\omega U(\omega) \quad (\text{III.2})$$

Onde j é a raiz quadrada de -1 . Assim, efetuando a derivada do deslocamento, obtêm-se:

$$-m\omega^2 U(\omega) + j\omega U(\omega) + kU(\omega) = P(\omega) \quad (\text{III.3})$$

Isolando a transformada do deslocamento, o modelo em função do deslocamento é obtido da seguinte forma:

$$U(\omega) = \frac{P(\omega)}{-m\omega^2 + jc\omega + k} \quad (\text{III.4})$$