



**BAHIANA**  
ESCOLA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA

**Programa de Pós-graduação em Tecnologias em Saúde**

**ANA PAULA ANDRADE GOMES QUIXADÁ CARNEIRO**

**VALIDAÇÃO DO SOFTWARE DE ANÁLISE DO MOVIMENTO CVMOB® PARA  
AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA.**

**Dissertação de Mestrado**

Salvador/Bahia

2015

**ANA PAULA ANDRADE GOMES QUIXADÁ CARNEIRO**

**VALIDAÇÃO DO SOFTWARE DE ANÁLISE DO MOVIMENTO CVMOB® PARA  
AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA.**

Dissertação apresentada ao curso de Pós-graduação de Tecnologias em saúde da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública para obtenção do título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

**Orientador:**

Profa. Dra. Katia Nunes Sá

**Co-orientador:**

Prof. Dr. José Garcia Vivas Miranda

Salvador/Bahia

2015

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Cabula da EBMS

C289 Carneiro, Ana Paula Gomes Quixadá  
Validação do software de análise do movimento CVMOB para  
avaliação da marcha humana. /Ana Paula Gomes Quixadá Carneiro –  
Salvador: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, 2015.

77 f.

Dissertação (Mestrado) – Escola Bahiana de Medicina e Saúde  
Pública. Requisito para obtenção de título de Mestre em  
Tecnologias em Saúde, 2015.

Orientação: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Kátia Nunes Sá

Co-orientação: Prof Dr. José Garcia Vivas Miranda

1. Marcha. 2. CvMob - avaliação. I. Sá, Kátia Nunes. II.  
Miranda, José Garcia Vivas. III. Universidade Federal da  
Bahia. IV. Título.

CDU: 614.2

## Folha de Aprovação

Nome: CARNEIRO, Ana Paula Andrade Gomes Quixadá

Título: Validação do software de análise do movimento *CvMob*® para avaliação da marcha humana.

Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública para obtenção do título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Aprovada em 24 de março de 2014

### Banca Examinadora

Prof. Dr.: Cristiano Sena da Conceição (UFBA)

Titulação: Doutor em Medicina e Saúde da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública.

Instituição: Prof. Assistente da Universidade Federal da Bahia.

Prof. Dr.: Jefferson Fagundes Loss (UFRGS)

Titulação: Doutor em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

Instituição: Prof. Associado da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Prof. Dra.: Elen Beatriz Carneiro Pinto (EBMSP/UNEB)

Titulação: Doutora em Ciências da Saúde pela Universidade Federal da Bahia

Instituição: Prof. Titular da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Prof. Dra. Katia Sá, minha orientadora, e ao Prof. Dr. José Garcia Vivas, meu coorientador, por todos os ensinamentos e contribuições na pesquisa e por serem uma grande inspiração para mim.

À Fundação de Amparo de Pesquisas do Estado da Bahia pelo apoio financeiro.

Agradeço à empresa *Dass Sport and Style*, por ter cedido o seu laboratório de biomecânica para a realização da minha extensa coleta de dados, à Naomi Onodera, coordenadora do laboratório, Wagner, funcionário do laboratório, pela grande ajuda deles durante a coleta e também ao Prof. Dr. Jefferson Loss, que foi a ponte no contato com a empresa.

Agradeço aos voluntários desse estudo, pois possibilitaram a realização deste.

Gostaria de agradecer também a todos os integrantes Núcleo de Inovação Tecnológica em Reabilitação (NITRE), pelas contribuições nas reuniões do grupo de pesquisa, e a todos que participam do grupo de pesquisa Dinâmica do Sistema Neuromusculoesquelético (DSNME), pelo apoio na construção desse trabalho.

Agradeço à minha turma de mestrado, por todas as contribuições nesta dissertação e por ser tão acolhedora e prestativa.

Sou grata também às minhas amigas, Priscilla Ramalho, Gláucia da Silva, Laís Pithon e Nathalia Freitas, que direta e indiretamente me ajudaram com palavras de incentivo, piadas e correções textuais!

Por fim, agradeço a meus pais, Sérgio e Marialice Quixadá, a minhas irmãs, Marta e Luciana Quixadá e, especialmente, ao meu namorado Igor Vieira por terem tido paciência nestes dois longos anos e pelo apoio e incentivo na realização deste trabalho!

## **INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS**

Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Dass Nordeste Calçados e Artigos Esportivos S.A

## **FONTES DE FINANCIAMENTO**

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia

## RESUMO

### VALIDAÇÃO DO SOFTWARE DE ANÁLISE DO MOVIMENTO *CvMob®* PARA AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA

**Introdução:** Os sistemas de avaliação do movimento humano têm avançado nas últimas décadas, com softwares e hardwares sofisticados, a exemplo dos sistemas tridimensionais. Entretanto, a utilização destes sistemas de avaliação não é viável para a prática clínica, pois possui alto custo e escassez de recursos humanos capacitados a operá-los e interpretar seus resultados. Para a aplicação clínica, um sistema de videogrametria ideal deveria ser de fácil manuseio, baixo custo, com mínimo de equipamento e pouco tempo para sua realização. A partir desta necessidade foi criado o *CvMob®*, uma ferramenta de avaliação dinâmica dos movimentos humanos, gratuita, que expressa em números, tabelas e gráficos o resultado destas mensurações. **Objetivo:** Verificar se o *CvMob®* é uma ferramenta confiável para a avaliação bidimensional da marcha humana. **Métodos:** Estudo de acurácia, realizado em amostra composta por indivíduos hígidos que andaram em uma pista com nove metros de comprimento, com pontos anatômicos ressaltados por esferas aderidas à pele e foram filmados simultaneamente por câmeras do *CvMob®* e do sistema *Vicon®*, padrão ouro do estudo. Para a análise da confiabilidade, foram comparadas trajetórias e medidas angulares e, para a reprodutibilidade, achados inter e intraobservadores. Para testar a confiabilidade foi realizado o método de *Bland-Altman* e a correlação de Spearman. A reprodutibilidade inter e intra observadores dos ângulos foi testada pelo método de *Bland-Altman* e pelo coeficiente de correlação intraclass e a das trajetórias foi avaliada pela correlação de Spearman. Foi considerada uma margem de erro de 5%. **Resultados:** Foi encontrada forte correlação ( $r_s=0,988$ ) das trajetórias nos dois sistemas e nas análises inter e intraavaliadores. De acordo com o método *Bland-Altman* houve boa concordância, entre os sistemas, no ângulo de flexão e extensão máxima (apoio e balanço) do joelho, dorsiflexão e comprimento da passada. **Conclusão:** O *CvMob®* é uma ferramenta confiável para avaliação bidimensional da marcha humana na análise do movimento linear de trajetórias e comprimentos. A aplicação das medidas angulares apresenta boa concordância para o joelho, entretanto, a utilização destas medidas no quadril e no tornozelo devem ser realizadas com cautela, pois o método da avaliação pode interferir no resultado.

**Palavras-chave:** Marcha. Software. Avaliação. Validação.

## ABSTRACT

### VALIDITY AND RELIABILITY OF FREE SOFTWARE FOR BIDIMENTIONAL GAIT ANALYSIS

**Introduction:** The evaluation systems of human movement has been advancing in recent decades, with sophisticated software and hardware, as in the example of three-dimensional systems. However, the use of evaluation systems is not feasible for clinical practice because it has a high cost and scarcity of trained human resources to operate them and interpret their results. For clinical application, an ideal videogrammetry system should be easy to use, low cost, with minimal equipment and fast realization. Based on this need, it was created the *CvMob*<sup>®</sup>, a free tool for dynamic evaluation of human movements that express in figures, tables and graphs the results of these measurements. **Objective:** To determine if *CvMob*<sup>®</sup> is a reliable tool for the evaluation of two-dimensional human gait. **Methods:** An accuracy study with the sample of healthy individuals who walked on a nine meters long walkway, with anatomical points highlighted by spheres adhered to the skin and were simultaneously filmed by *CvMob*<sup>®</sup> camera and *Vicon*<sup>®</sup> system, the study's gold standard. To analyze the reliability between systems, trajectories and angular measurements were compared, and for the reproducibility, were related inter and intra-rater findings. In order to test the reliability, it was performed the *Bland-Altman* method and the correlation of Spearman. The reproducibility inter and intra-rater of the angles was tested by *Bland-Altman* method and by the intraclass correlation coefficient, and the one of the trajectories was assessed by Spearman correlation. It was considered an error margin of 5%. **Results:** We found a strong correlation ( $\rho = 0.988$ ) of the trajectories in both systems and in inter and intra-rater analysis. According to the *Bland-Altman* method, it had a good agreement, between the systems, in the angle of flexion and full extension (stance and swing) of the knee, dorsiflexion and stride length. **Conclusion:** The *CvMob*<sup>®</sup> is a reliable tool for two-dimensional evaluation of human gait in the analysis of linear motion and lengths. The application of angular measurements demonstrate high correlation for the knee, however, the use of these measures in the hip and ankle should be performed with caution, because the evaluation method can affect the results.

**Key words:** Gait. Software. Evaluation. Validity.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Vista posterior do modelo biomecânico modificado Newington-Helen-Hayes.	18
Figura 2: Vista lateral do modelo biomecânico modificado Newington-Helen-Hayes.	18
Figura 3: Equação que calcula o centro articular do quadril a partir das referências anatômicas da pelve.	19
Figura 4: Centro articular do joelho e seus eixos X, Y e Z.	20
Figura 5: Centro articular do tornozelo e seus eixos X, Y e Z.	20
Figura 6: Sequência de Euler/Cardan das três rotações sobre x, y e z.	22
Figura 7: Análise dos ângulos do quadril. 7a) Extensão máxima no pré-balanço. 7b) Flexão máxima no balanço final.	28
Figura 8: Análise dos ângulos do joelho. 8a) Extensão máxima no apoio médio. 8b) Flexão máxima no balanço inicial. 8c) Extensão máxima no balanço final.	29
Figura 9: Gráfico dos picos de plantiflexão na fase de resposta a carga, dorsiflexão na fase de apoio terminal e plantiflexão no balanço inicial, durante o ciclo dar marcha.	30
Figura 10: Análise do comprimento da passada através do CvMob®.	30
Figura 11: Vista lateral direita do protocolo de marcação de pontos dos membros inferiores do Plug-in-gait.	31
Figura 12: Trajetória linear X do joelho. 12a) Maior correlação ( $\rho = 0,999$ ) da trajetória X do joelho, medida pelo CvMob® (em vermelho) e pela Vicor® (em preto) 12b) Menor correlação ( $\rho = 0,968$ ) da trajetória X do joelho, medida pelo CvMob® (em vermelho) e pela Vicor®.	39
Figura 13: Trajetória Y do joelho. 13a) Maior correlação ( $\rho = 0,986$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo CvMob® (em vermelho) e pela Vicor® (em preto). 13b) Menor correlação ( $\rho = 0,691$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo CvMob® (em vermelho) e pela Vicor®.	39

Figura 14: Trajetória X do tornozelo ( $\rho = 1,000$ ), medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*® (em preto). 40

Figura 15: Trajetória Y do tornozelo. 15a) Maior correlação ( $\rho = 0,985$ ) da trajetória Y do tornozelo, medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*® (em preto). 15b) Menor correlação ( $\rho = 0,662$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*®. 40

Figura 16: Gráficos do método Bland-Altman da análise de validade: 16a) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do joelho entre o *CvMo*®b e o *Nexus*®; 16b) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de extensão máxima do joelho em apoio entre o *CvMo*®b e o *Nexus*®; 16c) Gráfico de dispersão para a diferença e média da amplitude de movimento de dorsiflexão máxima entre o *CvMo*®b e o *Nexus*®. 16d) Gráfico de dispersão para a diferença e média do comprimento da passada entre o *CvMob*® e o *Nexus*®; 16e) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de extensão máxima do joelho em balanço entre o *CvMob*® e o *Nexus*®. 41

Figura 17 - Gráfico de dispersão da reprodutibilidade e da repetibilidade: 17a) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre avaliadores; 17b) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 1; 17c) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 2; 17d) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de plantiflexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 2. 43

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características antropométricas dos participantes do estudo.	35
Tabela 2: Correlação da avaliação intraexaminador das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo através do <i>CvMob</i> ®.	35
Tabela 3: Correlação interexaminadores das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo entre o avaliador 1 e o avaliador 2 através do <i>CvMob</i> ®.	36
Tabela 4: Correlação das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo entre o sistema <i>Nexus</i> ® e o <i>CvMob</i> ®.	38
Tabela 5: Dados numéricos dos gráficos <i>Bland-Altman</i> das variáveis angulares comparadas entre os dois sistemas.	42
Tabela 6: Análise interavaliadores dos ângulos e do comprimento da passada através do coeficiente de correlação intraclasse.	44
Tabela 7: Análise intraavaliadores dos ângulos e do comprimento da passada através do coeficiente de correlação intraclasse.	44

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de Movimento
AVPS	<i>Augmented-video-based-portable-system</i>
CM	Centro de Massa
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
Cos	Cosseno
d	Distância
EIAS	Espinha Ilíaca Ântero-Superior
EIPS	Espinha Ilíaca Pósterio-Superior
Hz	Hertz
Sen	Seno
SRG	Sistema de Referência Global
t	Tempo
V	Velocidade

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	13
<b>2 OBJETIVOS</b>	15
<b>2.1 Geral</b>	15
<b>2.2 Específicos</b>	15
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b>	16
<b>3.1 Marcha</b>	16
<b>3.2 Cinemática</b>	16
3.2.1 Definição	16
3.2.2 Sistemas de Referência	16
3.2.3 Cinematografia	17
3.2.4 Modelos e angulações	17
<b>3.3 Sistemas de avaliação bidimensional da marcha</b>	23
<b>3.4 Vantagens e desvantagens da análise bidimensional</b>	25
<b>3.5 Validação</b>	26
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	27
<b>4.1 Amostra</b>	27
<b>4.2 Local do estudo</b>	27
<b>4.3 Coleta de dados</b>	27
<b>4.4 Posicionamento dos marcadores</b>	31
<b>4.5 CvMob</b>	31
<b>4.6 Vicon</b>	32
<b>4.7 Processamento dos dados</b>	32
<b>4.8 Análise Inter e Intraavaliadores</b>	33
<b>4.9 Análise estatística</b>	34
<b>4.10 Aspectos éticos</b>	34
<b>5 RESULTADOS</b>	35
<b>6 DISCUSSÃO</b>	45
<b>7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO</b>	50
<b>8 CONCLUSÃO</b>	51
<b>REFERÊNCIAS</b>	52
<b>ANEXOS</b>	57

## 1 INTRODUÇÃO

A locomoção humana ou marcha é uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação dos sistemas nervoso e musculoesquelético, principalmente envolvendo os membros inferiores, sendo uma das funções mais importantes no nosso corpo<sup>1,2</sup>.

Os parâmetros da marcha são muito utilizados em pesquisas como desfecho principal em estudos sobre eficácia, segurança e qualidade de diferentes intervenções<sup>3-5</sup>. Na prática clínica, é importante avaliar a marcha para o acompanhamento da evolução de disfunções<sup>6,7</sup> e respostas às modalidades terapêuticas aplicadas<sup>3-5</sup>. A avaliação da marcha é fundamental para realização do diagnóstico funcional e acompanhamento da evolução de indivíduos com problemas ortopédicos, reumatológicos e neurológicos<sup>8</sup> além de servir como base para a confecção de próteses e construção de exoesqueletos robóticos<sup>9-11</sup>.

Apesar da sua importância, a avaliação da locomoção ainda é comumente realizada através da observação do avaliador, exame que possui um caráter muito subjetivo, é dependente da experiência do examinador e mais passível de erro, tendo como consequência uma baixa confiabilidade<sup>12-14</sup>. Diante disso, nas últimas décadas foram criados sistemas tridimensionais sofisticados para a avaliação da marcha humana que envolvem mensuração de parâmetros cinéticos e cinemáticos, de forma quantitativa<sup>15-17</sup>, em diversas populações, tanto para aplicação clínica, quanto para melhora da performance<sup>3,5,18</sup>. A análise tridimensional é uma ferramenta muito importante de medida do movimento humano, pois avalia o movimento nos três planos de movimento é uma fonte de medida muito confiável, por isso é considerada o padrão-ouro em muitos estudos de validação<sup>19-22</sup>. Apesar destas vantagens, a análise tridimensional apresenta alto custo e a escassez de recursos humanos capacitados a operá-los e interpretar seus resultados dificulta a incorporação deste tipo de tecnologia na prática clínica hospitalar e ambulatorial<sup>8,16,23</sup>.

Para a aplicação em nível ambulatorial e em pesquisas básicas, um sistema de videogrametria ideal deveria ser de fácil manuseio, baixo ou nenhum custo, com mínimo de equipamento e pouco tempo para sua realização<sup>24</sup>. Apoiados na busca de desenvolver um sistema com estas características, os integrantes do Núcleo de

Inovação Tecnológica em Reabilitação, grupo de pesquisa da Universidade Federal da Bahia, desenvolveu um sistema de análise cinemática bidimensional, gratuito, o *CvMob*, que está disponível em: [www.cvmob.ufba.br](http://www.cvmob.ufba.br)

O *CvMob* é uma ferramenta de avaliação dinâmica do movimento, que expressa em números, tabelas e gráficos o resultado destas mensurações, constituindo-se uma ferramenta de avaliação mais precisa e sensível do que a avaliação subjetiva realizada através da observação do avaliador<sup>25</sup>. Para sua ampla utilização, se faz necessário a realização de um processo de validação que permita garantir a confiabilidade de suas medidas.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Geral**

Verificar se o CvMob é uma ferramenta confiável e válida para a análise bidimensional da marcha humana.

### **2.2 Específicos**

Avaliar a confiabilidade intra e interexaminadores;

Validar o CvMob em relação ao sistema tridimensional.



### **3 REVISÃO DE LITERATURA**

#### **3.1 Marcha**

A marcha é uma forma natural do corpo se deslocar para outro ambiente<sup>26</sup>. A marcha normal é rítmica e caracterizada por movimentos alternados de propulsão e retropulsão das extremidades inferiores, sendo uma das funções mais importantes no corpo<sup>1</sup>. Esta tarefa funcional exige interações complexas e coordenação dos sistemas nervoso central e periférico e musculoesquelético, principalmente dos membros inferiores<sup>1,2</sup>.

Afecções dos sistemas envolvidos com o controle do movimento podem alterar a marcha humana e predispor a quedas e acidentes<sup>27</sup>, além de poder impactar na capacidade de independência e reduzir a participação social<sup>28,11</sup>. Por este motivo, a análise da marcha é fundamental para diagnóstico, prognóstico, tratamento e reabilitação de indivíduos que sofrem lesões neurológicas, reumatológicas e ortopédicas<sup>11</sup>.

#### **3.2 Cinemática**

##### **3.2.1 Definição**

A cinemática é o termo utilizado para descrever o movimento humano em detalhes, sem preocupação em entender as forças externas e internas que causam o movimento, gerando grande volume de dados numéricos e cálculos, resultando num número enorme de gráficos<sup>29</sup>. Nas análises cinemáticas são incluídas medidas espaço-temporais, variações angulares e trajetórias<sup>30</sup>.

##### **3.2.2 Sistemas de referência**

Para haver padronização de todas as variáveis cinemáticas é preciso estabelecer um sistema de referência. Na literatura anatômica são utilizados termos como flexão, extensão, proximal e distal, para especificar o movimento. O problema é que esta terminologia não define a posição espacial exata do segmento avaliado, ela é utilizada quando um segmento é comparado a outro, ou seja, o antebraço está

mais distante do crânio do que o úmero, mas está mais próximo do que a mão. Desta forma se torna necessário um sistema de referência espacial absoluto que seja o “guia” das análises de movimento<sup>29</sup>, pois nele é possível especificar as coordenadas da posição de um ponto material<sup>31</sup>.

Convencionou-se na literatura científica que no sistema de referência espacial absoluto para a marcha humana a direção vertical é o eixo Y, a direção de progressão é o eixo X e a lateral é o eixo Z. Os ângulos possuem o número zero como referência e nos planos XY (sagital) e YZ (frontal) os segmentos que se movimentam no sentido anti-horário retratam ângulos positivos. A análise bidimensional é realizada em dois eixos, X e Y, enquanto que a avaliação tridimensional é feita em três eixos X, Y e Z<sup>29</sup>.

### 3.2.3 Cinematografia

Câmeras são usadas para filmar a posição dos marcadores externos no espaço, enquanto o indivíduo deambula, sendo que uma câmera filma apenas em duas dimensões. Para as coordenadas tridimensionais serem criadas é preciso que pelo menos duas câmeras filmem simultaneamente cada marcador. Estas câmeras são sincronizadas para gravar a posição do marcador ao mesmo tempo, usando uma taxa de quadros entre 50 e 250 frames por segundo, que varia de acordo com o movimento analisado<sup>32</sup>.

### 3.2.4 Modelos anatômicos e angulação

Há uma variedade de conjuntos de modelos para marcação de pontos anatômicos, usados atualmente para determinar com precisão a cinemática da articulação. Um dos modelos que tem sido recomendado é o de Newington-Helen-Hayes (Figuras 2 e 3), no qual são marcados os seguintes pontos: Espinha Ilíaca Antero Superior (EIAS) direita; EIAS esquerda; sacro, que é o ponto médio entre as duas Espinhas Ilíacas Pósterio Superiores (EIPS); epicôndilo lateral do femur bilateral; maléolo lateral direito e esquerdo; calcâneo bilateral; espaço entre a cabeça do segundo e terceiro metatarsos direito e esquerdo. Este modelo é ideal

para análises tridimensionais porque projetam o centro articular com maior precisão<sup>32</sup>.

Para análise bidimensional tem sido recomendada a utilização de pontos anatômicos superficiais como o trocânter maior direito, epicôndilo femoral lateral direito, maléolo lateral direito e cabeça do quinto metatarso direito. Estes pontos anatômicos são considerados, na avaliação bidimensional, como representantes do centro articular daquela articulação<sup>33</sup>. Para medir um ângulo de forma bidimensional, são necessários três pontos, pois desta forma são definidos dois segmentos e um fulcro, sendo que um segmento se torna a referência enquanto o outro se move em relação à aquele.

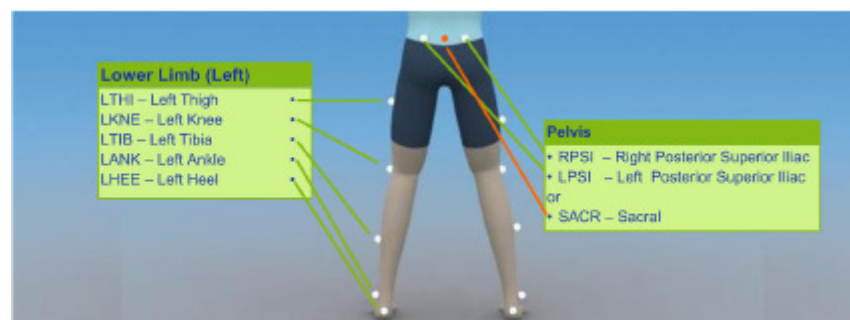


Figura 1: Vista posterior do modelo biomecânico modificado Newington-Helen-Hayes.

Fonte: Guia do *Plug-in-Gait*.

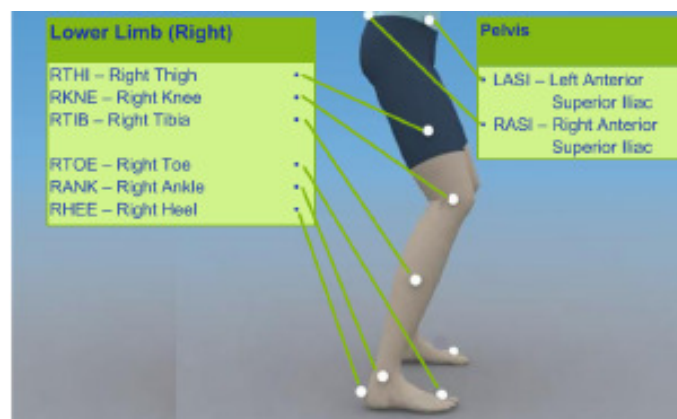


Figura 2: Vista lateral do modelo biomecânico modificado Newington-Helen-Hayes.

Fonte: Guia do *Plug-in-Gait*.

Equações de regressão e outros algoritmos são usados para determinar o centro articular do quadril baseado nos dados antropométricos e nos pontos anatômicos da pelve (figura 4). O centro do joelho é considerado como o ponto médio entre os epicôndilos femorais, num plano com o marcador da coxa e o centro articular do quadril (figura 5). O centro articular do tornozelo considerado como o ponto médio entre os maléolos, num plano definido pelo centro do joelho, marcador da perna e do pé.(figura 6)<sup>32</sup>.

**HIP JOINT CENTRES CALCULATION**

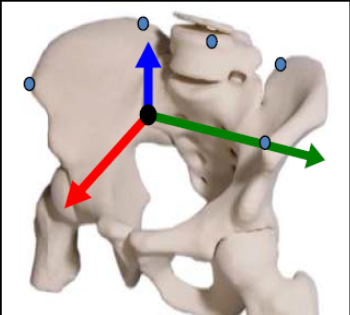
$$LHJC_x = C * \cos(\vartheta) * \sin(\beta) - (AsisTrocDist + mm) * \cos(\beta)$$

$$LHJC_y = -(C * \sin(\vartheta) - aa)$$

$$LHJC_z = -C * \cos(\vartheta) * \cos(\beta) - (AsisTrocDist + mm) * \sin(\beta)$$

Where:

$\vartheta = 0.5rad$   
 $\beta = 0.314rad$   
 $AsisTrocDist = 0.1288 * LegLength - 48.56$   
 $C = MeanLegLength * 0.115 - 15.3$   
 $aa = (InterAsis) / 2$   
 $mm = \text{marker radius}$



\*: It can also be entered in the Subject Measurements

Figura 3: Equação que calcula o centro articular do quadril a partir das referências anatômicas da pelve.

Fonte: Manual do Vicon®.

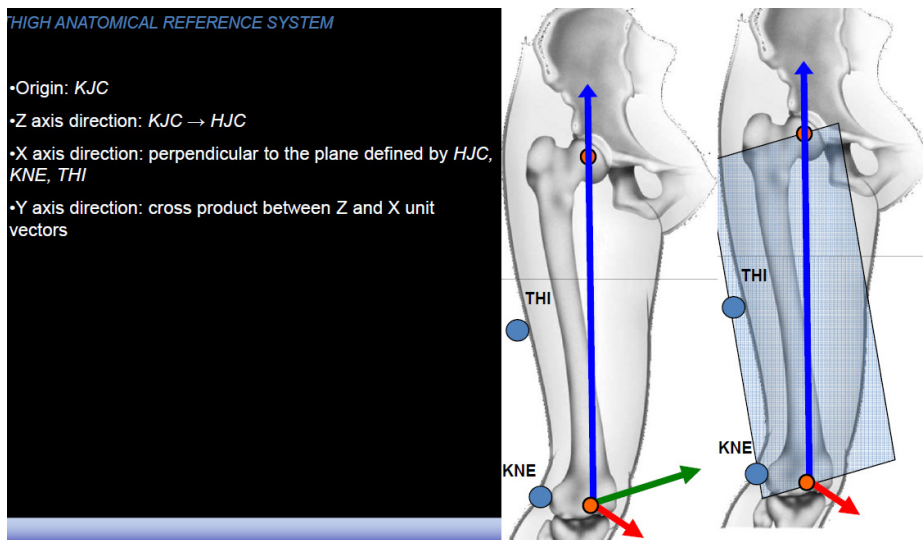


Figura 4: Centro articular do joelho e seus eixos X, Y e Z.

Fonte: Manual do *Vicon*®.

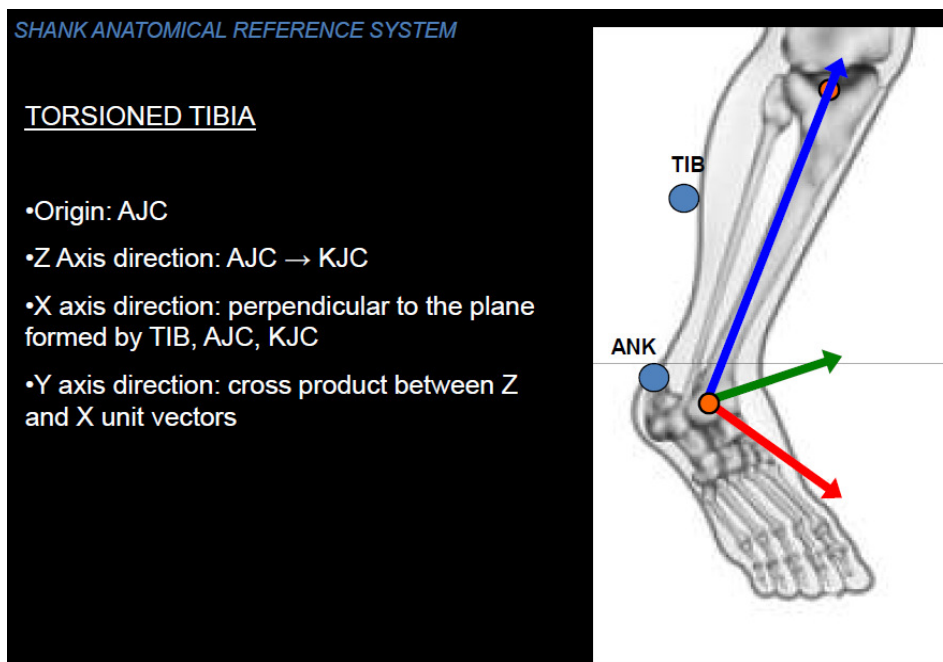


Figura 5: Centro articular do tornozelo e seus eixos X, Y e Z.

Fonte: Manual do *Vicon*®.

Na análise tridimensional, o sistema de eixo anatômico tem o centro de massa (CM) do segmento como a sua origem, e o eixo Y normalmente acompanha o eixo do segmento ou, como no caso da pelve, segue ao longo de uma linha definida por marcadores anatômicos, como a EIAS e EIPS. O outro sistema de referência

local é construído no segmento usando marcadores na superfície. São necessárias duas transformações, a primeira é mudar do sistema de referência global (SRG) para o sistema de eixo dos marcadores e depois deste para o sistema de eixo anatômico<sup>29</sup>.

Os ângulos do quadril são determinados pela rotação do sistema de coordenada local da coxa, em relação ao sistema de coordenada da pelve. Os ângulos do joelho são determinados pela rotação do sistema de coordenada da perna em relação ao Sistema de coordenada da coxa. Os ângulos do tornozelo são determinados pela rotação do Sistema de coordenada do pé em relação ao sistema de coordenada da perna<sup>32</sup>.

Ângulos de Euler/Cardan são aplicados para descrever a rotação relativa de um segmento em relação ao outro no espaço tridimensional. Esses ângulos são descritos por três rotações finitas em sucessão para alcançar a orientação final a partir da orientação de referência, isto é, o segmento corporal mais próximo<sup>32</sup>. Muitas sequências de rotação são possíveis, mas a mais comum é a sequência  $x - y - z$ <sup>29</sup>.

A figura 7 mostra como uma destas rotações é feita. O sistema de eixos  $x, y, z$  precisa ser girado para se transformar no sistema  $x'', y''$  e  $z''$ . Primeiro roda-se sobre o eixo  $x$ , depois sobre o novo eixo  $y$  e por último sobre o novo eixo  $z$ . A primeira rotação é  $\theta_1$  sobre o eixo  $x$  para alcançar  $x', y', z'$ . Já que a rotação foi sobre o eixo  $x$ , este não será modificado, então  $x = x'$ , enquanto que  $y$  modifica para  $y'$  e  $z$  para  $z'$ . A segunda rotação é  $\theta_2$  sobre o eixo  $y'$  para alcançar  $x'', y'', z''$  e uma vez que a rotação acontece neste eixo,  $y' = y''$ . A rotação final é  $\theta_3$  sobre o  $z''$ , para atingir  $x''', y''', z'''$ . Supondo que existe um ponto com as coordenadas  $x_0, y_0, z_0$  no sistema  $x, y, z$  original, este mesmo ponto terá coordenadas  $x_1, y_1, z_1$  no sistema de eixo  $x', y', z'$ <sup>29</sup>.

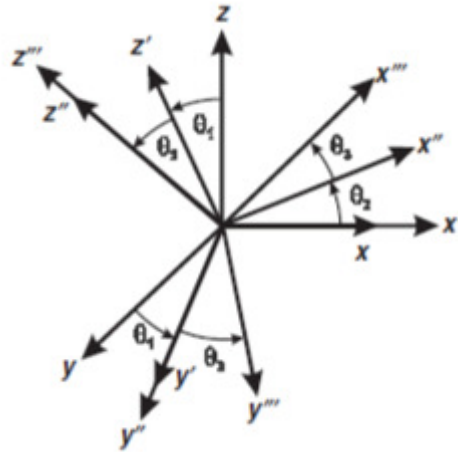


Figura 7: Sequência de Euler/Cardan das três rotações sobre x, y e z.

Fonte: Winter, 2005<sup>29</sup>

Baseando-se na rotação  $\theta_1$ :

$$x_1 = x_0 \quad (1)$$

$$y_1 = y_0 \cos \theta_1 + z_0 \text{ seno } \theta_1 \quad (2)$$

$$z_1 = -y_0 \text{ seno } \theta_1 + z_0 \cos \theta_1 \quad (3)$$

Usando abreviações  $c_1 = \cos \theta_1$  and  $s_1 = \text{seno } \theta_1$ , a matriz será escrita da seguinte forma:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_1 & s_1 \\ 0 & -s_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Após a segunda rotação  $\theta_2$  sobre  $y'$ , esse ponto terá as coordenadas  $x_2, y_2, z_2$  no Sistema de eixo  $x'', y'', z''$ :

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 & 0 & -s_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ s_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [\Phi_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Finalmente, a Terceira rotação  $\theta_3$  sobre  $z''$  gera as coordenadas  $x_3, y_3, z_3$  no sistema de eixo  $x''', y''', z'''$ .

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [\Phi_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Combinando as equações 1, 2 e 3, tem-se:

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = [\Phi_3][\Phi_2][\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Nota-se que a matriz de multiplicação da última equação não é acumulativa, o que significa que a ordem de transformações tem que ser de tal forma que  $[\Phi_1]$  é feito primeiro,  $[\Phi_2]$  segundo e  $[\Phi_3]$  por último, ou seja,  $[\Phi_1][\Phi_2] \neq [\Phi_2][\Phi_1]$ . A expansão da equação resulta na seguinte configuração:

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2c_3 & s_3c_1 + s_1s_2c_3 & s_1s_3 - c_1s_2c_3 \\ -c_2s_3 & c_1c_3 - s_1s_2s_3 & s_1c_3 + c_1s_2s_3 \\ s_2 & -s_1c_2 & c_1c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (8)^{29}$$

### 3.3 Sistemas de avaliação bidimensional da marcha

Foram encontrados na literatura científica alguns sistemas de análise cinemática bidimensional da marcha e seus parâmetros espaço-temporais, que, muitas vezes, são utilizados em pesquisas e na prática clínica.

O GaitMat II é uma passarela de quatro metros, coberta de uma matriz de 256x40 sensores de pressão, ligada ao computador e feita para coletar os dados espaço-temporais da marcha. Este instrumento avalia base de suporte, velocidade média, comprimento do passo e da passada, tempo do passo, tempo do balanço, tempo de apoio, tempo de apoio simples e tempo de duplo apoio. Em seu estudo de



validação este instrumento demonstrou excelente resultado para as medidas temporais (CCI = 0,99) e baixa a moderada validade para medidas espaciais (ICC = 0,24) quando comparado a um sistema tridimensional<sup>34,35</sup>.

O Sistema GaitRite é uma pista de 8.3 metros de comprimento por 0.89 de largura, conectada ao computador, com sensores incorporados em todo seu comprimento, que informa a respeito das variáveis espaço-temporais da marcha. A medida que a pessoa caminha na pista os sensores são ativados, permitindo a coleta de dados sobre velocidade, cadência, comprimento do passo, duração das fases de apoio duplo e simples e largura da passada. Em seu estudo de validação o Sistema GaitRite demonstrou excelente concordância com o Sistema Clinical Stride Analyser para velocidade, cadência e comprimento da passada (ICC = 0,99) quando o voluntário estava caminhando numa velocidade escolhida por ele, em velocidade alta e em velocidade baixa. Para o tempo de apoio de um membro só foi encontrado alta concordância na marcha em velocidade baixa (apoio no membro direito: ICC = 0,86 e no membro esquerdo ICC = 0,91) e moderada concordância na velocidade escolhida pelo indivíduo e na marcha rápida (ICC = 0,56 e 0,76). Os valores de ICC para a o percentual de apoio duplo na marcha indicaram validade moderada na velocidade lenta (ICC = 0,57) e baixa validade nas demais velocidades (ICC = 0,45)<sup>21</sup>. Neste mesmo estudo o sistema GaitRite apresentou boa repetibilidade entre avaliações, com valores do CCI maiores que 0,76<sup>21</sup>. Em outro artigo, onde a confiabilidade inter e intraexaminadores foi testada em avaliações de pacientes que tiveram acidente vascular encefálico, verificou-se valores de CCI maiores que 0,78, tanto na análise inter, quanto na análise intraexaminadores<sup>36</sup>.

O Clinical Stride Analyser é uma palmilha com sensores de pressão localizados em quatro pontos: calcanhar, primeiro e quinto metatarsos e hálux. A palmilha é colocada dentro do sapato e fica conectada a um coletor de dados portátil preso na cintura do sujeito<sup>21</sup>.

O Augmented Video-based Portable System (AVPS) é um Sistema que usa uma camera que filma em alta velocidade e uma pista com divisórias e dimensões conhecidas. O AVPS utiliza um software pago, o ProTrainer System, para realizar as analyses. Em sua validação foram avaliadas as variáveis cinemáticas angulares, velocidade e simetrias especial e temporal. Não houve diferença estatística na

comparação de medias entre os parâmetros cinemáticos e espaço-temporais do AVPS e do sistema tridimensional usado como padrão-ouro. Além disso os valores do CCI foram muito bons nas análises intra e interexaminadores<sup>22</sup>.

O Gaitgrabber é um software de análise cinemática e espaço-temporal dos movimentos humanos. A camera que realiza a filmagem fica conectada ao computador, no qual está sendo rodado o software Virtualdub, software que captura as imagens, retira artefatos e as transforma em vários arquivos de extensão bitmap. O software Gait Grabber lê os arquivos em bitmap e a partir desta leitura faz as análises no plano sagittal das seguintes variáveis: Velocidade, comprimento do passo, máximas extensão e flexão e ADM das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Na sua validação foi observada uma diferença significativa na media da ADM do joelho e do quadril em relação ao sistema tridimensional, contudo as outras medidas foram válidas, inclusive a confiabilidade enter a coleta 1 e a coleta 2<sup>20</sup>.

### **3.4 Vantagens e desvantagens da análise bidimensional**

A análise bidimensional possui uma grande limitação, pois os movimentos do corpo são tridimensionais, então em toda análise uniplanar há perda de informações que podem até prejudicar a análise deste plano. Um exemplo é na análise da flexão de joelho na vista lateral onde, se houver uma rotação interna do membro a quantidade de flexão diminui, uma vez que a rotação aproxima o eixo longitudinal da coxa em relação à tibia<sup>33</sup>. A partir das rotações dos eixos, são calculados os ângulos da articulação e todos os planos estão envolvidos, o que fornece uma medida mais genuína em comparação com a análise bidimensional, fato que pode contribuir para a diferença nos resultados dos dois sistemas<sup>19</sup>. Portanto, ao avaliar os movimentos estritamente em um plano, deve-se considerar a influência das possíveis rotações do membro inferior sobre os dados obtidos<sup>20</sup>.

Apesar das limitações, a análise bidimensional é uma alternativa prática, simples e de baixo custo para análise da marcha. O fato de ter apenas uma câmera para analisar o movimento torna a avaliação financeiramente muito mais acessível, o que é fundamental para a disseminação da análise quantitativa da marcha, ainda tão incomum na prática clínica<sup>8,16,37</sup>.

Outra vantagem é que os dados são mais simples de serem manipulados, o que facilita a interpretação dos resultados e, desta forma, mesmo as pessoas que não são experts em análise biomecânica do movimento poderão entender bem os gráficos e as tabelas geradas pelo sistema<sup>8,16,37</sup>.

Apesar das limitações, a análise bidimensional deve ser difundida na prática clínica, para que os profissionais obtenham uma avaliação mais segura e precisa da marcha do paciente, função primordial para o ser humano.

### **3.5 Validação**

A validade de um teste é mensurada pelo grau que uma medida reflete o que deveria medir, ou seja, pela capacidade de medir corretamente o que foi proposto<sup>38,39</sup>. Na validade verifica-se o grau de concordância entre dois instrumentos, sendo que um deles, o padrão-ouro, já está validado. Existem muitos tipos de validade, como por exemplo a validade de constructo, que é determinada pela argumentação lógica, baseada em evidências de pesquisas teóricas, já a validade de conteúdo é determinada por evidências de que o instrumento de medida contém todos os elementos relevantes de um construto e a validade baseada em critérios é medida pela comparação entre os resultados de dois instrumentos de medida diferentes, sendo que um é o instrumento de referência para o que se quer medir<sup>38</sup>.

A confiabilidade está relacionada ao nível de coerência de um instrumento de medida. Para que um método seja confiável é preciso que seja avaliada a confiabilidade intraexaminador, na qual examina-se a coerência dos resultados obtidos a partir de avaliações repetidas, e a interexaminadores, que verifica se os resultados obtidos por diferentes avaliadores são concordantes<sup>38,40</sup>.

## 4 Materiais e Métodos

### 4.1 Amostra

A amostra foi calculada, baseada em 10 indivíduos por item avaliado,<sup>41</sup> em 60 indivíduos hígidos de ambos os sexos, com idade entre 20 e 59 anos. Foram excluídas pessoas que tenham referido dor ou alteração de equilíbrio no momento da avaliação. Os indivíduos foram instruídos a comparecer à coleta trajando biquini/top/short e sunga, para que a marcação dos pontos anatômicos fosse mais precisa.

### 4.2 Local do estudo

Foi utilizado o laboratório de biomecânica da empresa de calçados *Dass Sport and Style*, o qual possui uma área plana, com ambiente climatizado e privativo, onde o voluntário foi instruído a andar sobre uma pista reta marcada no solo com nove metros de comprimento e 1,70 metros de largura.

### 4.3 Coleta de dados

Primeiramente o indivíduo leu e assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 1) e respondeu a uma ficha de identificação (Anexo 2). Logo depois foram registrados o peso e a altura, medidos pela balança digital *Welmy* com estadiômetro, e as outras medidas antropométricas: comprimento dos membros inferiores, medido através de uma fita métrica que marcava a distância entre as duas EIAS e os maléolos mediais de cada membro, e largura do joelho e tornozelo, realizada pelo paquímetro *Anthropometer* modelo 01291, assim exigidas pelo *software Nexus*<sup>1</sup>.

O voluntário foi instruído a caminhar descalço na pista, em velocidade confortável e habitual, indo e voltando por três vezes consecutivas, para garantir a

---

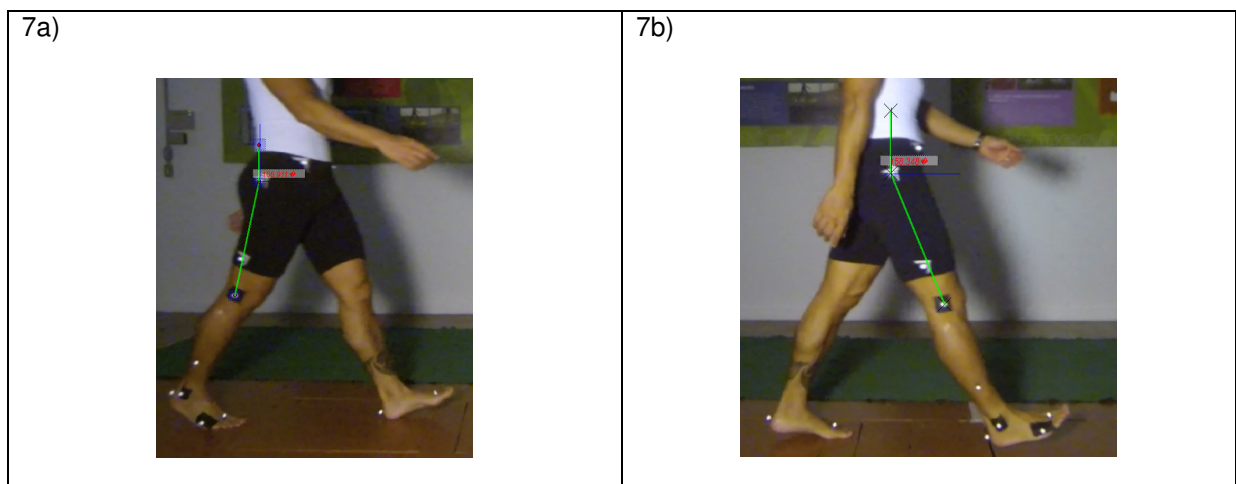
<sup>1</sup> O *Nexus* é um dos *softwares* oferecidos pela empresa de sistemas de captura do movimento *©Vicon Motion Systems Ltd*. O *software Nexus* foi desenvolvido para a análise científica do movimento e realiza as análises cinéticas e cinemáticas, gerando os dados numéricos a partir das imagens captadas pelas câmeras com luzes infravermelhas.

habituação do participante ao ambiente e ao solo, e depois mais cinco vezes, para a gravação dos vídeos da vista lateral direita. A coleta foi feita por dois avaliadores previamente treinados: um que realizou a calibração e gravação dos vídeos do *CvMob*®, medição antropométrica e a marcação dos pontos do membro inferior com a fita dupla face fixa forte da marca 3M, e outro que fez a calibração e gravação dos vídeos pela *Vicon*®, a qual era simultânea à gravação pela câmera do outro sistema.

Foram mensurados os ângulos de flexão e extensão máximas do quadril, de flexão e extensão máximas do joelho, amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão e plantiflexão, comprimento da passada e as trajetórias do joelho e tornozelo direito. A análise pelo sistema bidimensional possui a limitação de perda de pontos quando o ponto anatômico é encoberto e não há visualização pela câmera, e isto ocorreu quando o membro superior, em balanço, passou por cima do ponto do quadril, portanto foi preciso realizar adaptações nos ângulos do quadril e do joelho.

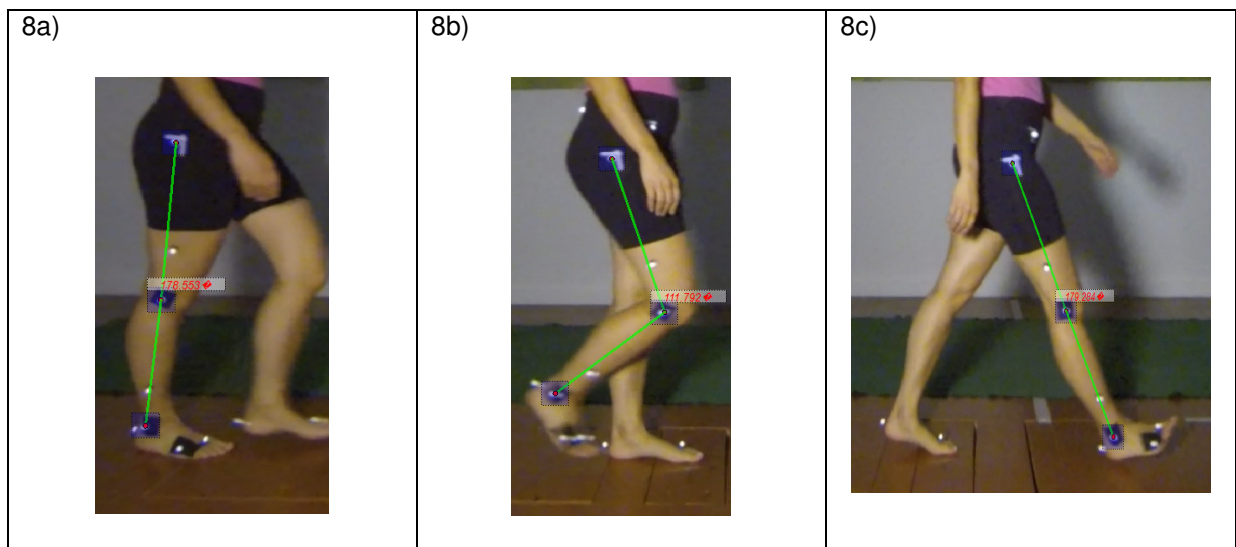
No *CvMob*® foram mensurados ângulos absolutos do quadril, através de um sistema de coordenadas introduzido pelo programa para ter como referência a vertical, que é uma referência estática e só pode ser executada em um *frame* de cada vez, desta forma o rastreamento dos pontos anatômicos pelo programa se tornou impossível, fazendo com que fosse escolhido o *frame* da amplitude máxima de flexão e extensão do quadril. Para a flexão máxima (figura 8b) estabeleceu-se que esta seria medida no 3° frame anterior ao contato inicial do calcanhar direito e para a extensão máxima (figura 8a) no contato inicial do membro esquerdo.

Figura 7: Análise dos ângulos do quadril. 7a) Extensão máxima no pré-balanço. 7b) Flexão máxima no balanço final.



Uma vez que o membro superior direito, em balanço, passa por cima do ponto que marca o trocânter maior, o rastreamento da extensão máxima do apoio médio (figura 9a) e flexão máxima no balanço inicial (figura 9b) iniciou na fase de apoio médio (imediatamente após a mão passar do marcador) e finalizou quando o membro superior retornou e cobriu o ponto do quadril. Para o restreamento da extensão máxima na fase de balanço final (figura 9c), os pontos referentes ao ângulo do joelho foram selecionados imediatamente após a mão do indivíduo passar o marcador anatômico do quadril.

Figura 8: Análise dos ângulos do joelho. 8a) Extensão máxima no apoio médio. 8b) Flexão máxima no balanço inicial. 8c) Extensão máxima no balanço final.



Para a comparação das ADMs de tornozelo com os dados do sistema tridimensional, foi feito o cálculo a partir da subtração das amplitudes máximas, ou seja, diminuiu-se o valor máximo da primeira plantiflexão com o valor máximo da dorsiflexão em apoio e achou-se a ADM de dorsiflexão. Para definir a ADM de plantiflexão o valor máximo da dorsiflexão foi subtraído pelo valor máximo da plantiflexão subsequente e definiu-se então a ADM de plantiflexão (figura 10). O comprimento da passada (figura 11) foi verificado pela distância do marcador do calcâneo entre o primeiro e o segundo contato inicial do membro inferior direito. Os dados do comprimento da passada foram gerados pelo sistema *Polygon®*, que, assim como o *Nexus®*, é um software da empresa *©Vicon Motion Systems Ltd.*

Figura 9: Gráfico dos picos de plantiflexão na fase de resposta a carga, dorsiflexão na fase de apoio terminal e plantiflexão no balanço inicial, durante o ciclo dar marcha.

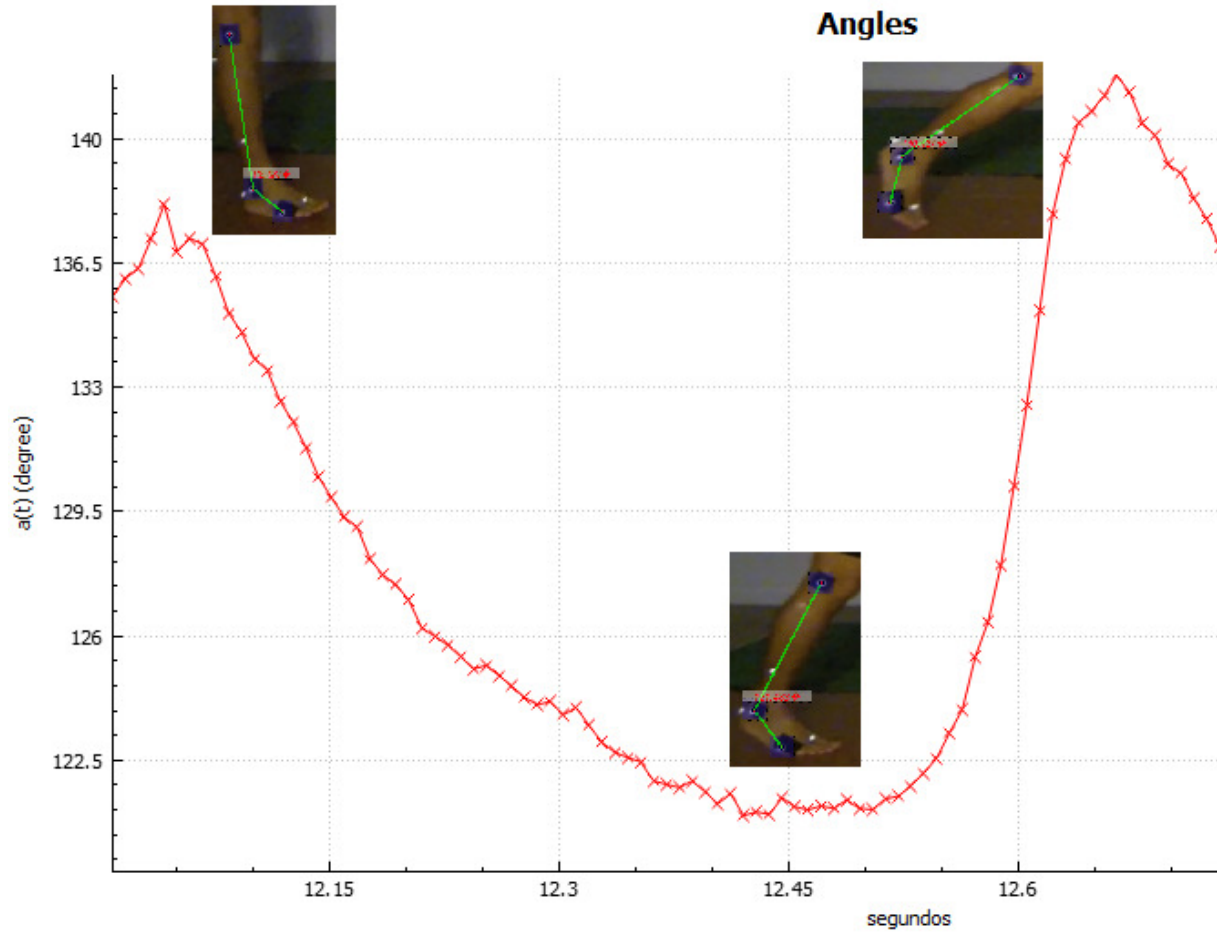


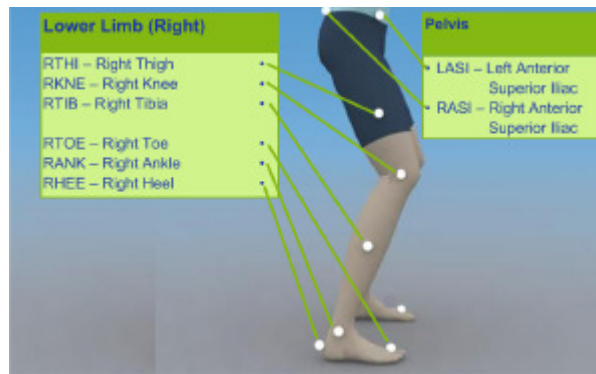
Figura 10: Análise do comprimento da passada através do CvMob®.



#### 4.4 Posicionamento dos marcadores

A marcação dos pontos foi feita a partir do protocolo de membros inferiores do modelo biomecânico *Plug-in Gait*, com os marcadores reflexivos de 1 cm de diâmetro, próprios da *Vicon*®. Foram selecionados, bilateralmente, os seguintes pontos anatômicos: EIAS, EIPS, coxa, epicôndilo lateral do fêmur, perna, maléolo lateral, cabeça do segundo metatarso e calcâneo, sendo que para a análise no *CvMob*®, apenas foram utilizados os pontos do trocânter maior direito, epicôndilo lateral do fêmur direito, maléolo lateral direito e cabeça do quinto metatarso direito.

Figura 11: Vista lateral direita do protocolo de marcação de pontos dos membros inferiores do *Plug-in-gait*.



Fonte: Guia do *Plug-in-Gait*

#### 4.5 CvMob®

A câmera de filmagem escolhida para a captação do vídeo para o software *CvMob*® foi da marca *GoPro Hero 3 black edition*, configurada no modo *Narrow*, com resolução de 1280/720 *pixels* (720p) e 120 *frames/segundo*. A câmera foi conectada a um tripé e posicionada a uma distância de 238 centímetros do meio da pista e a uma altura de 79,5cm. A calibração do *CvMob*®, feita sempre no início de todos os vídeos e no mesmo plano e distância dos voluntários em relação à câmera, foi realizada com o auxílio de um nível, fixado numa régua de trinta centímetros com duas semiesferas de isopor coladas na régua e separadas a uma distância de 20 centímetros entre elas.



#### 4.6 Vicon©

O sistema de captura de movimento foi formado por seis câmeras de infravermelho da empresa *Vicon©* (*Vicon Motion Systems Ltd. UK*), que operavam a uma frequência de 240Hz e eram fixadas no teto do laboratório. O filtro utilizado no software *Nexus* foi o *Butterworth*, com frequência cut-off de 6Hz e 4ª ordem do filtro.

#### 4.7 Processamento dos dados

Para a análise de confiabilidade das trajetórias entre os dois sistemas foi necessário parear os valores obtidos, pois estes se apresentavam de formas e escalas diferentes. Primeiramente foi preciso reduzir a resolução dos dados do *Nexus®*, que estava em 240Hz, depois foi preciso realizar uma correlação de Pearson para determinar em qual região era maior correlação entre os dados, pois o vídeo da *Vicon©* era maior do que o do *CvMob®*, e por fim as escalas foram igualadas, pois o *CvMob®* libera os resultados em metros e o *Nexus®* em milímetros, e os sistemas de referência foram igualados. Todas estas etapas foram automatizadas pelo programa R, que através de uma programação específica pegava os dados do *CvMob®*, compilados no *Microsoft Excel®*, e os dados do *Nexus®*, guardados no Bloco de Notas do *Windows*, fazia os passos supracitados e entregava as correlações entre as trajetórias, que foram feitas através do software *Origin 9.0®*. Foram realizadas as análises dos últimos vídeos, tanto do *CvMob®* quanto da *Vicon©*, de todos os voluntários, pois quanto mais habituado ao laboratório, o indivíduo caminha de forma mais natural.

Os dados angulares gerados pelo *Nexus®* foram processados pelo *software Origin 9.0®* e posteriormente colocados no banco de dados, junto com os ângulos do *CvMob®*, pois neste sistema os ângulos são registrados no momento da análise do vídeo. A avaliação e comparação dos dados entre o padrão-ouro e o *CvMob®* foi feita pela autora desta pesquisa.

#### 4.8 Análise Inter e Intraavaliadores

Para a confiabilidade foram entregues cópias a dois avaliadores, que receberam treinamento para usar o *CvMob*®, para realizarem as análises dos vídeos que foram transferidas ao computador. Para a avaliação intraexaminadores foram selecionados o último vídeo dos 10 últimos voluntários da pesquisa e cada avaliador realizou duas análises com um intervalo de sete dias entre elas.

Para a avaliação interexaminadores os avaliadores fizeram a análise do último vídeo de todos os indivíduos. Dentre os avaliadores uma é fisioterapeuta pesquisadora com experiência de 7 anos em fotogrametria e a outra é uma fisioterapeuta com 15 anos de experiência clínica na área de neurologia, que realiza em sua prática a análise observacional da marcha.

Em ambas avaliações de reprodutibilidade foram definidos pela autora da pesquisa os frames para análise da flexão e extensão máximas do quadril, uma vez que não foi possível realizar o rastreamento pelo programa, pois o sistema cartesiano utilizado na obtenção do ângulo absoluto só podia ser colocado em um frame, sem possibilidade de ser rastreado pelo *CvMob*®.

#### 4.9 Análise Estatística

Os dados foram tabulados no *Statistical Package for Social Sciences (SPSS)*, versão 14.0 para *Windows* SPSS. Para verificar a distribuição da amostra foi utilizado o teste de Kolmogorov-smirnov. Para testar a confiabilidade dos ângulos entre os instrumentos, inter e intraavaliadores, foi realizado o método de *Bland-Altman*<sup>42-44</sup>, sendo que para a variável analisada ser considerada concordante foram estabelecidos os seguintes critérios: 1. A distribuição dos pontos deve permanecer dentro do intervalo de concordância; 2. A média das diferenças próxima ao zero; 3. Intervalo de concordância próximo do viés, sendo que este varia também de acordo com a articulação analisada; e 4. Distribuição dos indivíduos mais próxima do zero e do viés e não dos limites de concordância.

Para análise inter e intraexaminadores dos ângulos foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse<sup>45</sup>, que, neste estudo, terá a seguinte interpretação: menor que 0,20 foi considerada como fraca a concordância, 0,21–0,40 aceitável, 0,41–0,60

moderada, 0,61–0,80 boa e  $>0,80$  como muito boa<sup>14,22</sup>. Para as trajetórias foi feita a correlação de Spearman, pois a distribuição dos dados não foi normal e para a interpretação da magnitude das correlações foi adotada a seguinte classificação dos coeficientes de correlação: coeficientes de correlação  $< 0,4$  (correlação de fraca magnitude),  $\geq 0,4$  a  $< 0,5$  (de moderada magnitude) e  $\geq 0,5$  (de forte magnitude)<sup>46</sup>. Foi considerada uma margem de erro de 5% e intervalo de confiança de 95%.

#### **4.10 Aspectos Éticos**

Este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública de acordo com a resolução da CNS 196/96 com o parecer 13429113.6.0000.5544 e só participaram do trabalho os indivíduos que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os participantes do estudo receberam um *feedback* da avaliação da marcha, com um relatório mostrando suas características antropométricas e as medidas cinemáticas avaliadas pelo *CvMob*®.

## 5 RESULTADOS

Foram coletados dados de 75 indivíduos, porém destes um foi excluído por possuir alteração sensorial, dezenove foram excluídos nas análises angulares e de trajetória entre os dois sistemas de medida, por erro nos dados extraídos do *Nexus®* e perda de pontos no software *CvMob®*. Nas avaliações inter e intraexaminadores 13 indivíduos foram excluídos nas análises angulares e 9 indivíduos nas análises da trajetória, devido à perda de pontos durante a avaliação. A tabela 1 mostra os dados demográficos dos 56 indivíduos que compuseram a amostra final, sendo que destes, 52,6% são homens.

Tabela 1: Características antropométricas dos participantes do estudo.

	Média (DP)
Peso	72,45 ± 13,95
Idade	31,5 ± 8,73
Altura	1,68 ± 0,09
IMC	25,43 ± 3,63

O *CvMob®* demonstrou forte correlação, nas análises das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo, tanto nas análises inter e intraexaminador (tabelas 2 e 3) quanto em relação à análise com o *Nexus®* (tabela 4). Estes dados evidenciam que os resultados das trajetórias avaliadas pelo *CvMob®* são reproduzíveis por diferentes pessoas, pelo mesmo avaliador em momentos diferentes e concordantes com os dados do padrão-ouro, como também pode ser visto nas figuras 13, 14, 15 e 16.

Tabela 2: Correlação da avaliação intraexaminador das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo através do *CvMob®*.

Trajetórias	Avaliador 1				Avaliador 2			
	$\rho X^*$	$p^{***}$	$\rho Y^{**}$	$p^{***}$	$\rho X^*$	$p^{***}$	$\rho Y^{**}$	$p^{***}$
S066 Joelho	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S066 Tornozelo	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S068 Joelho	0,994	<0,001	0,944	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S068 Tornozelo	0,999	<0,001	0,995	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S069 Joelho	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S069 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S070 Joelho	1,000	<0,001	0,987	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S070 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S071 Joelho	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	0,992	<0,001
S071 Tornozelo	1,000	<0,001	0,999	<0,001	0,999	<0,001	0,982	<0,001

Tabela 2: Correlação da avaliação intraexaminador das trajetórias X e Y de Joelho e tornozelo através do *CvMob*®. Continuação.

Indivíduos / local avaliado	Avaliador 1				Avaliador 2			
	$\rho X^*$	$p^{***}$	$\rho Y^{**}$	$p^{***}$	$\rho X^*$	$p^{***}$	$\rho Y^{**}$	$p^{***}$
S072 Joelho	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S072 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,985	<0,001
S073 Joelho	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S073 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S074 Joelho	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S074 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S075 Joelho	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S075 Tornozelo	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S076 Joelho	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S076 Tornozelo	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,509	<0,001

\*Correlação de Spearman ( $\rho$ ) de X; \*\*Correlação de Spearman ( $\rho$ ) de Y; \*\*\*Nível de significância de 5%.

Tabela 3: Correlação interexaminadores das trajetórias X e Y de Joelho e tornozelo entre o avaliador 1 e o avaliador 2 através do *CvMob*®.

Indivíduos	Joelho X		Joelho Y		Tornozelo X		Tornozelo Y	
	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$
S001	1,000	<0,001	0,997	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S002	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S003	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,991	<0,001
S004	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S005	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S006	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S007	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S009	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S010	1,000	<0,001	0,996	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S011	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S012	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S013	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	0,914	<0,001
S014	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S015	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S017	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	0,997	<0,001
S018	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,965	<0,001
S020	1,000	<0,001	0,983	<0,001	0,997	<0,001	0,991	<0,001
S021	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S022	1,000	<0,001	0,993	<0,001	0,993	<0,001	0,863	<0,001
S024	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S025	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S026	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S027	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S028	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S029	1,000	<0,001	0,999	<0,001	1,000	<0,001	0,993	<0,001
S030	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001

Tabela 3: Correlação interexaminadores das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo entre o avaliador 1 e o avaliador 2 através do *CvMob*®. Continuação.

Indivíduos	Joelho X		Joelho Y		Tornozelo X		Tornozelo Y	
	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$
S031	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,985	<0,001
S032	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S033	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001	0,871	<0,001
S034	1,000	<0,001	0,967	<0,001	0,999	<0,001	0,973	<0,001
S035	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S036	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,995	<0,001	0,994	<0,001
S037	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S038	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S039	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S040	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S041	1,000	<0,001	0,981	<0,001	0,999	<0,001	0,960	<0,001
S044	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S045	1,000	<0,001	0,991	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S046	1,000	<0,001	0,994	<0,001	0,998	<0,001	0,987	<0,001
S047	1,000	<0,001	0,995	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S048	1,000	<0,001	0,985	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S050	1,000	<0,001	0,993	<0,001	1,000	<0,001	0,990	<0,001
S052	1,000	<0,001	0,995	<0,001	0,999	<0,001	0,989	<0,001
S053	1,000	<0,001	0,950	<0,001	0,993	<0,001	0,975	<0,001
S054	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S056	1,000	<0,001	0,988	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S057	1,000	<0,001	0,988	<0,001	0,999	<0,001	0,994	<0,001
S058	1,000	<0,001	0,993	<0,001	1,000	<0,001	0,995	<0,001
S059	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S060	1,000	<0,001	0,830	<0,001	1,000	<0,001	0,953	<0,001
S061	1,000	<0,001	0,998	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S062	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S063	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001
S064	1,000	<0,001	0,982	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S066	1,000	<0,001	0,938	<0,001	1,000	<0,001	0,984	<0,001
S068	1,000	<0,001	0,992	<0,001	1,000	<0,001	0,991	<0,001
S069	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	0,995	<0,001
S070	1,000	<0,001	0,977	<0,001	1,000	<0,001	0,997	<0,001
S071	1,000	<0,001	0,992	<0,001	1,000	<0,001	0,990	<0,001
S072	1,000	<0,001	0,989	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S073	1,000	<0,001	0,992	<0,001	1,000	<0,001	0,998	<0,001
S074	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S075	1,000	<0,001	0,992	<0,001	1,000	<0,001	1,000	<0,001
S076	1,000	<0,001	0,978	<0,001	1,000	<0,001	0,999	<0,001

\*Nível de significância de 5%.

Tabela 4: Correlação das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo entre o sistema *Nexus®* e o *CvMob®*.

Indivíduos	Joelho X		Joelho Y		Tornozelo X		Tornozelo Y	
	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$
S001	0,999	<0,001	0,882	<0,001	1,000	<0,001	0,694	<0,001
S002	0,997	<0,001	0,897	<0,001	1,000	<0,001	0,883	<0,001
S003	0,997	<0,001	0,745	<0,001	1,000	<0,001	0,908	<0,001
S004	0,996	<0,001	0,945	<0,001	1,000	<0,001	0,964	<0,001
S005	0,999	<0,001	0,815	<0,001	1,000	<0,001	0,902	<0,001
S006	0,999	<0,001	0,933	<0,001	1,000	<0,001	0,920	<0,001
S007	0,999	<0,001	0,965	<0,001	1,000	<0,001	0,922	<0,001
S011	0,999	<0,001	0,926	<0,001	1,000	<0,001	0,964	<0,001
S012	0,998	<0,001	0,833	<0,001	1,000	<0,001	0,936	<0,001
S017	0,999	<0,001	0,883	<0,001	1,000	<0,001	0,957	<0,001
S018	0,998	<0,001	0,986	<0,001	1,000	<0,001	0,970	<0,001
S020	0,998	<0,001	0,842	<0,001	1,000	<0,001	0,912	<0,001
S021	0,995	<0,001	0,810	<0,001	1,000	<0,001	0,931	<0,001
S022	0,998	<0,001	0,842	<0,001	1,000	<0,001	0,917	<0,001
S024	0,999	<0,001	0,952	<0,001	1,000	<0,001	0,931	<0,001
S025	0,999	<0,001	0,971	<0,001	1,000	<0,001	0,936	<0,001
S026	0,998	<0,001	0,824	<0,001	1,000	<0,001	0,897	<0,001
S027	0,993	<0,001	0,815	<0,001	1,000	<0,001	0,854	<0,001
S028	0,995	<0,001	0,959	<0,001	1,000	<0,001	0,929	<0,001
S029	0,999	<0,001	0,904	<0,001	1,000	<0,001	0,985	<0,001
S030	0,999	<0,001	0,868	<0,001	1,000	<0,001	0,961	<0,001
S032	0,999	<0,001	0,883	<0,001	1,000	<0,001	0,943	<0,001
S033	0,996	<0,001	0,885	<0,001	1,000	<0,001	0,943	<0,001
S034	0,999	<0,001	0,959	<0,001	1,000	<0,001	0,969	<0,001
S035	0,999	<0,001	0,798	<0,001	1,000	<0,001	0,937	<0,001
S036	0,996	<0,001	0,845	<0,001	1,000	<0,001	0,924	<0,001
S038	0,992	<0,001	0,802	<0,001	1,000	<0,001	0,853	<0,001
S039	0,999	<0,001	0,831	<0,001	1,000	<0,001	0,95	<0,001
S040	0,999	<0,001	0,791	<0,001	1,000	<0,001	0,836	<0,001
S041	0,999	<0,001	0,856	<0,001	1,000	<0,001	0,698	<0,001
S044	0,998	<0,001	0,791	<0,001	1,000	<0,001	0,814	<0,001
S045	0,982	<0,001	0,816	<0,001	1,000	<0,001	0,876	<0,001
S046	0,997	<0,001	0,796	<0,001	1,000	<0,001	0,845	<0,001
S047	0,998	<0,001	0,868	<0,001	1,000	<0,001	0,731	<0,001
S048	0,999	<0,001	0,713	<0,001	1,000	<0,001	0,869	<0,001
S050	0,998	<0,001	0,769	<0,001	1,000	<0,001	0,728	<0,001
S051	0,998	<0,001	0,876	<0,001	1,000	<0,001	0,749	<0,001
S052	0,997	<0,001	0,856	<0,001	1,000	<0,001	0,662	<0,001
S054	0,997	<0,001	0,785	<0,001	1,000	<0,001	0,889	<0,001
S055	0,997	<0,001	0,834	<0,001	1,000	<0,001	0,681	<0,001
S056	0,968	<0,001	0,691	<0,001	1,000	<0,001	0,713	<0,001
S057	0,998	<0,001	0,797	<0,001	1,000	<0,001	0,791	<0,001
S058	0,998	<0,001	0,799	<0,001	1,000	<0,001	0,713	<0,001
S060	0,999	<0,001	0,734	<0,001	1,000	<0,001	0,662	<0,001
S061	0,999	<0,001	0,860	<0,001	1,000	<0,001	0,697	<0,001
S062	0,998	<0,001	0,827	<0,001	1,000	<0,001	0,794	<0,001
S063	0,992	<0,001	0,867	<0,001	1,000	<0,001	0,931	<0,001
S064	0,999	<0,001	0,839	<0,001	1,000	<0,001	0,870	<0,001
S066	0,999	<0,001	0,843	<0,001	1,000	<0,001	0,682	<0,001

Tabela 4: Correlação das trajetórias X e Y de joelho e tornozelo entre o sistema *Nexus®* e o *CvMob®*. Continuação.

Indivíduos	Joelho X		Joelho Y		Tornozelo X		Tornozelo Y	
	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$	$\rho$	$p^*$
S068	0,999	<0,001	0,821	<0,001	1,000	<0,001	0,901	<0,001
S070	0,999	<0,001	0,766	<0,001	1,000	<0,001	0,801	<0,001
S071	0,974	<0,001	0,846	<0,001	1,000	<0,001	0,755	<0,001
S072	0,999	<0,001	0,789	<0,001	1,000	<0,001	0,865	<0,001
S073	0,999	<0,001	0,842	<0,001	1,000	<0,001	0,826	<0,001
S075	0,998	<0,001	0,794	<0,001	1,000	<0,001	0,916	<0,001
S076	0,998	<0,001	0,830	<0,001	1,000	<0,001	0,788	<0,001

\*Nível de significância de 5%.

Figura 12: Trajetória linear X do joelho. 12a) Maior correlação ( $\rho = 0,999$ ) da trajetória X do joelho, medida pelo *CvMob®* (em vermelho) e pela *Vicon®* (em preto). 12b) Menor correlação ( $\rho = 0,968$ ) da trajetória X do joelho, medida pelo *CvMob®* (em vermelho) e pela *Vicon®*.

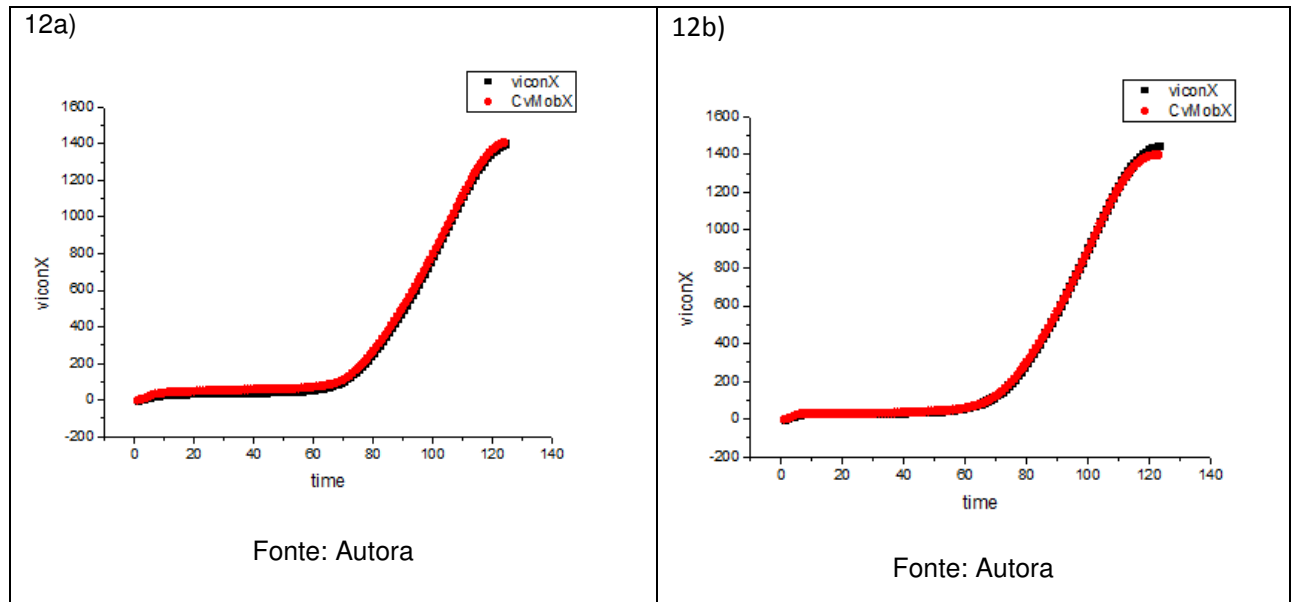


Figura 13: Trajetória Y do joelho. 13a) Maior correlação ( $\rho = 0,986$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo *CvMob®* (em vermelho) e pela *Vicon®* (em preto). 13b) Menor correlação ( $\rho = 0,691$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo *CvMob®* (em vermelho) e pela *Vicon®*.

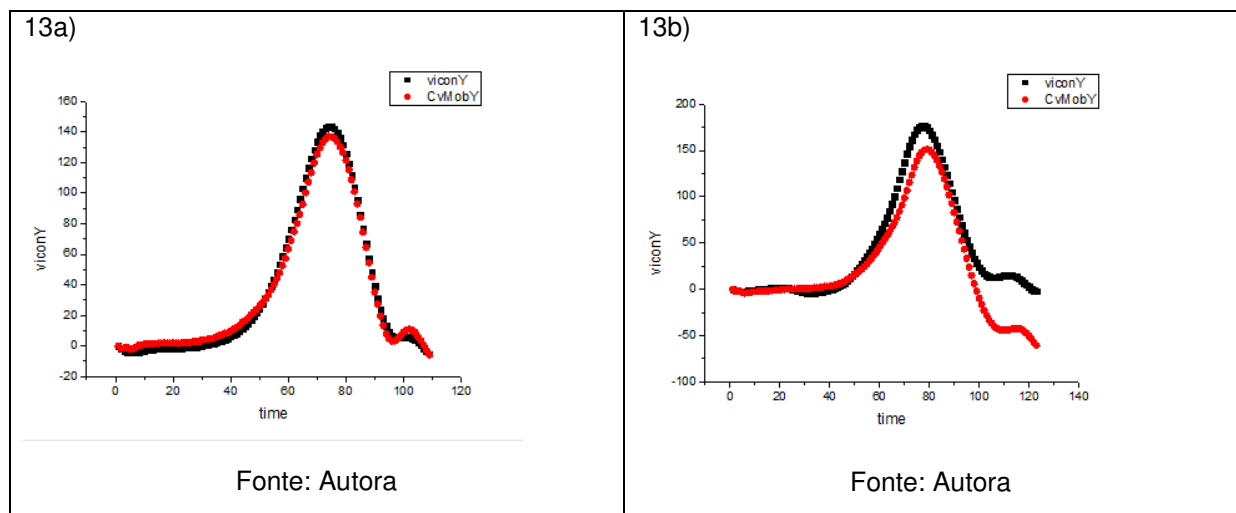
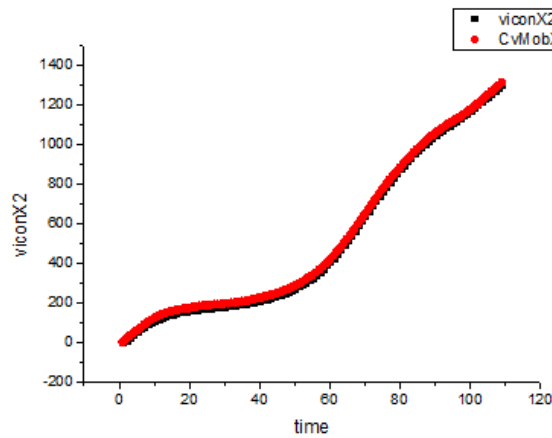


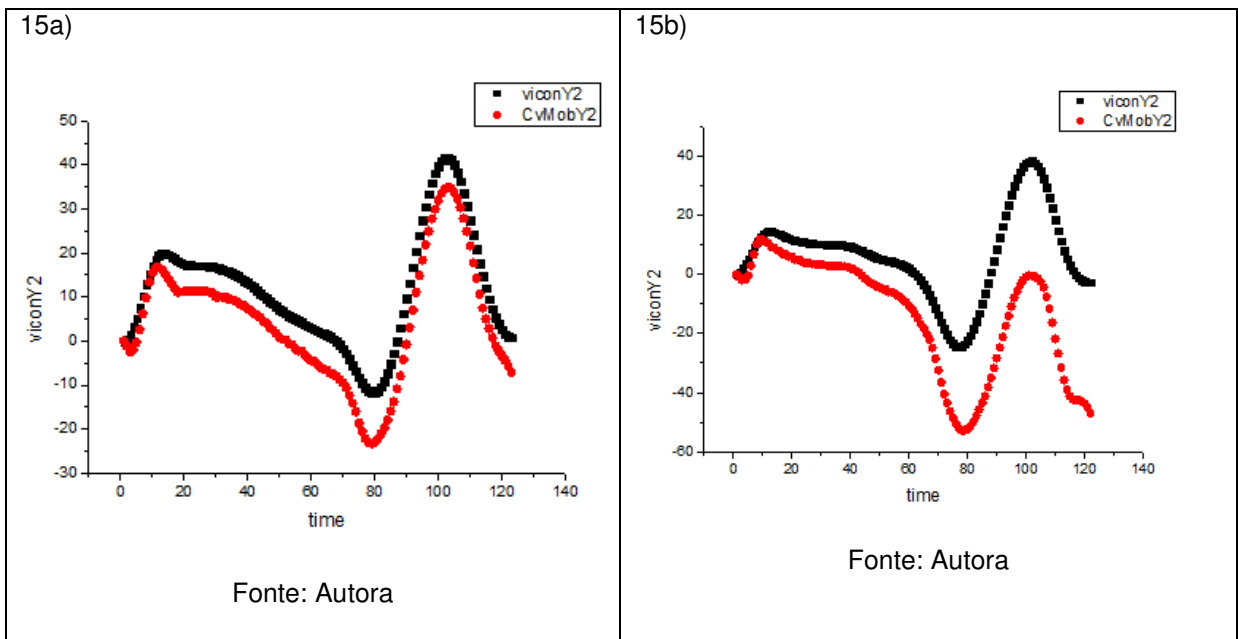


Figura 14: Trajetória X do tornozelo ( $\rho = 1,000$ ), medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*® (em preto).



Fonte: Autora

Figura 15: Trajetória Y do tornozelo. 15a) Maior correlação ( $\rho = 0,985$ ) da trajetória Y do tornozelo, medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*® (em preto). 15b) Menor correlação ( $\rho = 0,662$ ) da trajetória Y do joelho, medida pelo *CvMob*® (em vermelho) e pela *Vicon*®.

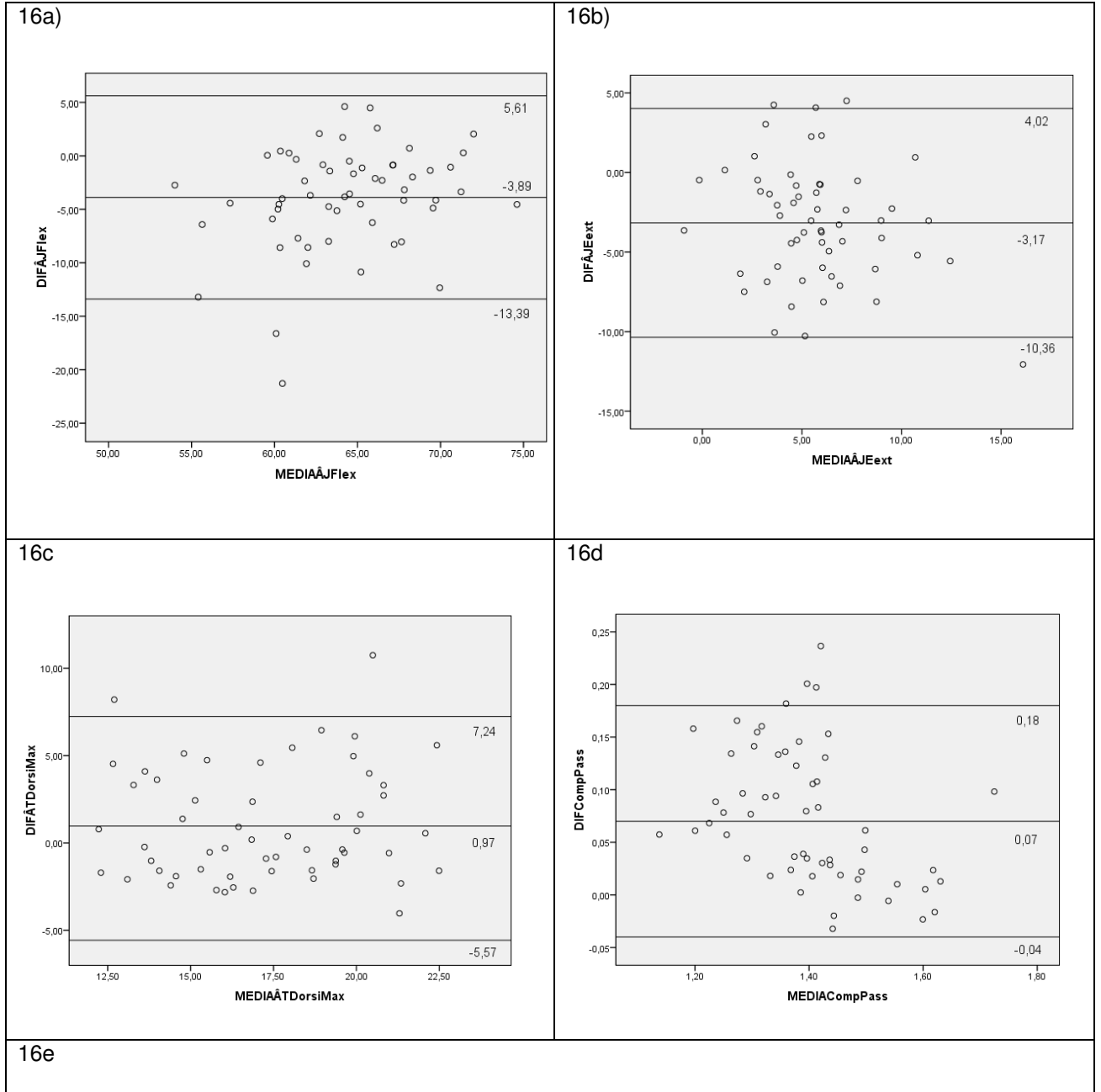


Fonte: Autora

Fonte: Autora

Nos resultados das análises angulares entre os dois sistemas, realizadas pelo método *Bland-Altman*, foi encontrada uma alta concordância nos ângulos de flexão e extensão do joelho, tanto em balanço quanto em apoio (figuras 17a, 17b e 17e), dorsiflexão (figura 17c) e comprimento da passada (figura 17d). A tabela 5 mostra os valores de todos os gráficos *Bland-Altman* realizados para a análise de concordância dos ângulos dos dois sistemas.

Figura 16: Gráficos do método Bland-Altman da análise de validade: 16a) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do joelho entre o CvMo®b e o Nexus®; 16b) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de extensão máxima do joelho em apoio entre o CvMo®b e o Nexus®; 16c) Gráfico de dispersão para a diferença e média da amplitude de movimento de dorsiflexão máxima entre o CvMo®b e o Nexus®. 16d) Gráfico de dispersão para a diferença e média do comprimento da passada entre o CvMob® e o Nexus®; 16e) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de extensão máxima do joelho em balanço entre o CvMob® e o Nexus®.



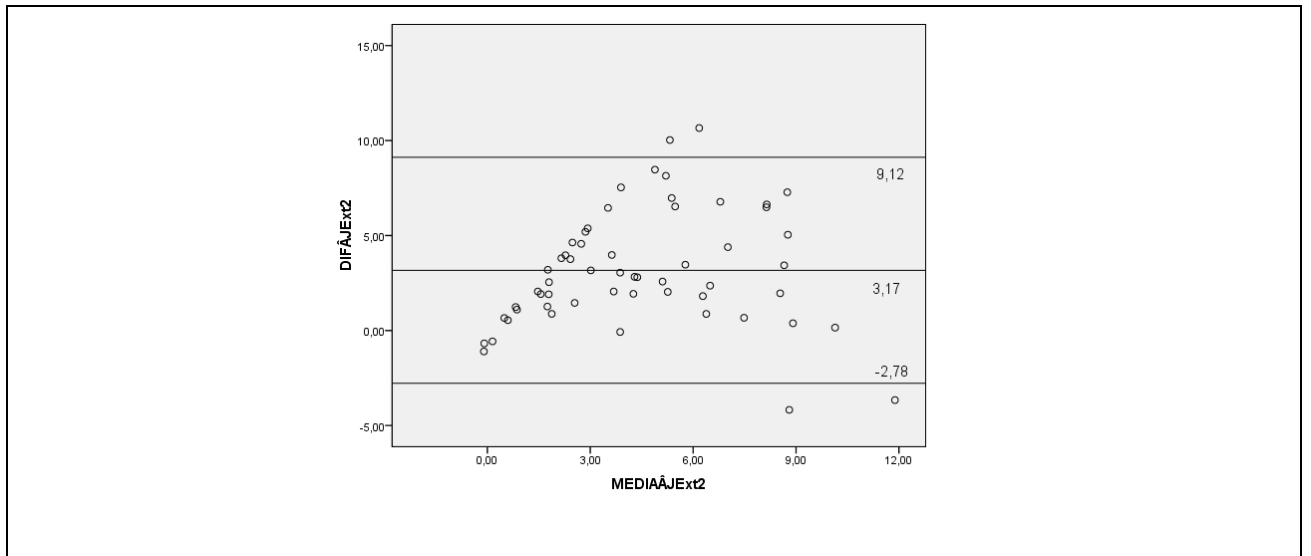


Tabela 5: Dados numéricos dos gráficos *Bland-Altman* das variáveis angulares comparadas entre os dois sistemas.

Variável	Viés	DP	LCS	LCI	Outliers*
ÂQFlexao	12.60	5.29	22,96	-2,23	2
ÂQExtensao	-25.15	6.97	-11,48	-38,81	2
ÂJFlexao	-3.89	4.85	5,616	-13,39	2
ÂJExtensao	-3.17	3.67	4,02	-10,36	3
ÂJExtensao2	3.17	3.04	9,128	-2,78	4
ADM Dorsiflexão	0.97	3.20	7,242	-5,57	2
ADM Plantiflexão	10.32	3.57	17,31	3,33	4
CompPassada	0.07	0.06	0,18	-0,04	4

LCS: Limite de concordância superior; LCI: Limite de concordância inferior; DP: Desvio padrão; ADM: Amplitude de movimento; \*Dados que não pertenciam ao intervalo de

Também foi evidenciada uma alta concordância entre as duas análises do mesmo examinador e as avaliações entre examinadores, como, por exemplo, pode ser visto na figura 18. Apenas a avaliação da plantiflexão do avaliador 2 (Figura 18d) foi considerada com concordância moderada, pois ainda que a maioria dos dados estivessem no intervalo de concordância, a distribuição não estava próxima ao zero e os limites de concordância superior e inferior não eram próximos ao viés.

As análises intra e interexaminadores através do coeficiente de correlação intraclasse corroboram com a avaliação pelo método *Bland-Altman*, pois obteve apenas duas medidas boas (0,781 e 0,786) na avaliação entre examinadores, nos ângulos de flexão do quadril e dorsiflexão, e uma medida boa (0,786) obtida pela

avaliadora 2 no ângulo de extensão do quadril, enquanto todas as outras variáveis alcançaram valores acima de 0,80 e 0,90, o que significa, uma concordância muito boa (Tabelas 6 e 7).

Figura 17 - Gráfico de dispersão da reprodutibilidade e da repetibilidade: 17a) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre avaliadores; 17b) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 1; 17c) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de flexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 2; 17d) Gráfico de dispersão para a diferença e média do ângulo de plantiflexão máxima do quadril entre a primeira e a segunda avaliação do examinador 2.

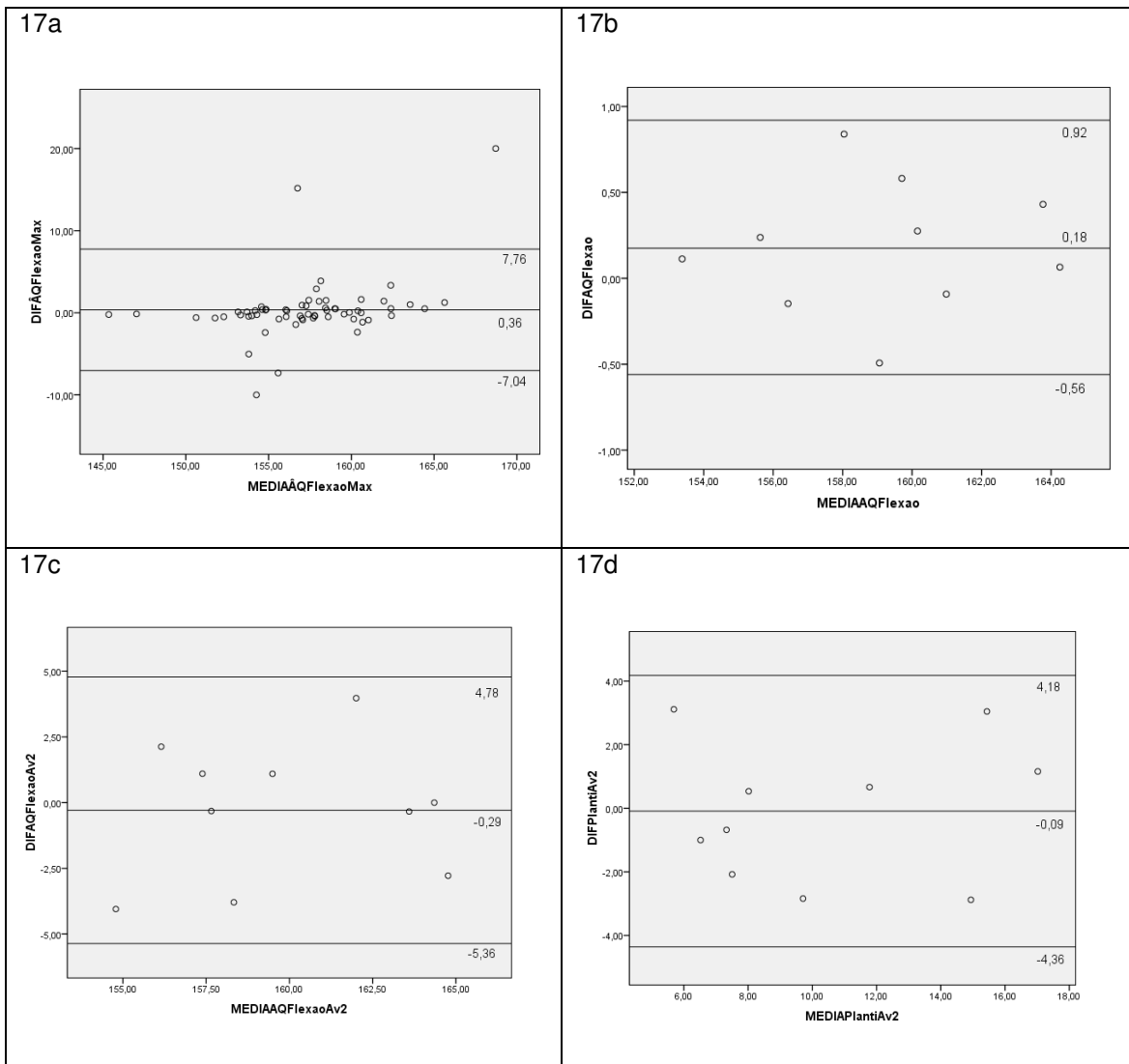


Tabela 6: Análise interavaliadores dos ângulos e do comprimento da passada através do coeficiente de correlação intraclasse.

Variável	CCI	IC <sub>95%</sub>
Flexão do Quadril	0,781	0,636 – 0,868
Extensão do Quadril	0,822	0,705 – 0,893
Ext. joelho em apoio	0,974	0,956 – 0,984
Flexão Joelho	0,931	0,885 – 0,958
Ext. Joelho em balanço	0,948	0,914 – 0,969
ADM Dorsiflexão	0,786	0,604 – 0,880
ADM Plantiflexão	0,881	0,771 – 0,934
Comprimento da passada	0,991	0,984 – 0,994

CCI: Coeficiente de correlação intraclasse; IC: Intervalo de confiança; Ext: Extensão; ADM: Amplitude de Movimento.

Tabela 7: Análise intraavaliadores dos ângulos e do comprimento da passada através do coeficiente de correlação intraclasse.

Variável	Avaliador 1		Avaliador 2	
	CCI	IC <sub>95%</sub>	CCI	IC <sub>95%</sub>
Flexão do Quadril	0,997	0,986 – 0,999	0,879	0,504 – 0,970
Extensão do Quadril	0,864	0,427 – 0,966	0,786	0,112 – 0,947
Ext. joelho em apoio	0,996	0,984 – 0,999	0,961	0,851 – 0,990
Flexão Joelho	0,992	0,968 – 0,998	0,856	0,462 – 0,964
Ext. Joelho em balanço	0,985	0,943 – 0,996	0,966	0,865 – 0,991
ADM Dorsiflexão	0,989	0,956 – 0,997	0,891	0,539 – 0,973
ADM Plantiflexão	0,977	0,899 – 0,994	0,936	0,737 – 0,984
Comprimento da passada	0,998	0,994 – 1,000	0,982	0,929 – 0,996

CCI: Coeficiente de correlação intraclasse; IC: Intervalo de confiança; Ext: Extensão; ADM: Amplitude de Movimento

## 6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar se o sistema *CvMob®* é confiável na mensuração de parâmetros da marcha humana, envolvendo ângulos, trajetórias e comprimento da passada. Os resultados mostram que os dados angulares do joelho, medidos pelo *CvMob®* são concordantes com os dados numéricos do padrão-ouro e que o sistema bidimensional obteve altas correlações nas trajetórias lineares dos eixos x e y, em comparação com os dados gerados pelo sistema *Nexus®*.

No estudo de Peña e colaboradores<sup>25</sup>, o *CvMob®* foi validado a partir de um experimento mecânico, no qual um pêndulo foi solto a diferentes alturas e foram registradas velocidade e trajetória do eixo x. A partir do conhecimento das diferentes alturas, foram utilizados modelos teóricos (equações) que atestaram a confiabilidade das medidas de trajetória e velocidade máxima. Porém, havia uma necessidade de testar a validade da aplicação do sistema na análise da marcha de seres humanos, pois faz com que este software de análise possa ser empregado com confiança nos consultórios e em pesquisas clínicas.

O parâmetro espacial da marcha avaliado neste estudo foi o comprimento da passada, que obteve alta concordância entre o *CvMob®* e o padrão-ouro e alta confiabilidade na avaliação inter e intraexaminadores, tanto pelo método Bland-Altman, quanto pelo coeficiente de correlação intraclasse. Existem outros sistemas que analisam medidas espaço-temporais da marcha, como o comprimento da passada. Um destes é o *GaitMat II*, uma pista coberta de sensores que estão conectados a um computador e que geram os dados numéricos das medidas espaço-temporais da marcha. No estudo de sua validação verificou-se que para as medidas temporais deste sistema tem uma alta confiabilidade em relação ao Vicon (CCI = 0,99), porém para as medidas espaciais o *GaitMat II* revelou baixa concordância<sup>34</sup>, com o CCI de 0,24, que se mostrou de fraco a moderado, ao contrário do *CvMob®*, que obteve alta confiabilidade no comprimento da passada.

O sistema *GAITRite* é uma pista com sensores de pressão que gravam o local e o tempo de cada passo e passada realizados e assim como o *CvMob®*, a sua validação evidenciou alta confiabilidade do comprimento da passada ao ser comparado ao padrão-ouro do estudo (CCI = 0,99)<sup>21</sup>. Em um estudo posterior com o mesmo sistema verificou-se a reprodutibilidade, com as análises inter e

intraexaminadores da velocidade, comprimento, largura e tempo do passo. Este segundo estudo foi feito com pacientes pós-acidente vascular cerebral e evidenciou altos valores do coeficiente de correlação intraclasse, ( $CCI > 0,75$ ), demonstrando que o sistema é reprodutível<sup>36</sup>.

Estes sistemas estudados acima analisam variáveis espaço-temporais, fazendo com que o avaliador precise de outros instrumentos para a realização das análises de cinemática angular e linear. Com o uso do *CvMob*®, o avaliador consegue, em apenas uma filmagem, medir os ângulos, as trajetórias lineares e medidas espaço-temporais, demonstrando a praticidade de seu uso. Além disso, não precisa de nenhum outro instrumento além da câmera, como um tapete ou pista com sensores a ser utilizado no laboratório ou no consultório.

Na análise de confiabilidade das medidas angulares foi evidenciada a concordância entre os sistemas nos ângulos de flexão e extensão do joelho (em balanço e apoio), e ADM de dorsiflexão. Ugbolue e colaboradores<sup>22</sup> validaram o sistema bidimensional *augmented-video-based-portable-system* (AVPS), e não encontraram diferença entre o seu sistema e a análise tridimensional, nas médias das variáveis de ângulo do joelho, velocidade, inclinação angular da tíbia e simetria temporal e espacial, utilizando a média dos valores de cada variável e compararam um sistema com o outro. Esta não é a melhor forma para a comparação de métodos, pois não relata muitos detalhes a respeito dos dados adquiridos<sup>42</sup>.

As análises intra e interexaminadores de todas as variáveis analisadas pelo AVPS foram muito boas ou boas ( $CCI$  de 0,993 e 0,822, respectivamente), assim como reprodutibilidade do *CvMob*®. O sistema AVPS, apesar de ter um custo menor que os sistemas tridimensionais, requer o uso de outro software, que é pago, para fazer a análise dos dados, enquanto que o *CvMob*®, além de ser uma ferramenta gratuita, fornece os gráficos e os valores no momento da análise, sendo mais simples e rápido, o que é ideal para a prática clínica.

Assim como o AVPS, o *GaitGrabber*<sup>20</sup> é um sistema confiável para análise da marcha, pois os dados têmporo-espaciais e angulares da marcha no plano sagital não tiveram diferenças em relação ao sistema tridimensional *Qualysis* e os valores do  $CCI$ , em sua maioria, foram excelentes ( $CCI > 0,84$ ). Contudo este software é

mais trabalhoso e complexo de usar, pois é necessário o vídeo ser processado num programa online, para depois ser usado para análise do movimento e o fato da câmera ficar conectada ao computador limita a filmagem para determinados ambientes, como o subaquático.

No atual estudo tanto a flexão máxima do quadril quanto a extensão máxima demonstraram baixa concordância com o método tridimensional. No sistema *GaitGrabber*, que verificou concordância entre sistemas na articulação do quadril, os autores relatam que para o cálculo do ângulo do quadril (formado entre o eixo longitudinal das marcas da pelve e da coxa) este software realiza uma subtração do movimento feito em relação a uma filmagem anterior do indivíduo em posição ortostática, a qual define o ponto neutro das articulações.

A análise dos ângulos do quadril feita pelo *CvMob*<sup>®</sup> foi realizada a partir da escolha visual dos frames, nos quais foram calculados os ângulos absolutos. Uma possível explicação para que os ângulos do quadril não sejam concordantes é o método feito na análise, pois a falta do rastreamento feito pelo sistema faz com que o avaliador tenha que escolher arbitrariamente o frame que, visualmente, ele acha que é a extensão ou flexão máximas. Esta situação indica uma limitação do sistema bidimensional, pois o *Nexus*<sup>®</sup> forneceu a informação em todo o ciclo da marcha, enquanto que o *CvMob*<sup>®</sup> mostrou os ângulos em apenas um quadro.

Nesta pesquisa outro dado não concordante entre sistemas foi a análise da amplitude de movimento da plantiflexão. No sistema *Hu-m-na*<sup>19</sup> também houve falta de confiabilidade no ângulo do tornozelo, que foi justificado pelo erro de posicionamento dos marcadores do sistema tridimensional. Já no sistema *GaitGrabber* o ângulo do tornozelo foi o mais confiável e as amplitudes eram definidas a partir da subtração do movimento em relação à posição neutra. Neste último sistema os pontos que compunham o ângulo do tornozelo eram a cabeça da fíbula, maléolo lateral e a cabeça do quinto metatarso, diferindo apenas no ponto do joelho em relação ao *CvMob*<sup>®</sup>, no qual o marcador estava sobre o epicôndilo femoral lateral. Desta forma uma possível justificativa para a falta de concordância pode ser a escolha do método, pois ambos sistemas seguem a mesma lógica para medir o ângulo do tornozelo, porém com métodos diferentes.



Outra possibilidade é a influência da deformação que existe na lente da câmera<sup>20</sup>. Apesar das medidas tomadas para melhorar a distorção da imagem, esta pode ainda conter uma distorção nas regiões afastadas do centro da lente, justamente onde é visualizado o pé do indivíduo. Desta forma, é melhor que a câmera esteja mais afastada, para que o pé esteja mais centralizado na imagem. A distorção da imagem pode explicar também porque a diferença só aconteceu no movimento de plantiflexão, pois o movimento de dorsiflexão foi medido na fase de apoio, ou seja, o movimento é realizado na tíbia, enquanto o pé mantém-se estático. No movimento de plantiflexão acontece o oposto e o ponto móvel é o pé, por isso a distorção da imagem pode interferir mais nos resultados numéricos.

As análises inter e intraexaminadores evidenciaram excelente concordância, tanto pelo método Bland-Altman, quanto pelo CCI, demonstrando que o *CvMob*® é um instrumento que consegue medir um mesmo parâmetro mais de uma vez e pode ser utilizado por diferentes profissionais, sem que o avaliador seja uma variável que interfere na geração dos dados. A única medida que foi considerada com concordância moderada pelo método Bland-Altman foi a amplitude de movimento de plantiflexão do avaliador 2, mas este ângulo obteve uma concordância muito boa pelo CCI.

Apesar da baixa concordância nos ângulos do quadril e da plantiflexão, é importante registrar que a alta confiabilidade na análise intraexaminador demonstra que se o clínico realizar o teste antes e depois de uma intervenção é possível quantificar, de forma confiável, a evolução da condição do paciente, o que é muito importante, tanto para o avaliador, que precisa de um feedback preciso sobre a eficiência da sua conduta, quanto para o paciente que consegue perceber a partir de um feedback visual, a evolução do quadro clínico, o que pode contribuir para a melhora no tratamento. Além disso, o clínico pode monitorar o progresso na presença ou ausência de intervenção, relatando se houve piora na condição motora do paciente e a partir desta variabilidade indicar a severidade da doença<sup>6,7</sup>.

A avaliação da marcha deve ter uma boa relação de custo-efetividade, ou seja, o benefício de realizar o teste deve ser maior que os custos durante sua realização, por isso um laboratório de análise da marcha é muitas vezes visto como ineficiente, improdutivo e não econômico, pois os instrumentos são caros, o tempo

de procedimento é longo, os resultados não são fáceis de serem interpretados pelo clínico e o tempo de análise é demorado<sup>11</sup>. Desta forma faz-se necessário um sistema que seja simples de usar e tenha baixo custo, mas que também seja confiável na geração dos resultados do que ele avalia<sup>24</sup>. Com o CvMob®, que provou ser confiável e válido, a análise cinemática se torna acessível e a avaliação do movimento humano na prática clínica se torna mais objetiva, diminuindo a chance de erros durante a avaliação e tornando-a independente da experiência do examinador.

## **7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO**

A distância entre a câmera e o indivíduo não pôde ser modificada devido à limitação espacial do laboratório de biomecânica, desta forma não foi possível centralizar mais a região do tornozelo, fazendo com que esta articulação fosse influenciada pela deformação da lente da câmera. Outra limitação foi o método de análise dos ângulos do quadril, feito por apenas um frame e não pelo rastreamento do sistema, o que pode ter influenciado a falta de concordância entre sistemas.

O número de análises perdidas também constitui limitação, pois foi excluído um número considerável de voluntários. Além disso, o fato do estudo, dentre todos os parâmetros espaço-temporais da marcha, apenas ter avaliado o comprimento da passada, indica limitação, pois o avaliador, através do sistema pode avaliar outras variáveis espaço temporais, como por exemplo, tempo do passo, tempo de apoio de um membro, tempo de balanço, velocidade, entre outros.

## 8 CONCLUSÃO

A partir do estudo de validação do *CvMob*® para a marcha humana, conclui-se que:

1. O *CvMob*® é uma ferramenta precisa para a análise de movimento linear e para mensurações espaciais.

2. O sistema *CvMob*® é preciso para análise angular do joelho, sendo que para os ângulos de quadril e tornozelo é necessário cautela com o método de análise, bem como a marcação dos pontos anatômicos, pois estes podem interferir no resultado final.

3. As mensurações geradas pelo *CvMob*® são confiáveis e o sistema pode ser usado por diversos avaliadores.

## REFERÊNCIAS

1. Nordin M, Frankel V. Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético. 3rd ed. Guanabara Koogan; 2001.
2. Norkin CC, Levangie PK. Articulações Estrutura e Função. 2nd ed. Revinter; 2001.
3. Tenenbaum S, Coleman SC, Brodsky JW. Improvement in gait following combined ankle and subtalar arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2014 Nov 19 [cited 2015 May 8];96(22):1863–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25410503>
4. Schwenk M, Zieschang T, Englert S, Grewal G, Najafi B, Hauer K. Improvements in gait characteristics after intensive resistance and functional training in people with dementia: a randomised controlled trial. *BMC Geriatr* [Internet]. 2014 Jan [cited 2015 Jan 27];14(1):73. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4062767&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
5. Stein J, Bishop L, Stein DJ, Wong CK. Gait training with a robotic leg brace after stroke: a randomized controlled pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 2014 Nov [cited 2015 Mar 23];93(11):987–94. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24901757>
6. Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowicz ME, Peterson AL, Kaliton D, Goldberger AL. Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. *J Appl Physiol* [Internet]. 2000 Jun [cited 2015 May 8];88(6):2045–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10846017>
7. Hausdorff JM, Cudkowicz ME, Firtion R, Wei JY, Goldberger AL. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. *Mov Disord* [Internet]. 1998 May [cited 2015 Mar 31];13(3):428–37. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9613733>
8. Eastlack ME, Arvidson J, Danoff J V, Charles L. Interrater Reliability of Videotaped Observational Gait-Analysis Assessments. *Phys Ther*. 1991;71(6):465–72.
9. Lai DTH, Begg RK, Palaniswami M. Computational intelligence in gait research: a perspective on current applications and future challenges. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* [Internet]. 2009 Sep [cited 2015 Jan 23];13(5):687–702. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19447724>
10. Dollar AM, Herr H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Trans Robot* [Internet]. 2008 Feb [cited

- 2015 Feb 1];24(1):144–58. Available from:  
<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4456745>
11. Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* [Internet]. 2004 Dec [cited 2014 Nov 4];37(12):1869–80. Available from:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004001228>
  12. Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther* [Internet]. 1985 Jul;65(7):1027–33. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3892553>
  13. Williams G, Morris ME, Schache A, McCrory P. Observational gait analysis in traumatic brain injury: accuracy of clinical judgment. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Apr [cited 2014 Sep 23];29(3):454–9. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19109020>
  14. Viehweger E, Zürcher Pfund L, Hélix M, Rohon M, Jacquemier M, Scavarda D, et al. Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh Gait Score Reliability). *Ann Phys Rehabil Med* [Internet]. 2010 Nov [cited 2013 Sep 5];53(9):535–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20952267>
  15. Castro JLG, Medina-Carnicer R, Galisteo AM. Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. *Gait Posture* [Internet]. 2006 Aug [cited 2014 Aug 25];24(1):126–9. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16168656>
  16. Carse B, Meadows B, Bowers R, Rowe P. Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system. *Physiotherapy* [Internet]. The Chartered Society of Physiotherapy; 2013 Jun 5 [cited 2013 Sep 5];1–5. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23747027>
  17. Liu T, Inoue Y, Shibata K, Shiojima K. A Mobile Force Plate and Three-Dimensional Motion Analysis System for Three-Dimensional Gait Assessment. *IEEE Sens J* [Internet]. 2012 May;12(5):1461–7. Available from:  
<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6062376>
  18. Sandbakk O, Ettema G, Leirdal S, Jakobsen V, Holmberg H-C. Analysis of a sprint ski race and associated laboratory determinants of world-class performance. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2011 Jun [cited 2015 May 18];111(6):947–57. Available from:  
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3092926&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
  19. Nielsen DB, Daugaard M. Comparison of angular measurements by 2D and 3D gait analysis [Internet]. Jönköping University; 2008. Available from:  
<http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:113552/FULLTEXT02>

20. Kirkwood RN, Resende RA, Kirkwood SA, Oliveira FCG de, Vallone MLD das C e. Sistema GaitGrabber na captação de dados cinemáticos durante a marcha. *Mot Rev Educ Física* [Internet]. 2012 Sep [cited 2014 Dec 27];18(3):505–14. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1980-65742012000300011&lng=pt&nrm=iso&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1980-65742012000300011&lng=pt&nrm=iso&tlng=en)
21. Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* [Internet]. 2003 [cited 2015 Jan 19];17:68–74. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620200053X>
22. Ugbolue UC, Papi E, Kaliarntas KT, Kerr A, Earl L, Pomeroy VM, et al. The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait Posture* [Internet]. 2013 Jul [cited 2013 Aug 13];38(3):483–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23465758>
23. Araújo AGN, Andrade LM, Barros RML de. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry. *Fisioter e Pesqui* [Internet]. 2005 [cited 2014 Dec 2];11(1):3–10. Available from: [http://www.crefito3.com.br/revista/usp/01\\_04/Pages from pg01\\_60-3a10.pdf](http://www.crefito3.com.br/revista/usp/01_04/Pages%20from%20pg01_60-3a10.pdf)
24. Jorge Jr. JJ, Pialarissi PR, Borges GC, Squella SAF, Gouveia MDF De, Saragiotto Jr. JC, et al. Avaliação objetiva computadorizada dos parâmetros normais de contração dos músculos faciais. *Braz J Otorhinolaryngol* [Internet]. 2012 Apr [cited 2014 Dec 2];78(2):41–51. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1808-86942012000200008&lng=pt&nrm=iso&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1808-86942012000200008&lng=pt&nrm=iso&tlng=en)
25. Peña N, Credidio BC, Corrêa LPNRMS, França LGS, Cunha M do V, Sousa MC de, et al. Instrumento livre para medidas de movimento. *Rev Bras Ensino Física*. 2013;35(3):1–5.
26. Perry J. *Análise da Marcha: Marcha normal*. Manole; 2005.
27. Hamacher D, Singh NB, Van Dieën JH, Heller MO, Taylor WR. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface* [Internet]. 2011 Dec 7 [cited 2014 Dec 21];8(65):1682–98. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3203491&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
28. Chou C-Y. Determinants of the Health-related Quality of Life for Stroke Survivors. *J Stroke Cerebrovasc Dis* [Internet]. 2015 Jan 6 [cited 2015 Jan 23]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25576350>
29. Winter DA. *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT*. 4th ed. JOHN WILEY & SONS, INC; 2009.

30. Neumann DA. Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético. 2nd ed. Elsevier; 2011.
31. Hamill J, M. Knutzen K. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. 1st ed. Manole; 1999.
32. Kertis JD. Biomechanical Evaluation of an Optical System for Quantitative Human Motion Analysis [Internet]. Marquette University; 2012. Available from: [http://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1165&context=theses\\_open](http://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1165&context=theses_open)
33. Perry J. Análise da Marcha: Sistemas de análise da marcha. Manole; 2005.
34. Barker S, Craik R, Freedman W, Herrmann N, Hillstrom H. Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system. Med Eng Phys [Internet]. 2006 Jun [cited 2013 Aug 15];28(5):460–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16122966>
35. Huang W-NW, VanSwearingen JM, Brach JS. Gait variability in older adults: observational rating validated by comparison with a computerized walkway gold standard. Phys Ther [Internet]. 2008 Oct [cited 2014 Apr 28];88(10):1146–53. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2557053&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
36. Wong JS, Jasani H, Poon V, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Inter- and intra-rater reliability of the GAITRite system among individuals with sub-acute stroke. Gait Posture [Internet]. Elsevier B.V.; 2014 May [cited 2015 Jan 9];40(1):259–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24630463>
37. Borel S, Schneider P, Newman CJ. Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. Gait Posture [Internet]. Elsevier B.V.; 2011 Apr [cited 2013 Sep 5];33(4):727–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21420864>
38. O’Sullivan SB, Schmitz TJ. Fisioterapia, Avaliação, Tratamento e Procedimento. 3rd ed. Manole; 2003.
39. Klein CH, Costa E de A. Os erros de classificação e os resultados de estudos epidemiológicos. Cad Saude Publica [Internet]. 1987 Sep [cited 2015 Jan 26];3(3). Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-311X1987000300003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-311X1987000300003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)
40. Macedo C de SG, Cardoso PR de S, Alves PM, Rosa J. No Estudo da validade e confiabilidade intra e interobservador da versão modificada do teste de Schöber modificado em indivíduos com lombalgia. Fisioter e Pesqui. 2009;16(3):233–8.



41. Nunnally JC. *Psychometric Theory*. 2nd ed. New York: McGraw Hill.; 1978.
42. Altman DG, Bland JM. *Measurement in Medicine : the Analysis of Method Comparison Studies*. *Stat*. 1983;32(July 1981):307–17.
43. Bland JM, Altman DG. *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. *Lancet*. 1986;307–10.
44. Hirataka, VN; Camey S. *Análise de concordância entre métodos de bland-altman*. *Rev do Hosp das Clínicas Porto Alegre*. 2009;29(3):261–8.
45. Shrout PE; Fleiss JL. *Intraclass Correlations : Uses in Assessing Rater Reliability*. 1979. p. 420–8.
46. Scattolin FA de A, Diogo MJD, Colombo RCR. *Correlação entre instrumentos de qualidade de vida relacionada à saúde e independência funcional em idosos com insuficiência cardíaca*. *Cad Saude Publica [Internet]*. 2007 Nov [cited 2015 Jan 25];23(11):2705–15. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-311X2007001100018&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-311X2007001100018&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)

## ANEXOS

### ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar desta pesquisa, que tem como finalidade verificar se o sistema de avaliação de imagens, o *CvMob®*, é confiável na avaliação da locomoção humana. Este sistema fará com que a avaliação da fisioterapia seja mais precisa, podendo o fisioterapeuta mensurar o quanto o paciente conseguiu melhorar a partir de determinado tratamento. Além disso, por ser de baixo custo, o programa poderá ser usado nas clínicas de fisioterapia.

Você responderá a um questionário para coletar seus dados sociodemográficos e depois irá para a avaliação da marcha, onde você será filmado enquanto caminha cinco vezes num percurso de oito metros. Será necessário que você esteja usando roupa de banho (biquíni/sunga) ou roupas justas ao corpo (top/short/bermuda/blusa). Antes do vídeo, serão colocados marcadores adesivos em pontos específicos do corpo: Bacia, coxa, joelho, tornozelo e pé.

Durante toda a pesquisa a sua identidade será mantida em sigilo, não sendo revelado de forma nenhuma seu nome. Serão utilizados apenas os dados coletados. Durante a caminhada há risco de queda e de cansaço, porém você estará andando na sua velocidade normal e de forma confortável, além de estar sendo acompanhado(a) por um fisioterapeuta durante todo o percurso, que estará atento a qualquer sinal que indique cansaço ou queda.

Sua participação é voluntária. Durante todo o estudo não há despesas pessoais para você e também não há ganho financeiro. Se existir despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa. Este termo de consentimento consta de duas vias. Uma via ficará com você e outra ficará com a pesquisadora responsável.

Após a coleta das informações, a filmagem será guardada numa sala na pós-graduação da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, onde só a pesquisadora responsável terá acesso aos dados.

A qualquer momento você pode recusar ou deixar de participar do estudo, sem nenhum prejuízo. Você terá total acesso ao profissional responsável pela pesquisa para esclarecimento de qualquer dúvida.

Pesquisadora responsável: Kátia Nunes Sá

Contato: (071)9933-1135

Em caso de dúvidas, reclamações ou denúncias você também poderá falar com o Comitê de Ética em Pesquisa da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública/Fundação Bahiana para o Desenvolvimento das Ciências: Av. D. João VI,

275, Brotas, PAV. II, 2º andar – CEP. 40.290-000 – Salvador – BA, Tel.: (71) 3276-8200

Eu, \_\_\_\_\_ li este termo de consentimento livre e esclarecido, conheço os objetivos do estudo, os procedimentos a serem utilizados, seus possíveis riscos e que poderei me retirar da pesquisa a qualquer momento, sem penalidades. Todas as dúvidas foram respondidas de forma clara e as informações são sigilosas.

Ivoti, \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

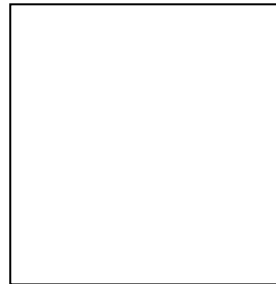
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Pesquisadora responsável

\_\_\_\_\_

Testemunha

Voluntário



Impressão digital

## ANEXO 2 – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

Formulário para inscrição na pesquisa

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Número de inscrição: \_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

Ocupação: \_\_\_\_\_

Telefone fixo: \_\_\_\_\_ Celular: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

Disponibilidade de horário:

<b>Manhã</b>				
Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta
<b>Tarde</b>				
Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta

Obs: As avaliações serão realizadas em horário comercial (de 7:30 às 17:00) e duram 30 minutos.

### **ANEXO 3 – ARTIGO**

#### **VALIDITY AND RELIABILITY OF FREE SOFTWARE FOR BIDIMENTIONAL GAIT ANALYSIS**

Ana Paula Quixadá, PT, Msc<sup>a</sup>; Andrea Naomi Onodera, PT, Msc<sup>b</sup>; Norberto Peña, PT, PhD<sup>c</sup>; José Garcia Vivas Miranda, PhD<sup>d</sup>; Katia Nunes Sá, PT, PhD<sup>e</sup>.

a Department of Postgraduate, Master in Technology in Health, Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, Brazil.

b Laboratory of Biomechanics, Dass Nordeste Calçados e Artigos Esportivos S.A, Ivoti, Rio Grande do Sul, Brazil.

c Department of Physical Therapy, Federal University of Bahia, Salvador, Bahia, Brazil.

d Department of Physics, Federal University of Bahia, Salvador, Bahia, Brazil.

e Department of Postgraduate, Master in Technology in Health, Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, Bahia, Brazil.

Corresponding Author: Ana Paula Quixadá, Rua Manoel Barreto, 354, apt. 601, Graça, Salvador, Bahia, Brazil, Phone: 07199331135, e-mail: apq.fisio@gmail.com

Acknowledgments: We want to thank the Bahia State Research Support Foundation for the academic financial support, Dass Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA for allowing the use of their facilities and all members of NITRE (UFBA) and Neuromusculoskeletal Dynamics (EBMSP) research groups.

## Abstract

Despite the evaluation systems of human movement that have been advancing in recent decades, their use are not feasible for clinical practice because it has a high cost and scarcity of trained operators to interpret their results. An ideal videogrammetry system should be easy to use, low cost, with minimal equipment, and fast realization. The CvMob is a free tool for dynamic evaluation of human movements that express measurements in figures, tables, and graphics. This paper aims to determine if CvMob is a reliable tool for the evaluation of two-dimensional human gait. This is a validity and reliability study. The sample was composed of 56 healthy individuals who walked on a 9-meter-long walkway and were simultaneously filmed by CvMob and Vicon system cameras. Linear trajectories and angular measurements were compared to validate the CvMob system, and inter and intrarater findings of the same measurements were used to determine reliability. A strong correlation ( $r_s$  mean = 0.988) of the linear trajectories between systems and inter and intrarater analysis were found. According to the Bland-Altman method, the angles that had good agreement between systems were maximum flexion and extension (stance and swing) of the knee and dorsiflexion range of motion and stride length. The CvMob is a reliable tool for analysis of linear motion and lengths in two-dimensional evaluations of human gait. The angular measurements demonstrate high agreement for the knee joint; however, the hip and ankle measurements were limited by differences between systems.

**Key words:** Validity; Gait; Evaluation; Videogrammetry; CvMob.

## Introduction

Human locomotion is a functional task that requires complex interactions and coordination of the nervous and musculoskeletal systems mainly involving the lower limbs, and it is one of the most important functions of the body<sup>1</sup>.

The gait parameters are widely used in research as a primary outcome in studies on efficacy, safety, and quality of different intervention<sup>2,3</sup>. In clinical practice, gait evaluation is important to monitor the development of disorders<sup>4</sup> and the responses to implemented therapeutic modalities<sup>2,3,5</sup>. This assessment is essential for functional diagnosis and monitoring individuals with orthopedic, rheumatological, and neurological problems<sup>6</sup> and also serve as a basis for making prostheses and building robotic exoskeletons<sup>7,8,9</sup>.

Despite its importance, the evaluation of locomotion in clinical practice is still commonly performed by the rater observation, which has a very subjective character as it is experience dependent and prone to error, thus leading to low or moderate reliability<sup>10,11,12</sup>. In past decades, computational systems were created to quantitatively evaluate the human gait by measuring kinetic and kinematic parameters<sup>13,14,15</sup> in different populations both for clinical application and to improve performance<sup>5,2,16</sup>. The three-dimensional analysis is an important tool for measuring human movement because it evaluates movement in all three movement planes and is a very reliable source of measurement; thus, it is considered the gold standard in many research studies<sup>17,18,19,20</sup>. However, the high cost and lack of human resources able to operate them and interpret their results makes it difficult to implement this technology in hospitals and outpatient clinical practices<sup>21,6,15</sup>.

The bi-dimensional analysis is limited because it measures the movement in only one plane. However, the uniplanar analysis is a practical, simple, and inexpensive alternative to

gait analysis, which is crucial to the dissemination of the quantitative gait analysis in clinical practice<sup>6,15,22</sup>.

The CvMob is a free assessment tool of dynamic movement that expresses the results of these measurements in numbers, tables, and graphics<sup>23</sup>, and this may be a more accurate and sensitive assessment tool than subjective evaluation performed by the rater observation. Accomplishing a validation process is necessary to guarantee reliable measurements and establish the tool for wide use. That is why the aim of this paper was to verify if the CvMob is a reliable tool for a two-dimensional analysis of human gait.

## Methods

### *Study Design and Participants*

This is a validation study and the sample calculation was based on 10 individuals per item evaluated<sup>24</sup>. Sixty healthy subjects of both genders, aged between 20 and 59 years old, were included. People who reported sensory, pain, or balance disorders at the time of assessment were excluded. The study was approved by the Ethics Committee of the Bahia School of Medicine and Public Health (CAAE: 13429113.6.0000.5544) and only the subjects who signed the consent form were part of the research.

### *Procedure*

The gait evaluations were made at the Laboratory of Biomechanics of a shoe manufacturer company, Dass Nordeste Calçados e Artigos Esportivos S.A., in the state of Rio Grande do Sul in the south region in Brazil. In this laboratory, the volunteers were instructed to walk on a 9-meter-long and 1.70-meter-wide walkway. The subjects were instructed to attend the study wearing top, shorts, or swim suits.



The protocol of the lower limbs marker placement of the biomechanical model, Plug-in Gait, half body, was used, and the markers were Vicon's 14 mm diameter reflective markers. The right greater trochanter, lateral epicondyle of the right femur, right lateral malleolus, and head of the right fifth metatarsal were marked for the CvMob analysis. The volunteer was instructed to walk barefoot on the track at a comfortable and usual speed. First for three consecutive times to ensure habituation to the environment and to the ground and then five more times for simultaneously recording videos in both instruments.

#### *Outcome Measures*

The camera used to record the videos used in CvMob system was the GoPro HERO 3 black edition (San Mateo, California, USA) set to narrow mode with a 1280/720 pixels (720p) resolution and 120 frames/sec. The GoPro camera was attached to a tripod and positioned at a distance of 238 cm from the middle of the walkway and a height of 79.5 cm. The CvMob calibration was always made at the beginning of all videos, using the same plane and distance of volunteers in relation to the camera. The instrument used to calibrate the system was a ruler with two Styrofoam hemispheres fixed on the ruler and separated by a distance of 20 centimeters between them.

The three-dimensional motion capture system was composed of six infrared cameras (Model T40, Vicon Motion Systems Ltd., UK) that were fixed in the laboratory ceiling and operating at a frequency of 240Hz. The filter used in Nexus software was the Butterworth, with a cut-off frequency of 6Hz and 4th order filter.

The variables were the maximum hip extension and flexion angles, maximum flexion and extension of the knee, range of motion (ROM) of dorsiflexion and plantar flexion, the stride length, and the linear trajectories of the right knee and right ankle.

The two-dimensional systems analysis is limited by the loss of points, which happens when the anatomical point is covered. This situation occurred when the upper limb, in balance, covered the hip marker; thus, it was necessary make adjustments in hip and knee angles.

CvMob measured the absolute hip angles through a coordinate system introduced by the program as a vertical reference. This is a static reference and can only be performed on one frame at a time; thus, the tracking of anatomical points by the program became impossible. Consequently we chose the frame of the maximum range of hip flexion and extension. The maximum flexion was measured on the 3rd frame prior to initial contact of the right heel and the maximum extension of the left member's initial contact.

Once the right upper limb, in balance, covered the greater trochanter marker, tracking the knee's mid-stance maximum extension and initial swing maximum flexion began in the mid-stance phase, immediately after the hand covered the marker, and ended when the upper limb returned and covered the point of the hip. The final tracking of the swing phase maximum extension started when the points of the knee angle were selected, immediately after the hand of the individual passed the anatomical hip marker.

The ankle range of motion (ROM) calculation was made from the subtraction of the first maximum plantar flexion with the maximum dorsiflexion in support and the result was the ROM of dorsiflexion. To set the plantiflexion ROM, the maximum dorsiflexion in stance phase was subtracted from the maximum value of the subsequent plantar flexion and then defined by the plantar ROM. The stride length was measured by the distance between the first and second initial contact of the right calcaneus marker.

### *Data Processing*

To compare trajectories in both systems, the output data was rescaled and re-referenced. An R-script program was done to automatize the process. The angular data generated by Nexus® (Vicon Motion Systems Ltd., UK) started and stopped at the mid-swings before and after the main gait cycle. These data were processed by Origin 9.0® software (Northampton, Massachusetts, USA) that plotted graphics to identify the angles. The Nexus angle's data was subsequently placed in the database, along with the angles obtained from CvMob. The stride length data was generated by Polygon® system (Vicon Motion Systems Ltd. UK).

#### *Inter and Intrarater Reliability*

Two evaluators were selected. One was a physical therapist researcher with 7 years of experience in photogrammetry and the other is a physical therapist with 15 years of clinical experience in observational gait analysis. The last video of all individuals was assessed for interrater analysis, and the last video of the last 10 research subjects was selected for intrarater assessment. Each rater performed two analyses with a 7-day interval between them. Both raters were trained to use the software by a member of the CvMob® developer group. The raters' analyses were performed independently and without the knowledge of the gold standard method results.

#### *Statistical Analysis*

Data were tabulated using the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) version 14.0 for Windows. The Bland-Altman method<sup>25</sup> was used to test the angle validity between the instruments, and inter intrarater reliability. Four criteria were established to consider the agreement between variables: (1) The points should remain within the agreement interval, (2) The average of the differences value should be close to zero, (3) Agreement interval should be

around the bias, and this would also vary, depending on the analyzed joint, and (4) Distribution of individuals should be close to the zero and be biased and away from the limits of agreement.

The intraclass correlation coefficient<sup>26</sup> was also used for intra and interrater angles analyses, which in this study has the following interpretation: less than 0.20 was considered poor agreement, 0.21 to 0.40 was acceptable, 0.41 to 0.60 was moderate, 0.61 to 0.80 was good and  $> 0.80$  was very good<sup>10</sup>. The interpretation of the Spearman correlation coefficients were as follows:  $r_s < .4$  (weak correlation magnitude),  $r_s > .4$  to  $r < .5$  (moderate magnitude), and  $r_s > .5$  (strong magnitude)<sup>27</sup>. A 5% margin of error and 95% confidence interval were considered.

## Results

The 75 individual gaits were recorded between January 2015 and February 2015. One of the subjects was excluded for having a sensory disorder. Eighteen subjects were excluded from the angular and linear trajectory analysis by mistake between the two measurement systems in the data taken from the Nexus® and loss of points in the CvMob software. According to inter and intrarater evaluations, 13 subjects were excluded in the angular analysis and 9 individuals in the analysis of the linear trajectory due to the loss of points during the evaluation. Since the comparison of methods is the primary outcome, the demographic data represent the 56 individuals (52.6% men) of the validity test's final sample. The subject's mean weight was  $72.45 \pm 13.95$  kg, the mean age was  $31.50 \pm 8.75$  years old and their average body mass index was  $25.43 \pm 3.63$  kg/cm<sup>2</sup>.

The CvMob demonstrated a strong correlation of the X and Y knee and ankle linear trajectories analysis between the measurement systems (Figures 1, 2, 3 and 4). The CvMob

also demonstrated a strong inter ( $r_s$  mean = 0.99) and intrarater ( $r_s$  mean = 0.99) correlation, which shows that the linear trajectories measured by CvMob are reproducible by different people and by the same person at different times.

The angular analysis results of the two systems, performed by the Bland-Altman method, demonstrated high agreement between the knee flexion (Figure 5) and extension angles, both in balance and in mid-stance, dorsiflexion range of motion, and stride length.

A high level of agreement between the angles was also evidenced in the two analyses of the same examiner and ratings between examiners. Only the assessment of plantar flexion of Rater 2 was considered moderate agreement because, although most of the data were in concordance interval, the distribution was not close to zero and the limits of upper and lower agreement were not near bias.

The intra and inter-rater analysis performed by intraclass correlation coefficient corroborate the Bland-Altman method results. There were only two good measures (ICC = 0.781 and 0.786) in hip flexion angle and dorsiflexion range of motion, and a good measure (ICC = 0.786) was obtained by Examiner 2 for the hip extension angle, while all other variables reached values above 0.80 and 0.90, which means a very good correlation.

## Discussion

The results show that the knee angle and linear trajectory of the x and y axes data measured by CvMob are consistent with the trajectory in the sagittal plane of three-dimensional system measures. Peña and collaborators<sup>23</sup> validated the CvMob by comparing the linear trajectory data of a pendulum movement of the system with a theoretical model, which confirmed the CvMob's measurement accuracy. Despite this validation, there was a

need to test this measurement in a human model valid situation, so the software could be used with confidence in clinics and clinical research.

The stride length had a high agreement between CvMob and the three-dimensional system and high reliability in inter and intra-examiner evaluations. There are other systems that analyze the stride length, which have moderate reliability, such as GaitMat II (ICC = 0.24)<sup>28</sup>, and high reliability, such as GAITRite (ICC = 0.99)<sup>29,19</sup>. These systems analyze the spatiotemporal variables, which are part of the gait parameters. Using CvMob, the evaluator can, in one video, measure angles, linear trajectories, and stride length.

In the reliability analysis of the angular measurements, the best agreement between the systems was observed in the angles of flexion and extension of the knee (swing and support), and dorsiflexion range of motion. Ugbolue et al<sup>28</sup> validated the two-dimensional system based on the augmented video portable system (AVPS) and showed good results in inter and intrarater analyses and also did not find any differences between the AVPS and three-dimensional analysis.

Like AVPS, the GaitGrabber<sup>18</sup> is a reliable system for the spatio-temporal and angular gait data in the sagittal plane, once there were no differences with the three-dimensional system analysis and the majority of ICC values were excellent (ICC > 0.84). The CvMob is simple as these two-dimensional systems, free and does not need to have a connected camera, which enables filming in different environments, such as underwater.

In the current study, both the maximum hip flexion and the maximum extent demonstrated low concordance with the three-dimensional method. The CvMob hip angles analysis were performed based on visual selection of frames in which the absolute angles were calculated. A possible explanation for the lack of agreement in hip angles is the analysis method because the absence of the tracking by the system obligates the evaluator to arbitrarily

choose the frame, which can be a source of errors. Another explanation is the limitation of the bi-dimensional analysis itself because the measurement in one plane may not be very precise due to the lack of information about the rotation movements in other planes<sup>30</sup>. However, when clinicians use the analysis to compare results before and after an intervention, the limitation is the same in both results, so this limitation is not important in this situation.

The plantar flexion range of motion had a low agreement between systems. In Humana system<sup>17</sup> there was also a lack of reliability in the ankle angle, which was justified by the marker placement error. In the GaitGrabber validation study, the ankle angle was the most reliable and the ROMs were defined from the subtraction of movement relative to the neutral position. The anatomic points that composed the ankle angle were the head of the fibula, lateral malleolus, and the head of the fifth metatarsal. Thus, one possible explanation for the lack of agreement may be the marker placement because in the pre-swing phase, the knee flexion may have interfered with the plantar flexion angle. Another possibility is the influence of camera lens deformation. Despite the actions taken to improve the image distortion, the image's peripheral areas still have distortion exactly where the subject's foot is displayed. In plantarflexion movement, the moving point is the foot, so image distortion can interfere in numerical results.

Despite the low agreement among hip angles and plantar flexion, it is important to note that the high reliability in intrarater analysis shows that if the clinician performs the test before or after an intervention is possible to quantify reliably if the treatment was successful or not. Additionally, the clinician can monitor the progress in the presence or absence of an intervention, reporting the worsening of the patient's motor condition and from this variability indicate the severity of disease<sup>4</sup>. The gait assessment should have a good cost-effectiveness ratio, which means that the benefit to testing must be greater than the costs for its realization.

Although the three-dimensional gait analysis is the gold standard for the motion analysis, sometimes it is not economically efficient because the instruments are expensive, the time for the procedure is long, the results are not easy to interpret by the clinician, and the analysis time is long<sup>8</sup>. Thus it is necessary to have a system that is simple to use and low cost but also has a good reliability in generating results.

The CvMob proved to be reliable and valid for kinematic analysis in the sagittal plane of gait. It can be an accessible option and the assessment of human movement in clinical practice could become more objective, reducing the chance of errors during the evaluation and making it independent of the examiner's experience. Future studies could be done to evaluate the validity and reliability of this software in other important planes of gait, like the frontal plane. Disorders in this plane are important to monitor for some orthopedic pathologies.

## Conclusion

From the results of this study, we conclude that the CvMob is a reliable tool for linear motion analysis and spatial measurements, once the measurements had high agreement and strong correlations with the three-dimensional analysis. It is also reliable for angular analysis of the knee, but for the hip and ankle angles caution is needed with the method of analysis as well as the marking of anatomical points, as these can interfere with the final result. The results generated by CvMob can be reproduced more than once, and the system can be used by several evaluators.

## Conflict of Interest statement

All authors declare that there is no financial or personal interest of any nature or kind in any product, service or company that could be influencing the results presented in this manuscript.



## Bibliography

- [1] Nordin M, Frankel V. *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*. 3rd ed. Guanabara Koogan; 2001.
- [2] Tenenbaum S, Coleman SC, Brodsky JW. Improvement in gait following combined ankle and subtalar arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:1863–9. doi:10.2106/JBJS.M.01448.
- [3] Schwenk M, Zieschang T, Englert S, Grewal G, Najafi B, Hauer K. Improvements in gait characteristics after intensive resistance and functional training in people with dementia: a randomised controlled trial. *BMC Geriatr* 2014;14:73. doi:10.1186/1471-2318-14-73.
- [4] Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowicz ME, Peterson AL, Kaliton D, Goldberger AL. Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. *J Appl Physiol* 2000;88:2045–53.
- [5] Stein J, Bishop L, Stein DJ, Wong CK. Gait training with a robotic leg brace after stroke: a randomized controlled pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 2014;93:987–94. doi:10.1097/PHM.0000000000000119.
- [6] Eastlack ME, Arvidson J, Danoff J V, Charles L. Interrater Reliability of Videotaped Observational Gait-Analysis Assessments. *Phys Ther* 1991;71:465–72.
- [7] Lai DTH, Begg RK, Palaniswami M. Computational intelligence in gait research: a perspective on current applications and future challenges. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2009;13:687–702. doi:10.1109/TITB.2009.2022913.
- [8] Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* 2004;37:1869–80. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.047.
- [9] Dollar AM, Herr H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Trans Robot* 2008;24:144–58. doi:10.1109/TRO.2008.915453.
- [10] Viehweger E, Zürcher Pfund L, Hélix M, Rohon M, Jacquemier M, Scavarda D, et al. Influence of clinical and gait analysis experience on reliability of observational gait analysis (Edinburgh Gait Score Reliability). *Ann Phys Rehabil Med* 2010;53:535–46. doi:10.1016/j.rehab.2010.09.002.
- [11] Williams G, Morris ME, Schache A, McCrory P. Observational gait analysis in traumatic brain injury: accuracy of clinical judgment. *Gait Posture* 2009;29:454–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.11.005.

- [12] Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther* 1985;65:1027–33.
- [13] Liu T, Inoue Y, Shibata K, Shiojima K. A Mobile Force Plate and Three-Dimensional Motion Analysis System for Three-Dimensional Gait Assessment. *IEEE Sens J* 2012;12:1461–7. doi:10.1109/JSEN.2011.2173763.
- [14] Castro JLG, Medina-Carnicer R, Galisteo AM. Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. *Gait Posture* 2006;24:126–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.08.001.
- [15] Carse B, Meadows B, Bowers R, Rowe P. Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system. *Physiotherapy* 2013:1–5. doi:10.1016/j.physio.2013.03.001.
- [16] Sandbakk O, Ettema G, Leirdal S, Jakobsen V, Holmberg H-C. Analysis of a sprint ski race and associated laboratory determinants of world-class performance. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:947–57. doi:10.1007/s00421-010-1719-9.
- [17] Nielsen DB, Daugaard M. Comparison of angular measurements by 2D and 3D gait analysis. Jönköping University, 2008.
- [18] Kirkwood RN, Resende RA, Kirkwood SA, Oliveira FCG de, Vallone MLD das C e. Sistema GaitGrabber na captação de dados cinemáticos durante a marcha. *Mot Rev Educ Física* 2012;18:505–14. doi:10.1590/S1980-65742012000300011.
- [19] Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* 2003;17:68–74.
- [20] Ugbohue UC, Papi E, Kaliarntas KT, Kerr A, Earl L, Pomeroy VM, et al. The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait Posture* 2013;38:483–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.018.
- [21] Araújo AGN, Andrade LM, Barros RML de. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry. *Fisioter E Pesqui* 2005;11:3–10.
- [22] Borel S, Schneider P, Newman CJ. Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2011;33:727–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.02.012.
- [23] Peña N, Credidio BC, Corrêa LPNRMS, França LGS, Cunha M do V, Sousa MC de, et al. Instrumento livre para medidas de movimento. *Rev Bras Ensino Física* 2013;35:1–5.
- [24] Nunnally JC. *Psychometric Theory*. 2nd ed. New York: McGraw Hill.; 1978.
- [25] Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986:307–10.

- [26] Shrout PE; Fleiss JL. Intraclass Correlations : Uses in Assessing Rater Reliability 1979:420–8.
- [27] Scattolin FA de A, Diogo MJD, Colombo RCR. Correlação entre instrumentos de qualidade de vida relacionada à saúde e independência funcional em idosos com insuficiência cardíaca. *Cad Saude Publica* 2007;23:2705–15. doi:10.1590/S0102-311X2007001100018.
- [28] Barker S, Craik R, Freedman W, Herrmann N, Hillstrom H. Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system. *Med Eng Phys* 2006;28:460–7. doi:10.1016/j.medengphy.2005.07.017.
- [29] Wong JS, Jasani H, Poon V, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Inter- and intra-rater reliability of the GAITRite system among individuals with sub-acute stroke. *Gait Posture* 2014;40:259–61. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.007.
- [30] Perry J. *Análise da Marcha: Sistemas de análise da marcha*. Manole; 2005.

## Figures

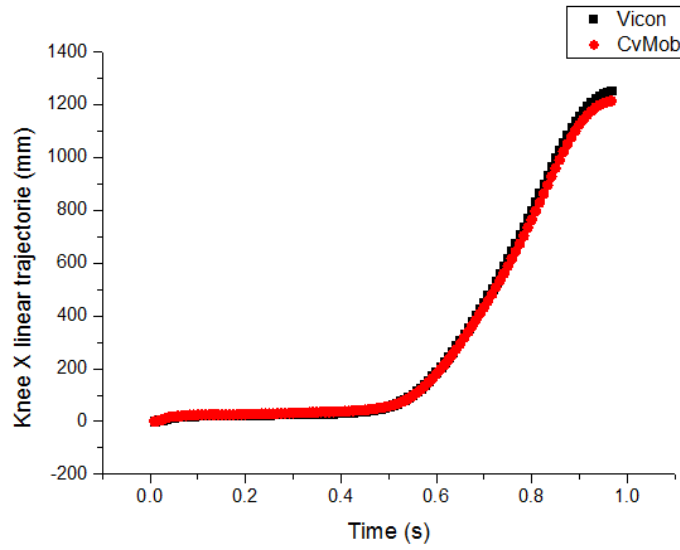


Figure 1: Example of knee X linear trajectory strongest correlation ( $r_s = 0.999$ ) measured by CvMob (in red) and the Vicon (in black).

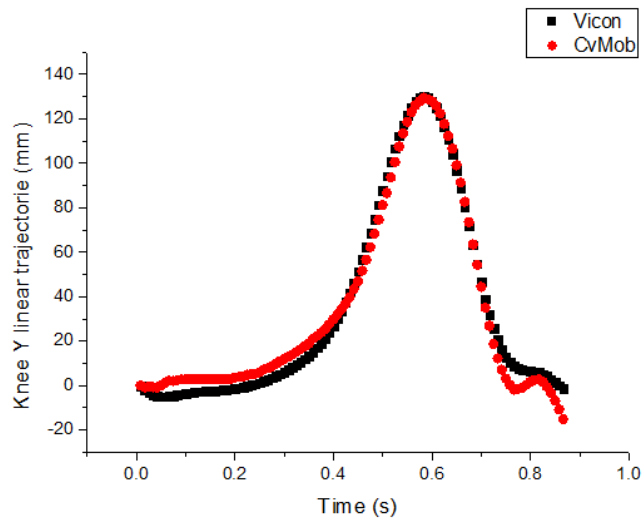


Figure 2: Example of knee Y linear trajectory strongest correlation ( $r_s = 0.986$ ) measured by CvMob (in red) and the Vicon (in black)

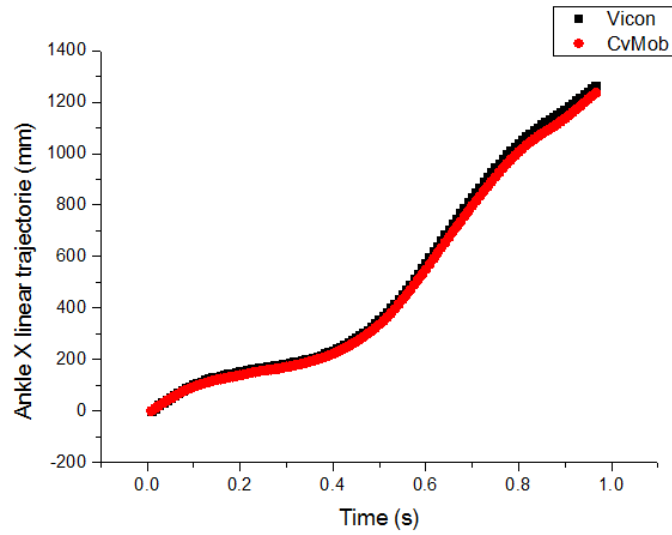


Figure 3:

Example of ankle X linear trajectory strongest correlation ( $r_s = 1.00$ ) measured by CvMob (in red) and the Vicon (in black).

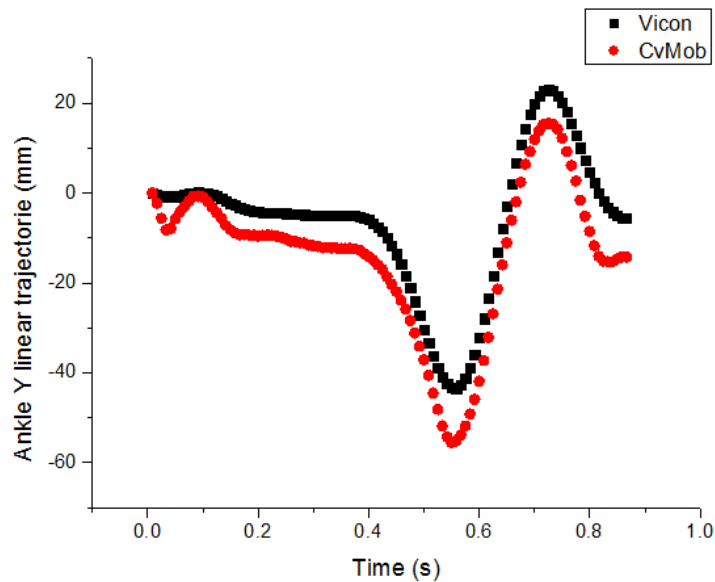


Figure 4: Example of ankle Y linear trajectory strongest correlation ( $r_s = 0.986$ ) measured by CvMob (in red) and the Vicon (in black).

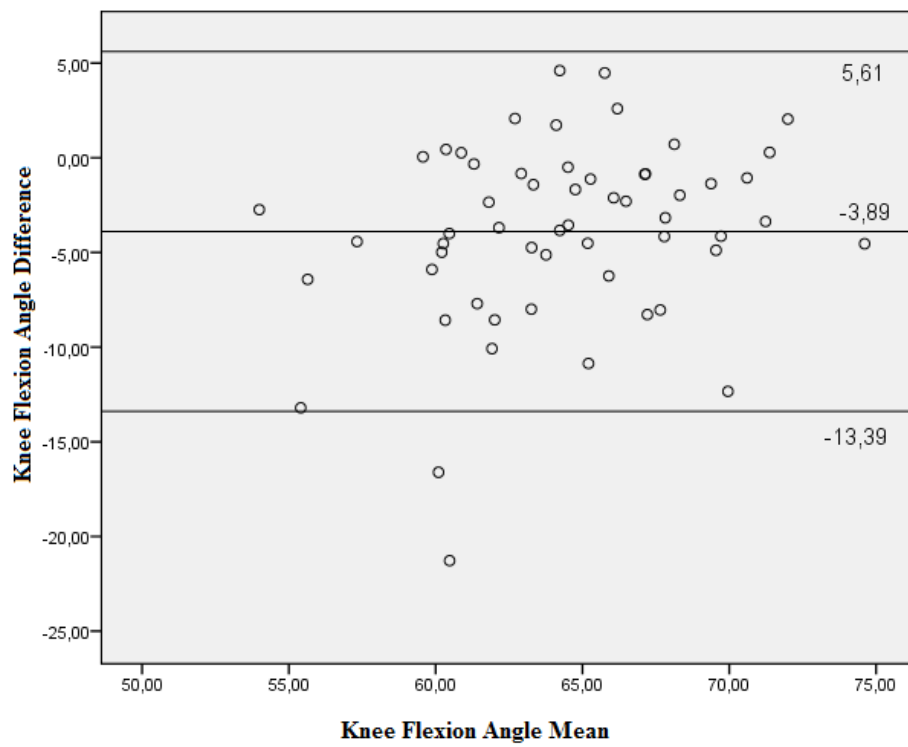


Figure 5: Scatter plot for the difference and average maximum knee flexion angle between the CvMob and Nexus;