



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Escola Superior de Desenho Industrial

Priscilla Streit

**Comparação de parâmetros biomecânicos entre sistemas de captura de
movimentos: avaliação do Microsoft Kinect**

Rio de Janeiro

2013

Priscilla Streit

**Comparação de parâmetros biomecânicos entre sistemas de captura de movimentos:
avaliação do Microsoft Kinect**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Design, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. André Soares Monat

Rio de Janeiro

2013

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CTC/G

S915 Streit, Priscilla.

Comparação de parâmetros biomecânicos entre sistemas de captura de movimentos: avaliação do Microsoft Kinect / Priscilla Streit. - 2013.
140f. : il.

Orientador: Andre Soares Monat.

Dissertação (Mestrado). Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
Escola Superior de Desenho Industrial.

1. Biomecânica - Teses. 2. Ergonomia - Teses. 3. Movimentos - Teses. 4. Vídeo games. I. Monat, André Soares. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Escola Superior de Desenho Industrial. III. Título.

CDU 621.76

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Priscilla Streit

**Comparação de parâmetros biomecânicos entre sistemas de captura de movimentos:
avaliação do Microsoft Kinect**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Design, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovada em 13 de novembro de 2013.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. André Soares Monat (Orientador)

Escola Superior de Desenho Industrial da UERJ

Prof. Dr. Sydney Fernandes de Freitas

Escola Superior de Desenho Industrial da UERJ

Prof. Dr. João Carlos Lutz Barbosa

Universidade Federal Fluminense - UFF

Rio de Janeiro

2013

RESUMO

STREIT, Priscilla. *Comparação de parâmetros biomecânicos entre sistemas de captura de movimentos: avaliação do Microsoft Kinect*. 2013. 140f. Dissertação. (Mestrado em Design) – Escola Superior de Desenho Industrial, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.

O objetivo do presente trabalho foi avaliar comparativamente parâmetros biomecânicos (tanto antropométricos, quanto cinemáticos) de dados obtidos a partir do console Microsoft Kinect (2010). A avaliação destes parâmetros foi realizada para validar seu uso para obter informações complementares à Análise Ergonomica do Trabalho (AET) e em outras pesquisas, cujos objetivos envolvem o diagnóstico de uso de produtos ou ambientes de trabalho a partir das análises posturais e interações da população que o utiliza.

A pesquisa com este console em particular é justificada uma vez que seu lançamento modificou o cenário da biomecânica, já que se trata de um equipamento acessível e portátil. Porém, sua precisão em relação a outros equipamentos ainda está em aberto, sendo inclusive, objeto de estudo de muitas pesquisas em andamento.

Os dados obtidos por meio de sistemas de captura de movimentos tridimensionais permitem a avaliação de produtos, atividades e análises de interações homem-objeto. No campo do Design, é uma importante realização, uma vez que permite que profissionais tenham acesso à ferramenta que, anteriormente, era limitada a nichos especializados.

O console foi comparado com o sistema de captura de movimentos inercial MVN Biomech (XSENS TECHNOLOGIES) e com o tradicional registro por meio de vídeo. Para obter dados do console Kinect, um software disponível no mercado foi selecionado a partir de critérios predefinidos para obter dados cinemáticos do console.

Dois experimentos laboratoriais foram realizados: o primeiro, teve como objetivo obter dados operacionais dos equipamentos e suas limitações de uso; e o segundo foi realizado de forma a obter dados biomecânicos e compará-los a partir de três parâmetros estáticos e um dinâmico. Os parâmetros estáticos envolveram ângulos articulares e segmentares em posturas selecionadas e dimensões segmentares, onde a proposta foi avaliar dados antropométricos e as características do modelo biomecânico referente à manter os corpos rígidos durante a movimentação. O parâmetro dinâmico foi realizado de forma a obter dados de deslocamento global das articulações em movimentações selecionadas.

Para possibilitar esta análise, uma plataforma digital foi desenvolvida, constituindo um campo neutro para o tratamento dos dados. A plataforma mantém os dados originais dos sistemas, permitindo a distinção entre os modelos biomecânicos e a retirada de dados que possam ser comparados.

Os experimentos realizados permitiram avaliar a usabilidade do console, fornecendo diretrizes para seu uso. Para avaliar a utilização do console em ambientes reais de trabalho, foram realizados registros preliminares em laboratórios químicos, os quais se mostraram viáveis se as limitações, semelhantes às de sistemas baseados em tecnologia ótica, sejam consideradas. Futuras análises devem ser conduzidas para validar estatisticamente os resultados obtidos. Porém, considerando o objetivo do trabalho, pode-se concluir que o sistema avaliado é uma alternativa confiável no contexto proposto.

Palavras-chave: Biomecânica. Ergonomia. Sistemas de Captura de Movimentos. MS Kinect

ABSTRACT

STREIT, Priscilla. *Comparison of biomechanical parameters between motion capture systems: Microsoft Kinect evaluation*. 2013. 140f. Dissertação. (Mestrado em Design) – Escola Superior de Desenho Industrial, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.

The aim of the present study was to evaluate biomechanical parameters (both, anthropometric and kinematic) from data acquired through Microsoft Kinect (2010). The validation of its biomechanical characteristics will allow its use in gathering information to complement Ergonomic Work Analysis (EWA) and other user researches that provide product and work environment diagnosis through postural and dynamic assessment.

The use of MS Kinect in this research is justified by the fact that it has changed biomechanical scenario due to the fact that it is an inexpensive and portable alternative to the available motion capture systems available in the market. However, its accuracy has been the subject of many ongoing researches

Data acquired from 3D motion capture systems provide means for evaluating products, activities and human-object interactions. In Design, it's an important achievement, since it allows professionals to use the tool, considering that most motion capture systems available in the market are not accessible.

The Microsoft console was compared to MVN Biomech inertial system (XSENS TECHNOLOGIES) and traditional 2D video data. In order to acquire kinematic data from MS Kinect, a software was chosen, following a few criteria.

Two laboratorial experiments were held, where the first aimed to acquire operational details and limitations from the equipments, as for the second aimed to compare biomechanical data through three static parameters and one dynamic. The static parameters involved joint and segment angles, as well as a segments dimensional comparison, whereas the proposals were to assess anthropometric features and to understand if the biomechanical model considers the segments as rigid bodies. The dynamic comparison was based on joints global displacement in selected movements.

In order to analyze data from different systems, a digital platform based on a game engine was developed, constituting an even ground for evaluation. The platform maintains original data from the biomechanical models and extracts kinematic parameters, which can be compared.

The experiments have provided understanding on the console's operations, providing guidelines for its usage. In order to also evaluate its usage in real work environments, trial recordings were held in chemical laboratories. These trials have shown the alternative to be viable if the limitations, similar to optical systems', are considered. Future analyses should be conducted in order to statistically validate the results. However, given the goals and context of this research, it can be concluded that the evaluated system is a reliable motion capture alternative.

Keywords: Biomechanics. Ergonomics. Motion Capture Systems. MS Kinect

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Definição dos planos ortogonais em relação à postura de referência.....	23
Figura 2 –	Representação dos movimentos articulares dos membros inferiores.....	24
Figura 3 –	Representação da articulação do ombro e seu modelo simplificado em diferentes momentos.....	30
Figura 4 –	Do trabalho “Animal Locomotion”, Plate 65, de Eadweard Muybridge, 1887.....	33
Figura 5 –	Etienne-Jules Marey. Vestimenta preta com marcadores brancos e resultado gerado pela exposição em contraste.....	34
Figura 6 –	Experimento de Inman e Eberhart utilizando luz interrompida para estudo cinemático.....	35
Figura 7 –	Representação do sensor inercial.....	41
Figura 8 –	Simulador virtual de ambientes de trabalho.....	44
Figura 9 –	Trajectoria nos eixos XYZ do cotovelo direito obtidas a partir do sistema ótico OptiTrack e do console Kinect.....	46
Figura 10 –	Configuração do console MS Kinect.....	51
Figura 11 –	Pose T com dimensões dos segmentos corporais e seus pontos anatômicos.....	55
Figura 12 –	Posições adotadas para calibragem do sistema MVN Biomech.....	55
Figura 13 –	Alternativas de posicionamento dos consoles Kinect e suas respectivas áreas de captura.....	57
Figura 14 –	Primeira versão da Plataforma Digital.....	61
Figura 15 –	Gráficos obtidos a partir da primeira versão da plataforma.....	62
Figura 16 –	Hierarquia do modelo biomecânico gerado pelo sistema inercial MVN Biomech.	65
Figura 17 –	Hierarquia do modelo biomecânico gerado pelo sistema iPiSoft/Kinect	66
Figura 18 –	Principais diferenças entre os modelos biomecânicos MVN Biomech e iPiSoft/Kinect.....	68
Figura 19 –	Representação do método de extração da inclinação do tronco.....	73

Figura 20 – Representação do posicionamento dos sistemas óticos.....	80
Figura 21 – Representação das cenas estáticas	83
Figura 22 – Projeção dos modelos biomecânicos no plano sagital.....	105
Figura 23 – Representação dos ângulos articulares extraídos dos modelos 3D.....	109

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Deslocamento do ombro direito durante adução horizontal.....	85
Gráfico 2 –	Deslocamento do ombro esquerdo durante adução horizontal.....	86
Gráfico 3 –	Deslocamento do cotovelo direito durante adução horizontal.....	87
Gráfico 4 –	Deslocamento do cotovelo esquerdo durante adução horizontal.....	88
Gráfico 5 –	Deslocamento do punho direito durante adução horizontal.....	89
Gráfico 6 –	Deslocamento do punho esquerdo durante adução horizontal.....	90
Gráfico 7 –	Deslocamento do ombro direito durante adução.....	91
Gráfico 8 –	Deslocamento do ombro esquerdo durante adução.....	92
Gráfico 9 –	Deslocamento do cotovelo direito durante adução.....	93
Gráfico 10 –	Deslocamento do cotovelo esquerdo durante adução.....	94
Gráfico 11 –	Deslocamento do punho direito durante adução.....	95
Gráfico 12 –	Deslocamento do punho esquerdo durante adução.....	96
Gráfico 13 –	Deslocamento do quadril direito durante flexão.....	97
Gráfico 14 –	Deslocamento do quadril esquerdo durante flexão.....	98
Gráfico 15 –	Deslocamento do joelho direito durante flexão.....	99
Gráfico 16 –	Deslocamento do joelho esquerdo durante flexão.....	100
Gráfico 17 –	Deslocamento do calcanhar direito durante flexão.....	101
Gráfico 18 –	Deslocamento do calcanhar esquerdo durante flexão.....	102
Gráfico 19 –	Representação da comparação do ângulo articular do joelho direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.....	106
Gráfico 20 –	Representação da comparação do ângulo articular do punho direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.....	107
Gráfico 21 –	Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.....	108
Gráfico 22 –	Representação da comparação do ângulo articular do joelho direito.....	111

Gráfico 23 –	Representação da comparação do ângulo articular do joelho esquerdo.....	112
Gráfico 24 –	Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo direito.....	113
Gráfico 25 –	Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo esquerdo...	114
Gráfico 26 –	Representação da comparação do ângulo articular do punho direito.....	115
Gráfico 27 -	Representação da comparação do ângulo articular do punho esquerdo.....	116
Gráfico 28 -	Representação da comparação das inclinações da mão direita.....	117
Gráfico 29 –	Representação da comparação das inclinações da mão esquerda.....	118
Gráfico 30 –	Representação da comparação das inclinações do antebraço direito.....	119
Gráfico 31 –	Representação da comparação das inclinações do antebraço esquerdo.....	120
Gráfico 32 –	Representação da comparação das inclinações do braço direito.....	121
Gráfico 33 –	Representação da comparação das inclinações do braço esquerdo.....	122
Gráfico 34 –	Representação da comparação das inclinações da perna direita.....	123
Gráfico 35 –	Representação da comparação das inclinações do perna esquerda.....	124
Gráfico 36 –	Representação da comparação das inclinações da coxa direita.....	125
Gráfico 37 –	Representação da comparação das inclinações da coxa esquerda.....	126

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Relação das medidas comparadas e definições de extração.....	70
Tabela 2 –	Resultados comparativos de medidas segmentares nas cenas estáticas selecionadas, obtidas pelo sistema inercial MVN Biomech. As medidas segmentares foram retiradas em cm.....	103
Tabela 3 –	Resultados comparativos de medidas segmentares nas cenas estáticas selecionadas, obtidas pelo Kinect através do iPiSoft. As medidas segmentares foram retiradas em cm.....	103
Tabela 4 –	Comparação dimensional segmentar entre os sistemas e as medidas reais do voluntário, onde “MVN” se refere ao sistema inercial; “Kinect” se refere ao console através do iPiSoft; “V1” se refere à variação percentual do sistema inercial em relação às medidas reais; “V2” se refere à variação percentual do MS Kinect através do iPiSoft em relação às medidas reais; “D1” e “D2” se referem às variações absolutas no dimensionamento. Sinais negativos se referem à segmentos menores que as medidas reais.....	104
Tabela 5 –	Comparação de ângulos segmentares utilizando os dados 2D obtidos por meio de registro por vídeo. Os valores estão em graus e apenas as articulações com predominância no plano sagital referentes ao lado direito do corpo foram levantadas.....	106
Tabela 6 –	Ângulos articulares retirados a partir da reconstrução do modelo biomecânico do MS Kinect através do iPiSoft nas 5 cenas estáticas selecionadas.....	110
Tabela 7 –	Ângulos articulares retirados a partir da reconstrução do modelo biomecânico do MVN Biomech nas 5 cenas estáticas selecionadas.....	110
Tabela 8 –	Variação da inclinação do tronco com base na ISO 11266 entre os sistemas 3D nas 4 posturas estáticas selecionadas.....	127
Tabela 9	Vantagens e desvantagens no uso do sistema iPiSoft – Kinect com base nos experimentos realizados.....	131

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	13
1	ERGONOMIA E DESIGN: ASPECTOS INTERDISCIPLINARES EM PROJETO	17
1.1	A Ergonomia no Brasil	17
1.2	Análise Ergonômica do Trabalho	18
1.3	Biomecânica	20
1.3.1	<u>Sistema de referências</u>	22
1.3.2	<u>Antropometria</u>	25
1.3.3	<u>Cinemática</u>	26
1.3.4	<u>Modelos Biomecânicos</u>	29
2	SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTOS	32
2.1	Definição e histórico	32
2.2	Tecnologias	38
2.3	Aplicações em projeto: Modelos Humanos Digitais	43
2.4	Estudos comparativos	44
3	MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1	Os sistemas de captura de movimentos avaliados	49
3.2	Obtenção dos dados	53
3.3	Análise dos dados	60
3.3.1	<u>Plataforma Digital 3D</u>	60
3.3.2	<u>Os modelos biomecânicos</u>	63
3.3.3	<u>Comparação dinâmica</u>	69
3.3.4	<u>Comparações estáticas</u>	69
4	EXPERIMENTOS	75
4.1	Experimento piloto	75
4.1.1	<u>Obtenção dos dados</u>	76
4.1.2	<u>Análise dos dados</u>	77
4.1.3	<u>Resultados</u>	78
4.2	Experimento 2	78
4.2.1	<u>Obtenção dos dados</u>	79
4.2.2	<u>Análise dos dados</u>	82

4.2.3	<u>Resultados</u>	84
5	DISCUSSÃO	128
5.1	Avaliação dos sistemas em ambientes reais de trabalho	129
	CONCLUSÃO	131
	REFERÊNCIAS	133

INTRODUÇÃO

O presente trabalho foi desenvolvido de forma a complementar a metodologia já existente no Laboratório de Ergonomia do Instituto Nacional de Tecnologia. A Análise Ergonômica do Trabalho vem sendo aplicada em ambientes de trabalho do setor de petróleo, gás e energia com o objetivo de reformular laboratórios com base na análise da situação existente. A partir de recomendações ergonômicas, normas técnicas e, principalmente, a participação de todos envolvidos, o projeto dos ambientes é democratizado a partir da ferramenta de simulação digital 3D.

O desenvolvimento da ferramenta de simulação utiliza Modelos Humanos Digitais com base nos dados volumétricos de cada trabalhador - adquiridos por meio de escaneamento 3D a laser, aliados à sua captura de movimentos por meio de sensores inerciais durante as atividades. A utilização dos modelos em questão permite a avaliação das posturas adotadas durante a realização das atividades, assim como a determinação de alcances e a realização estudos de ocupação utilizando o volume e deslocamento da população que efetivamente utiliza os ambientes.

Dessa forma, é possível adequar a configuração dos ambientes de trabalho e projetar produtos e ferramentas que auxiliem a realização das atividades de forma a evitar desconfortos ou doenças ocupacionais e, como consequência, aumentar a produtividade.

Modelar o movimento humano é uma tarefa complexa, não só devido à quantidade de articulações e musculaturas móveis a serem idealizadas, mas principalmente uma vez que cada indivíduo tem movimentos característicos próprios. (HODGINS et al. 1995) A marcha humana é reconhecida como uma forma de identificador biométrico, uma vez que cada uma de nossas dimensões corporais diferem umas das outras e ditam a forma de pela qual nos movemos (CHAMBERLAIN, 2009).

Pessoas estão ao nosso redor. [...] Sua presença e suas ações podem ser reparadas ou ignoradas, apreciadas ou desprezadas, analisadas ou prescritas. A própria ubiquidade das outras pessoas nas nossas vidas é um desafio torturante para o modelador computacional: pessoas são, os objetos de interesse mais comuns e, ao mesmo tempo, os mais complexos estruturalmente. Seus movimentos cotidianos são incrivelmente fluidos, ainda sim, exigentes em tempos de reprodução, com ações conduzidas não apenas pelos aspectos mecânicos dos músculos e ossos, mas também de forma cognitiva através de suas intenções e crenças. Nosso sistema motor consegue nos mover sem nos deixar o fardo, ou o prazer, de sabermos como o fizemos.¹ (BADLER; PHILIPS; WEBER. 1999, tradução do autor)

¹ Texto em língua estrangeira: "People are all around us. [...] Their presence and actions are note dor ignores, enjoyed or disdained, analyzed or prescribed. The very ubiquitousness of other people in our lives poses a tantalizing challenge to the computational modeler: people are a tone the most common object of interest and yet the most structurally complex. Their everyday movements are amazingly fluid yet demanding to reproduce, with actions driven not Just mechanically by muscles and bonés, but also cognitively by beliefs and intentions. Out motor systems manage to learn how to make us move without leaving us the burden or pleasure of knowing how we did it."

Conhecer e avaliar características cinemáticas serve como ferramenta para entender como indivíduos ou populações interagem com o seu ambiente, com os objetos e também avaliar posturas e alcances em ambientes de trabalho. Pode ser feito um paralelo desta ferramenta com a antropometria, que fornece as informações dimensionais destas populações. Estes meios, como métodos de medição biomecânicas, são justificativas para os próprios fins, uma vez que fornecem subsídios para o projeto de novos produtos, situações ou sistemas, cujo o homem e a maneira como trabalha são considerados pontos de partida.

Os dados obtidos a partir de sistemas de captura de movimentos são utilizados em aplicações que permeiam, desde o mercado de entretenimento – em filmes e jogos, à construção de Modelos Humanos Digitais² para aplicação em projetos e pesquisas. Estes, permitem a representação de aspectos humanos, podendo ser utilizados em diversas áreas do conhecimento.

Badler (1997) argumenta que no campo do design e da engenharia, os Modelos Humanos Digitais vem sendo aplicados em avaliações de produtos, veículos, áreas de trabalho, ferramentas e linhas de produção. Outros campos de aplicação são colocados por Yang (2009), e compreendem desde a avaliação de performance em esportes e reabilitação física à utilização em pesquisas militares.

Com o aumento das capacidades dos computadores, a ergonomia assistida por computadores oferece novas possibilidades para integrar o conhecimento convencional em ergonomia e desenvolver novos métodos no processo de design (MA et al. 2011). Para Chaffin (2007), a utilização de simulações computadorizadas do movimento humano permite prever muitos dos adversos estresses musculoesqueléticos no design de futuros ambientes de trabalho. Porém, ainda existe uma grande necessidade de estudar e registrar o que indivíduos podem realizar de forma segura.

Com o foco apenas no aspecto do movimento, a maior parte das empresas que fabricam Modelos Humanos Digitais utilizam cinemática inversa, o que Chaffin et al (1999) argumentam como “não sendo biomecanicamente sofisticado, podendo resultar em posturas errôneas”³. Pode-se observar, dentre as pesquisas em desenvolvimento atualmente⁴, tentativas

² Modelos Humanos Digitais são representações geradas por computador de seres humanos utilizados em projetos auxiliados por computador ou programas similares. (WORLDSTAD, JC. Digital Human Models for Ergonomics. University of Nebraska – Lincoln. 2000, tradução do autor. O texto em língua estrangeira é: “Digital human models in the context of this section are computer-generated representations of human beings used in computer-aided design (CAD) or similar programs”)

³ Texto em língua estrangeira: these IK methods may not be very biomechanically sophisticated, however, and can result in erroneous postures being chosen.

⁴ CMU Graphics Lab Motion Capture Database. Carnegie Mellon University Motion Capture Database. Disponível em[<http://mocap.cs.cmu.edu>].

de criar banco de dados e de previsão de movimento para estas aplicações e outras aplicações. No entanto, ainda não se chegou a uma solução viável e fiel à realidade no sentido de replicar comportamentos individuais em grande escala. Sendo assim, a alternativa é investigar casos específicos, buscando melhorias pontuais.

O sistema de captura de movimentos utilizado para registrar as atividades de trabalho atualmente no Laboratório de Ergonomia (DvDI/INT) é baseado em sensores inerciais e, embora possua alto nível de precisão em relação aos dados capturados, possui algumas limitações, além de ser relativamente caro.

Até o ano de 2010, os sistemas de captura de movimentos existentes no mercado eram limitados à nichos, uma vez que exigiam alto poder aquisitivo. Este panorama foi alterado com o lançamento do console Kinect⁵, da Microsoft. O console, equipado com uma câmera RGB, dois sensores de profundidade e microfones embutidos, introduziu ao mercado um sistema de captura de movimentos acessível, não invasivo e aberto.

Durante o decorrer desta pesquisa, inclusive, o impacto gerado pelo console pode ser observado mediante o número de publicações e pesquisas emergentes buscando validar o equipamento em critérios biomecânicos de precisão e confiabilidade nos dados obtidos⁶.

O objetivo do presente trabalho, portanto, foi avaliar comparativamente parâmetros biomecânicos do console lançado pela Microsoft, visando validar seu uso para obter dados complementares à Análise Ergonômica do Trabalho (AET). O campo de estudo da Biomecânica é proposto neste estudo uma vez que permite a avaliação de parâmetros cinemáticos e antropométricos do movimento humano, permitindo a validação da precisão dos dados obtidos através do sistema.

Foi criada uma plataforma para democratizar as informações obtidas pelos sistemas, constituindo um campo neutro para comparação. Dois experimentos controlados e um estudo de caso foram realizados, onde as limitações e os vantagens do uso do MS Kinect foram levantados. Os resultados obtidos por meio de comparações angulares, segmentares e de deslocamento mostraram que, em termos de precisão, o console é uma alternativa viável como sistema de captura de movimentos, contanto que sua utilização siga certos critérios.

⁵ Microsoft Kinect. Microsoft. 2010.

⁶ BONNECHÈRE B., et al. 2013; MC QUADE, K.J., et al. 2013. ROBINSON, M.; PARKINSON, M.B. 2013; HAN, S.; LEE, S.; ARMSTRONG, T.J. 2013. STEPHANS, A. 2013. FAMAHEY, I. et al. 2013. BUYS, K. et al. 2013. SEUNG-KOOK, J. et al. 2013. YOU, Y. et al. 2013.

Esta dissertação compreende um total de dois capítulos teóricos e três práticos, os quais podem ser observados resumidamente abaixo:

No **capítulo primeiro**, serão abordados conceitos ergonômicos e sua ligação com o Desenho Industrial e a metodologia da Análise Ergonômica do Trabalho. Em seguida, será feito um aprofundamento em Biomecânica no que concernem as ferramentas para avaliar aspectos cinemáticos e antropométricos.

O **capítulo dois** abordará os sistemas de captura de movimentos, onde será feito um breve levantamento histórico até os tempos atuais, expondo os sistemas existentes e estado da arte, assim como aplicações. Também será feito um levantamento relacionado aos comparativos entre sistemas.

O **capítulo três** compreende os métodos utilizados na seção prática da pesquisa. Os sistemas utilizados serão expostos, seguidos pelo seu detalhamento funcional em relação à obtenção, tratamento e análise dos dados.

No **capítulo quatro**, serão expostos os dois experimentos realizados, os dados obtidos e seus respectivos resultados. O primeiro teve como objetivo obter dados funcionais dos sistemas operando em conjunto; enquanto o segundo foi realizado para obter dados cinemáticos e antropométricos válidos para comparação dos parâmetros biomecânicos. Os resultados do primeiro experimento forneceram diretrizes para a realização do segundo experimento, cujos resultados se mostraram positivos dentro do objetivo da pesquisa.

O **capítulo cinco** compreende a discussão gerada a partir da comparação dos dados obtidos pelos sistemas.

Por último, o trabalho será concluído, onde recomendações e limitações serão discutidas, assim como perspectivas de trabalhos futuros.

1 ERGONOMIA E DESIGN: ASPECTOS INTERDISCIPLINARES EM PROJETO

1.1 A Ergonomia no Brasil

Os primeiros registros da ascensão da ergonomia no Brasil datam dos anos 1960, na Escola Politécnica da USP. Na mesma década, também surge o ensino em Desenho Industrial do país, com a criação da Escola de Desenho Industrial (ESDI/UERJ). No Rio de Janeiro, o foco inicial em ergonomia se deu na COPPE/UFRJ, com a vinda de Itiro Iida da USP, em 1970. Após uma experiência bem sucedida de Iida lecionando na ESDI, a ergonomia foi inserida como disciplina nos cursos de Desenho Industrial. Em 1979, durante a discussão de um novo currículo mínimo ocorrida durante o 1º ENDI - Encontro Nacional de Desenho Industrial, no Rio de Janeiro, a disciplina tornou-se obrigatória. Esta obrigatoriedade foi aprovada pelo Conselho Federal de Educação em 1987 (MORAES, SOARES, 1989).

Este breve panorama foi aqui exposto para demonstrar que a chegada da ergonomia, tanto no país, quanto como disciplina obrigatória nos cursos de Desenho Industrial é recente.

Brevemente definindo seus objetivos, de forma a explicitar seu aspecto multidisciplinar, para Grandjean (1998), a ergonomia pode ser definida como “a ciência da configuração das ferramentas, das máquinas e do ambiente de trabalho”, tendo como objetivo a “adequação das condições de trabalho às capacidades e realidades da pessoa que trabalha”. Da mesma forma para Noulain (1992), seu objetivo está em “contribuir para a concepção ou a transformação das situações de trabalho [...], a fim de que o trabalho possa ser realizado respeitando a saúde e segurança dos homens e com o máximo de conforto e eficácia”⁷ Para Iida (1990), compreende o “estudo do relacionamento entre o homem e seu trabalho, equipamento e ambiente e, particularmente, a aplicação dos conceitos de anatomia, fisiologia e psicologia na solução dos problemas surgidos desse relacionamento”. Couto (1995) a coloca como um “conjunto de ciências e tecnologias que procura a adaptação confortável e produtiva entre o ser humano e seu trabalho, basicamente procurando adaptar as condições de trabalho às características do ser humano.”

Pode-se afirmar, portanto, que a ergonomia como agente de concepção, adequação e melhorias das situações de trabalho, engloba diversos campos do conhecimento humano. O

⁷ NOULIN, M. *Ergonomie*. Paris, Techniplus. 1992.

design - assim como a engenharia e arquitetura, é aquele que concretiza, e é de suma importância a consideração dos aspectos humanos neste processo.

Não existe uma categoria profissional capaz de dar uma solução ergonômica completa de maneira que engenheiros, médicos, professores de educação física, arquitetos, psicólogos, nutricionistas, etc. podem ser observados trabalhando em projetos comuns (AÑES, 2000).

Em uma entrevista publicada em fevereiro de 2013 no boletim ABNT⁸, a pesquisadora Maria Cristina Zamberlan, que atua na área há 29 anos, descreveu os papéis da ergonomia, como aquela que

[...] estuda a interface entre as pessoas e os objetos ou artefatos que a cercam, em um determinado contexto. Como os contextos quase sempre são dinâmicos, variáveis, a relação entre as pessoas e esses artefatos também muda [...]. A ergonomia e as ciências que guardam algumas interfaces com ela trabalham com métodos, como a Análise Ergonômica do Trabalho (AET), que propiciam o conhecimento detalhado das atividades que uma pessoa ou um conjunto de pessoas executam em um determinado contexto.

Com base no diagnóstico obtido nesses estudos é possível reprojeter os artefatos com os quais as pessoas interagem e, desse modo, adequar esses artefatos às capacidades e limitações de uma pessoa ou de um conjunto de pessoas que trabalham de modo cooperativo.⁹ (ZAMBERLAN, 2013)

Iida (1990) ressalta que, para entender os aspectos humanos que permeiam a utilização de um objeto, ferramenta ou a própria interação com um ambiente, é necessário entender tanto o funcionamento quanto o dimensionamento do corpo humano. O autor apresenta as principais funções do organismo no que concerne seu aspecto operacional. Nestas, são incluídas as funções neuromusculares, a coluna vertebral, o metabolismo, a visão, a audição e o senso sinestésico. Ora, estes tratam, além da cognição, de aspectos biomecânicos do corpo humano.

1.2 Análise Ergonômica do Trabalho

A Análise Ergonômica do Trabalho (AET) permite compreender situações reais de trabalho e diagnosticá-las com base nas normas vigentes.

A Análise Ergonômica do Trabalho - AET é uma intervenção no ambiente de trabalho, para estudo dos desdobramentos e conseqüências físicas e psicofisiológicas, decorrentes da atividade humana no meio produtivo. Consiste em compreender a situação de trabalho, confrontar com aptidões e limitações e diagnosticar situações críticas. (FERREIRA, RIGHI, 2009)

^{8,9} ZAMBERLAN, M. C. P. L. Atenção aos limites do ser humano. BOLETIM ABNT. Volume 11, nº 126. Fev 2013. p. 6-9

A base da análise do trabalho é colocada por Zamberlan(2013) como consistente em diversos tipos de análises em função dos focos nos movimentos do trabalhador, na sua coleta de informações, nos procedimentos executados no sistema de produção e no seu processo de raciocínio.

O primeiro foco colocado acima diz respeito à todos os aspectos inerentes às movimentações realizadas durante uma atividade. Deslocamentos com ou sem carga, trabalho manual, posturas assumidas e alcances podem ser colocados como alguns dos aspectos relacionados à este foco. (Os aspectos relacionados à elevação de carga não serão contemplados neste trabalho. Porém, é importante ressaltar a sua importância nos riscos ocupacionais).

Toda a movimentação realizada em um ambiente de trabalho está relacionada à disposição das ferramentas, equipamentos e mobiliário utilizados durante a realização da atividade. Ainda mais, o projeto pelo qual estes elementos foram idealizados influem diretamente na maneira como serão utilizadas.

O trabalhador não resolve problemas, ele os constrói. O estudo do comportamento do operador na situação real de trabalho, de modo a compreender como ele constrói o problema, é do tipo empírico e toma como base a Análise Ergonômica do Trabalho (AET) (ZAMBERLAN, 2013)

O ser humano se adapta à situações, independente do esforço não percebido que esta traz consigo. A tarefa prescrita difere da atividade realizada, uma vez que não é possível acessar todas as memórias existentes sobre a realização de uma atividade já intrínseca na rotina. Para ilustrar esta colocação, Eagleman (2012) propõe o seguinte experimento:

Feche os olhos, segure um volante imaginário e passe pelos movimentos de uma troca de pistas. Imagine que está na pista da esquerda e gostaria de passar para a da direita. [...] Estou deduzindo que você segurou o volante reto, depois o girou um pouco para a direita por um momento, depois o endireitou. [...] O movimento de girar o volante um pouco para a direita, depois endireitá-lo, tiraria você da rua. [...] O movimento correto para trocar de pista é girar o volante para a direita, voltar ao centro e continuar a girar o volante só um pouco para a esquerda, e então endireitá-lo. [...] É uma tarefa motora simples que você não tem dificuldade de realizar quando dirige cotidianamente. Mas, quando obrigado a acessá-la conscientemente, você se confunde¹⁰. (EAGLEMAN, 2012)

Tendo isto em vista, a Análise Ergonômica do Trabalho no sentido da movimentação do indivíduo é realizada para diagnosticar situações insatisfatórias e minimizar o risco de doenças ocupacionais a partir das situações reais de trabalho. Situações estas que o

¹⁰ EAGLEMAN, D. *Incógnito: as vidas secretas do cérebro*. Tradução de Ryta Vinagre. Rio de Janeiro: Rocco, 2012.

trabalhador pode nem ter consciência. O levantamento destas é realizado, dentre outros, por meio de observações, análises posturais e fluxos de deslocamento.

Corlett, Madeley e Manenica (1979) datam o início do registro de métodos utilizados em análise postural do século 17. Uma descrição destes métodos pode ser observada em Li et al (1999). Os autores os categorizam em métodos de observação e métodos diretos. A primeira categoria compreende os métodos baseados em anotações (*pen-paper*) e os baseados em registro por vídeo e auxiliados por sistemas computacionais. Já os métodos diretos são aqueles em que a postura é determinada partir de equipamentos manuais ou eletrônicos.

Clark e Corlett (1984) publicaram um manual com recomendações de design para mobiliário e ambientes de trabalho. Neste, posturas e alcances de populações variadas são traduzidos em medidas para a utilização em projeto. Independente do método utilizado, o levantamento de posturas adotadas e aspectos biomecânicos do trabalhador ou aquele que realiza alguma atividade é crucial no projeto de situações de trabalho satisfatórias.

A determinação dos níveis de aceitação de posturas de trabalho é disposta na Norma Internacional ISO 11226¹¹. De acordo com a referida norma, é recomendado que durante a realização de uma atividade de trabalho, o trabalhador possa variar física e mentalmente entre tarefas de curto e longo ciclo de duração. Da mesma forma, todas as possibilidades de realização de uma atividade devem levar em consideração as dimensões corporais da população que realiza estas atividades, assim como a maneira com a qual estas são realizadas.

1.3 Biomecânica

A ciência que lida com posturas e comportamentos do corpo humano no sentido mecânico é a biomecânica. Tichauer (1978) defendeu que o simples estudo de aspectos biomecânicos na concepção de ambientes de trabalho é suficiente para prevenir doenças ocupacionais e acidentes. Neste sentido, o projetista deve levar em consideração tais aspectos, referentes à população que irá utilizar a área de trabalho, ao confeccionar produtos e ambientes.

¹¹ INTERNATIONAL STANDARD ISO 11226:2000. *Ergonomics: Evaluation of static working postures*. 2000.

A ergonomia, como o campo que lida com interações (tanto físicas quanto comportamentais) entre o homem, seu local de trabalho, suas ferramentas e o ambiente de uma maneira geral, é um campo muito amplo. [...] Doenças ocupacionais, acidentes e baixos níveis de produtividade são, muitas vezes, o resultado da negligência inadvertida de simples princípios biomecânicos no projeto de equipamentos do leiaute do local de trabalho¹². (TICHAUER, 1978. Tradução do autor)

A biomecânica utiliza as leis da física e da engenharia para descrever o movimento realizado pelos vários segmentos e as forças agindo nestas partes do corpo durante uma atividade diária normal.

Winter (1979) coloca os papéis da biomecânica do movimento humano como descrever, analisar e avaliar. Também denominada cinesiologia, a ciência é dedicada à ampla área do movimento humano, envolvendo aspectos da psicologia, aprendizado motor e fisiologia do exercício. O que muda entre os casos é tarefa específica realizada e o nível de detalhes requerido a respeito da performance do movimento em questão.

A cinesiologia descreve as leis e o relacionamento quantitativo essencial para o entendimento dos mecanismos envolvidos na performance humana, tanto de indivíduos, quanto de grupos de indivíduos interagindo entre si. (...) Os aspectos biodinâmicos da cinesiologia são explicados através da cinemática, que lida com a geometria e os padrões dos movimentos, sem considerar as forças que o produzem¹³. (WINTER, 1979. Tradução do autor)

Schoenardie (2012) coloca os métodos de medição em biomecânica como divididos em quatro: cinemetria – responsável pela posição e orientação dos segmentos corporais; dinamometria – responsável pela medição de forças e distribuição da pressão, eletromiografia – responsável pelo levantamento de atividades musculares e antropometria – responsável pelos parâmetros para os modelos corporais.

Para os fins deste trabalho, serão considerados apenas os aspectos antropométricos e cinemáticos.

¹² Texto em língua estrangeira: Ergonomics, the discipline dealing with the interaction - physical as well as behavioral - between man, his workplace, his tools, and the general environment, is a very broad field. [...] occupational disease, accidents, and low levels of productivity are more often than not the result of inadvertent neglect of simple biomechanical principles in the design of equipment of workplace layout.

¹³ Texto em língua estrangeira: "Kinesiology describes the laws and quantitative relationship essential for the understanding of the mechanisms involved in human performance, either of individuals or groups of individuals interacting with one another. [...] the biodynamic aspects of kinesiology are explained through kinematics, which is concerned with the geometry and patterns of movement, but not with causative forces producing motion."

1.3.1 Sistema de referências

A definição de qualquer sistema depende de referências. Em antropometria, por exemplo, medidas lineares são extraídas a partir das definições de marcas anatômicas em relação a uma postura de referência e um sistema de planos determinados a partir de um eixo de coordenadas. Estas referências também são necessárias para descrever o movimento humano. Neste trabalho, estas serão expostas, uma vez que serão utilizadas para definir planos, eixos e estruturas corpóreas.

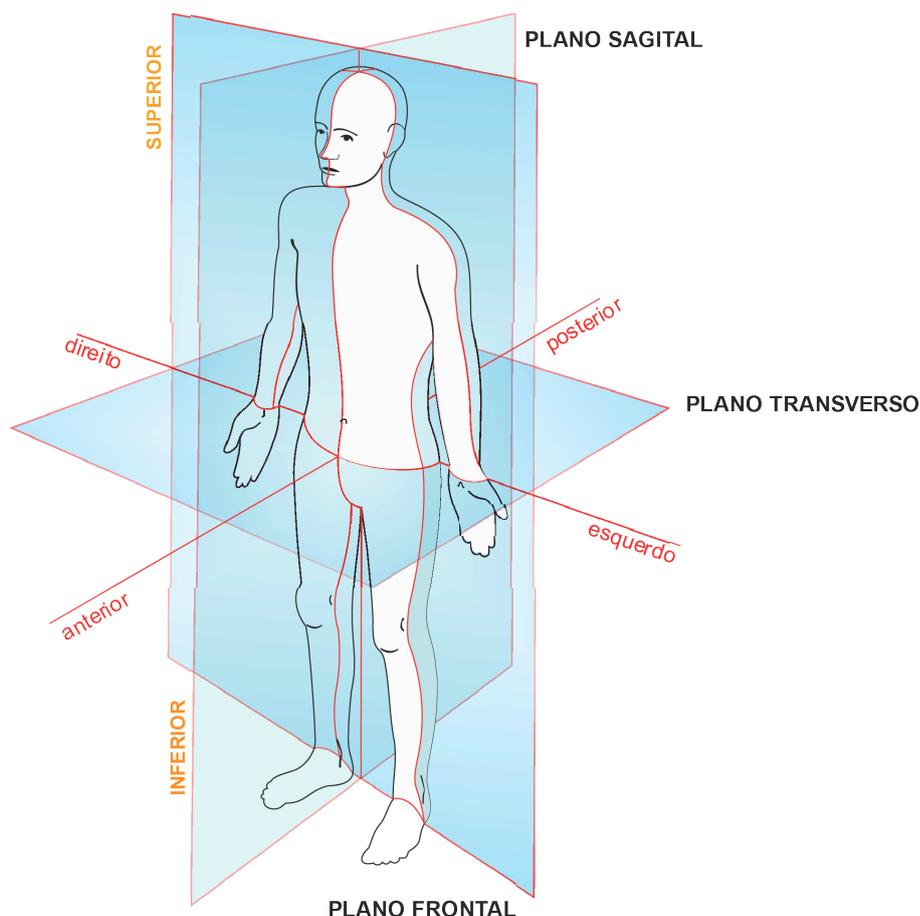
Como padrão, as referências utilizadas em biomecânica são definidas com base na anatomia humana. Os termos anatômicos que descrevem as relações entre as diferentes partes do corpo são baseados na posição anatômica. Esta posição é utilizada como uma posição de referência, da qual são derivados os planos anatômicos e os termos utilizados para descrever uma movimentação ou determinar a posição de um segmento no espaço. A posição em questão é determinada pelo corpo ereto (de pé), com os membros superiores estendidos ao longo do tronco, as palmas das mãos voltadas para a frente, pés e cabeça orientados para a frente (DANGELO; FATTINI, 2007; DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2010). A partir desta postura de referência, os planos e eixos são definidos onde:

O plano coronal (ou frontal) é definido como o plano vertical que divide o corpo nas seções anterior e posterior; o plano sagital é o plano vertical que divide o corpo nas seções laterais direita e esquerda e sagital mediano é aquele que passa pelo centro do corpo; e o plano transversal (ou horizontal) divide o corpo nas seções superior e inferior (Figura 1).

A partir do centro do corpo definido a partir dos planos anatômicos, ou seja, a interseção entre os planos, seis termos são utilizados para descrever a direção:

“Anterior” e “posterior” descrevem a localização em relação à “frente” e “atrás”, “medial” e “lateral” descrevem a posição em relação ao plano sagital, onde “mediais” são as estruturas que se aproximam do plano sagital mediano e “laterais” se afastam; “superior” e “inferior” descrevem as estruturas que em relação ao eixo vertical; e os termos “proximal” e “distal” se referem à pontos mais próximos ou distantes da origem de uma estrutura.

Figura 1 - Definição dos planos ortogonais em relação à postura de referência



FONTE: Adaptado de WHITTLE, 2007, f. 9.

A definição de movimentações articulares também é realizada com referencia nos planos anatômicos (Figura 2):

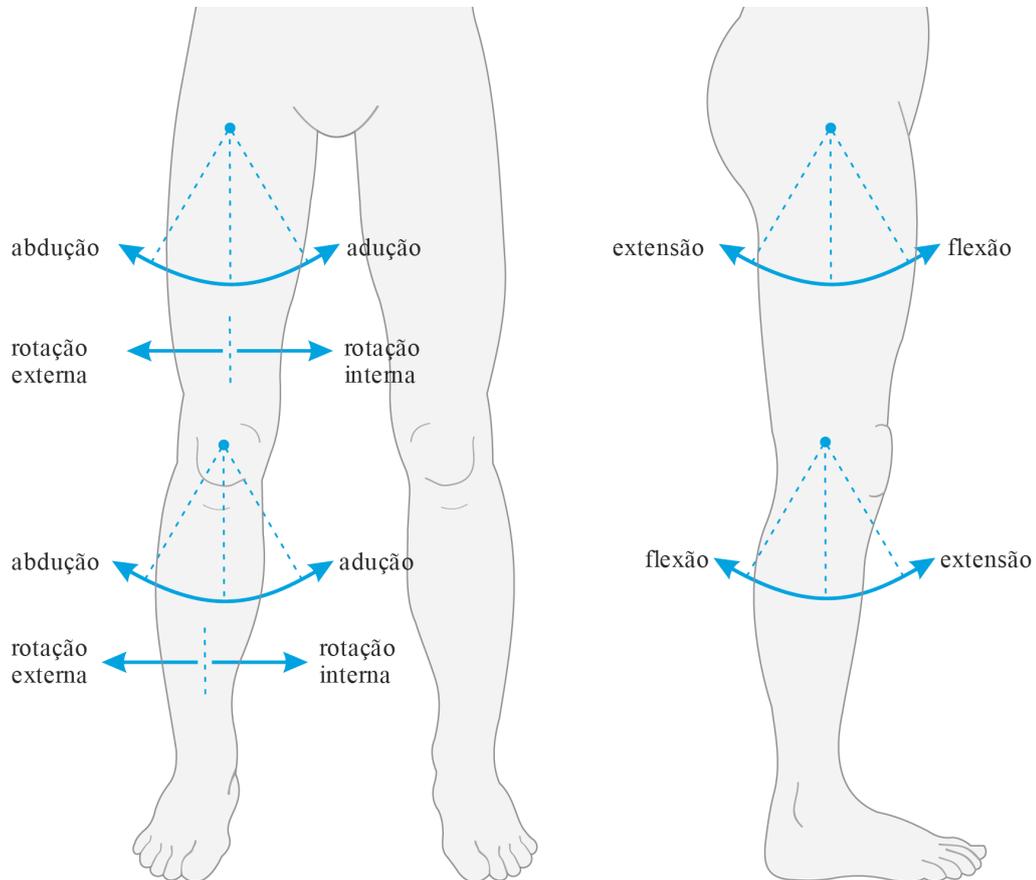
Os movimentos angulares ocorrem quando há variação entre o segmento que se desloca e aquele que permanece fixo (DANGELO, FATTINI, 2007). Quando ocorre a diminuição deste ângulo, o movimento é considerado como flexão e, quando ocorre o aumento, denomina-se extensão. Quando realizados no plano sagital, a flexão corresponde à aproximação e a extensão corresponde ao afastamento do segmento em relação ao plano coronal; Os movimentos de flexão lateral direita e esquerda ocorrem no plano frontal;

Os movimentos de abdução e adução ocorrem quando o segmento é deslocado em direção ao plano mediano ou em direção oposta. Quando realizados no plano coronal ou transversal, fazem correspondência à aproximação (adução) e ao afastamento (abdução) do plano sagital;

Rotação é o movimento onde o segmento gira em torno de um eixo longitudinal. Os movimentos de rotação interna (medial), ou externa (lateral) ocorrem no plano transversal em

relação ao plano sagital, onde a rotação interna ocorre em direção ao plano sagital mediano e a externa em direção oposta.

Figura 2 – Representação dos movimentos articulares dos membros inferiores



FONTE: Adaptado de WHITTLE, 2007, f. 11.

Os movimentos de desvio radial e ulnar ocorrem no plano frontal em relação ao plano sagital, onde o desvio radial ocorre quando a articulação do punho se inclina em relação ao rádio e o desvio ulnar ocorre quando a articulação do punho se inclina em relação à ulna;

Os movimentos de pronação e supinação ocorrem no plano transversal e dizem respeito à rotação medial (pronação) e lateral (supinação) do antebraço.

Estas nomenclaturas são de importante conhecimento, uma vez que as definições de ângulos de conforto ou níveis de aceitação postural em diferentes métodos são mensurados com base nelas.

1.3.2 Antropometria

A antropometria trata das medidas do corpo humano, particularmente as medidas do tamanho e forma (PHEASANT apud AÑES, 2000). Iida (1990) coloca que a importância de estudos antropométricos cresceu, desde os anos 1940, à medida em que começou a haver a necessidade de medidas antropométricas mais detalhadas e confiáveis, tanto para adequar projetos à produções em massa, quanto para adequar postos de trabalho à populações específicas, etc. Este crescimento foi inicialmente provocado pelas necessidades da produção em massa, onde a variação de alguns centímetros em um projeto de um carro, por exemplo, poderia provocar um aumento considerável nos custos de produção.

A dimensão mais básica do corpo humano é o comprimento dos segmentos intra-articulares. Estes podem variar de acordo com a constituição física do corpo, idade, sexo e origem racial (WINTER, 1979).

Os métodos utilizados na antropometria tradicional são baseados em uma série de medidas que correspondem à distâncias lineares entre pontos anatômicos e valores de circunferências em locais previamente definidos. Porém, estas medidas fornecem informações limitadas a respeito da forma humana. Avanços na tecnologia de digitalização de superfícies levaram ao surgimento da antropometria superficial 3D, onde scanners de corpo inteiro são utilizados para gerar modelos humanos detalhados em alguns segundos (AZOUZ; SHU, C; MANTEL, 2006).

Novas ferramentas advindas de avanços tecnológicos permitem conhecer e analisar o volume humano de forma antes não possível através da antropometria tradicional.

A utilização do console MS Kinect neste contexto também tem sido estudada devido à possibilidade de capturar nuvem de pontos a partir dos sensores de profundidade. Esta abordagem elimina a necessidade de contato físico do pesquisador¹⁴ com o sujeito e torna o processo mais ágil. Robinson e Parkinson (2013) publicaram uma metodologia para extração de medidas antropométricas a partir do Kinect. Em seu estudo, pode ser observado que a precisão do console em termos de obtenção de estatura e dimensões de outros segmentos corpóreos foi aceitável. Da mesma forma, foi concluído que a utilização de mais de um

¹⁴ Embora a eliminação de contato físico do pesquisador com o sujeito seja desejável, pesquisas antropométricas populacionais significativas não devem ser baseadas em medidas extraídas automaticamente. Para obter medidas confiáveis passíveis de serem utilizadas em antropometria, a utilização de marcas anatômicas ainda é um método necessário, uma vez que sistemas que realizam extração automática de medidas são baseados em suposições da localização de marcas anatômicas. O estado da técnica ainda não permite que o viés do especialista seja eliminado do processo. (ROBINETTE; A.M.; ZEHNER, G. F.; 2004)

console pode aumentar a confiabilidade do sistema. Embora o estudo ainda necessite de dados quantitativos mais expressivos para uma validação estatística, são resultados que demonstram o potencial da ferramenta.

Analisar a variabilidade volumétrica humana é importante para a engenharia de sistemas humanos e para aplicações de animação, cuja sintetização de humanos virtuais realísticos é necessária para recriar atividades sociais humanas em contextos históricos e culturais. Caracterizar e entender a variação da forma humana é essencial para um melhor design ergonômico de qualquer produto com o qual as pessoas interagem, como roupas, automóveis e estações de trabalho. Recentemente, pesquisadores na comunidade de animação computadorizada tem percebido a importância na geração de atores realísticos, o que é feito a partir da captura de movimentos (AZOUZ et al, 2004; XIN, 2007).

Para Iida (1990), “o dimensionamento do posto de trabalho está intimamente relacionado com a postura e nenhum deles pode ser considerado separadamente do outro”¹⁵.

Portanto, não é possível dissociar a antropometria da cinemática, uma vez que as características do movimento de cada pessoa dependem diretamente de como seus segmentos, articulações e volume são configurados. Esta afirmação é justificada por Chamberlain (2009), que argumenta que “não existem pessoas com todas as suas dimensões estabelecidas em médias, todos somos diferentes de algum modo. À medida em que cada uma de nossas dimensões dita a forma na qual nos movemos, temos diferentes formas de andar.”¹⁶ O autor também coloca que muitas dimensões podem ser coletadas a partir da análise da marcha.

Inclusive, a própria forma volumétrica é um dos fatores que alteram a maneira como alguém se locomove.

1.3.3 Cinemática

Elementos cinemáticos são colocados por Tichauer (1978) como ponto de partida da manobra cinesiologica. Os elementos consistem em ossos, fibras e estruturas de ligamentos pertencentes a uma articulação enquanto ativos no contexto da geometria do movimento. Para exemplificar a atividade relativa aos elementos cinemáticos, é colocado pelo autor o exemplo

¹⁵ IIDA, I. *Ergonomia: Projeto e produção*. São Paulo, Edgard Blücher, 1990.

¹⁶ Tradução do autor. Texto em língua estrangeira: “[...]there are no people with average measurements for all of their dimensions; we are all different in some way. As each of our dimensions dictate what our gait will be, we will all have slightly different gait.”

de uma flexão de antebraço, da qual fazem parte o úmero, a ulna, a articulação úmero-ulnar e os ligamentos associados. Músculos e forças agindo sobre os elementos em questão são desconsiderados.

O esqueleto humano é formado ossos conectados uns aos outros por meio de articulações. As articulações estão localizadas nas extremidades dos ossos e são necessárias para permitir a movimentação entre os segmentos corporais. Seu papel no sistema músculoesquelético é tão importante que são frequentemente referidos como as “unidades funcionais” do sistema (KROMER et al apud MACIEL 1990; ROSSE; CLAWSON, 1980).

Dentre as articulações moveis, sua capacidade de movimentação é quantificada em *graus de liberdade*¹⁷. “O número de graus de liberdade de um sistema é igual ao número de parâmetros independentes necessários para definir sua posição no espaço em um momento dado de tempo”¹⁸ (MARGHITU, 2005). Cada grau de liberdade é relacionado a um dos movimentos de translação e rotação, totalizando um máximo de 6 graus para cada articulação. Logo, quanto maior o grau de liberdade, maior a variedade de movimentos que pode ser produzido.

As articulações mais comumente encontradas no estudo do movimento humano são classificadas como sinoviais. Uma das formas de classificação destas articulações é relacionada justamente à sua funcionalidade de movimento (graus de liberdade) (DANGELO; FATTINI, 2007; MACIEL, 2001):

- Uniaxiais: divididas em duas categorias, possuem apenas um grau de liberdade. As Trocleartroses – ou dobradiça – se referem às articulações que permitem a rotação em torno de um eixo perpendicular ao comprimento dos ossos envolvidos, como é o caso da articulação do cotovelo (úmero-ulnar). As articulações Trocóides – ou pivô – apresentam movimentos angulares em torno do eixo dado pelo comprimento de um osso, como é o caso da articulação presente no antebraço (rádio-ulnar);
- Biaxiais: divididas em três categorias, possuem dois graus de liberdade. Se referem às Condilartroses, exemplificada pela articulação presente no joelho (fêmur-tibial), nas quais duas superfícies paralelas e arredondadas se articulam com superfícies planas. Elipsóides, onde dois ossos com extremidades ovaladas se articulam, como o punho

¹⁷ Graus de liberdade é a tradução de Degrees of Freedom, ou simplesmente DoF.

¹⁸ Tradução do autor. Texto em língua estrangeira: “The number of degrees of freedom (DOF) of a system is equal to the number of independent parameters (measurements) that are needed to uniquely define its position in space at any instant of time.” (MARGHITU D. Kinematic Chains and Machine Components Design. Elsevier Academic Press. 2005. p.51)

(rádio-cárpica) e Sela, que se diferencia das elipsoidais em função das articulações possuírem dupla curvatura. Quando unidas, a curvatura convexa de uma se encaixa na côncava da outra, como por exemplo, a articulação do polegar (carpo-metacarpiano);

- Poliaxiais: com três graus de liberdade, consistem em uma extremidade esférica em um dos ossos e um encaixe côncavo no outro, permitindo amplitude no movimento (flexão/extensão, abdução/adução, rotação e circundação). O alcance do movimento é determinado pela profundidade do encaixe côncavo. Quanto mais profundo, como é o caso do quadril, maior a estabilidade da articulação e menor o alcance do movimento; enquanto a articulação do ombro é menos profunda, permitindo uma maior variedade de movimentos.

Os ossos do corpo humano tem, dentre suas funções, dar suporte ao corpo, proteger os órgãos vitais, estruturar alavancas para produzir movimento, etc. Classificados por sua forma, os ossos podem ser tubulares (como o úmero e o fêmur), cubóides (como os ossos do carpo e do tarso), planos (como os ossos do crânio), irregulares (como os ossos da face) ou sesamoides (que se desenvolvem nos tendões). Se tratam de tecidos vivos que, ao longo da vida de um ser humano, se modificam por diversos motivos (DRAKE, 2010).

Embora não os sejam, na maioria dos estudos cinemáticos, os ossos são vistos como abstrações matemáticas em forma de estruturas (ou corpos) rígidas¹⁹ (ZATSIORSKY, 1998). Esta abordagem reduz a complexidade dos cálculos dos movimentos de cada segmento, reduzindo o movimento a dois componentes mutuamente independentes de movimento: translação do centro de massa e rotação do segmento em relação do centro de massa. Sendo assim, permite que os parâmetros cinemáticos sejam calculados, uma vez que corpos rígidos contem dimensões fixas (KWON, 2008).

Dentre os parâmetros cinemáticos, estão: posição, deslocamentos angulares e lineares, velocidades e aceleração, onde os dados de deslocamento podem ser levantados a partir de qualquer marca anatômica aliada a um intervalo de tempo – centro de gravidade de segmentos corporais, centros de rotação, extremos segmentares, etc. (WINTER, 1979).

A posição de um corpo é o parâmetro determinante dos seguintes. Ela é definida por Zatsiorsky (1998) a partir da sua localização, orientação e configuração articular.

¹⁹ Um corpo é considerado rígido ou sólido se a distancia entre quaisquer dois pontos intrínsecos a este corpo não se alterarem. (Zatsiorsky, V. M. *Kinematics of Human Motion*. Vladimir M. Zatsiorsky. 1998)

A localização de um corpo no espaço depende da definição de um sistema de coordenadas global. Este, é definido a partir da Regra da Mão Direita²⁰, onde o sistema é fixado no chão, de forma que o eixo X positivo é orientado horizontalmente para frente, definido com base no sentido da movimentação; o eixo Y positivo é vertical e para cima e o eixo Z é horizontal à esquerda, referindo-se à lateralidade do corpo. Embora existam outros, este método de definição do sistema de coordenadas global é convencionalmente utilizado na maioria dos estudos cinemáticos, tendo como fundamento as recomendações de padronização publicados pela Sociedade Internacional de Biomecânica²¹.

Este padrão foi desenvolvido com o objetivo de unificar os resultados obtidos no estudo cinemático, possibilitando sua comparação com diferentes trabalhos e entendimento de uma maneira geral.

A orientação de um corpo diz respeito ao sistema de coordenadas local. Este sistema de referências é definido com base no sistema de orientação global e o corpo em posição anatômica.

A regra da mão direita também se aplica na descrição da orientação dos segmentos. O sistema de orientação é posicionado no centro de massa dos segmentos de forma que o X positivo se refere ao eixo anterior, Y positivo se refere ao eixo proximal e Z se refere ao eixo lateral.

1.3.4 Modelos Biomecânicos

No aspecto amplo, modelos são representações simplificadas de sistemas complexos. No caso de modelos biomecânicos, estes podem ser divididos em diversas classificações, dentre elas estáticos ou dinâmicos, diferentes segmentações do corpo, modelos de força, modelos circulatórios, musculares, etc.

Silva (1999) expõe a complexidade de representar todos os aspectos que influenciam o movimento do corpo humano. “A estrutura do corpo é composta por 206 ossos, que correspondem à corpos rígidos e flexíveis, centenas de músculos, tecidos com diferentes graus

²⁰ A Regra da Mão Direita, ou Regra de Fleming, determinam as direções relativas de orientação de produtos cruzados de vetores. As três direções são representadas pelo polegar, pelo indicador e pelo dedo médio, mantidos em ângulos retos uns em relação aos outros. (REGRAS DE FLEMING. In Infopédia. Porto: Porto Editora, 2003-2013. Disponível em <[http://www.infopedia.pt/\\$regras-de-fleming](http://www.infopedia.pt/$regras-de-fleming)>)

²¹ International Society of Biomechanics (ISB). WU, G.; CAVANAGH, P.R. *ISB Recommendations for Standardization in the Reporting of Kinematic Data*. Journal of Biomechanics. Vol. 28. No. 10. PP. 1257-1261. Copyright Elsevier Science Ltd. 1995.

de elasticidade, articulações com inúmeros graus de liberdade, líquidos e muitas outras características.”²²

Acrescentando ao argumento de Silva, as articulações moveis do corpo humano também podem ter diferentes formas e tipos de encaixe e, nem sempre representam movimentações geométricas simples (Figura 3). A função da articulação pode variar de acordo com a sua localização ou a da própria fisiologia. Porém, em termos de cinemática, a função da articulação é remetida de acordo com seus graus de liberdade (SILVA, 1999; YANG, 2008).

Figura 3 – Representação da articulação do ombro e seu modelo simplificado em diferentes momentos.



FONTE: Visible Body, Skeleton Premium 2, 2012.

Modelos cinemáticos do corpo humano são aqueles que representam sua mobilidade, negligenciando todos os aspectos se não parâmetros de posição e orientação dos segmentos e articulações (WELTER; HOUNSELL, 2004; ZATSIORSKY, 1998). Zatsiorsky (1998) os classifica em esqueléticos (ou antropomórficos) e funcionais:

Os modelos biomecânicos esqueléticos são representados por uma seqüência de corpos rígidos conectados por articulações. A complexidade de cada articulação é considerada no processo de modelagem, visando a simulação fiel do movimento. Estes modelos podem ser rebuscados em termos de visualização, se assemelhando à configuração do esqueleto humano, como também pode ser representados por meio de segmentos de linhas e nós.

Já os modelos funcionais são representados apenas por arcos e segmentos de linhas, onde os corpos rígidos são representados pelas linhas e as articulações por arcos conectando

²² SILVA, F.W.; VELHO, L. *Um sistema de animação baseado em movimento capturado*. In Proceedings of XXV Latin American Conference on Computer Science - CLEI'99 – UNESCO. 1999

as linhas. Esta representação é utilizada em estruturas de dados binários, uma vez que os arcos que representam as articulações conectam dois segmentos.

O método mais comum de representação de modelos cinemáticos em sistemas computadorizados se dá a partir de hierarquia. Esta representação permite que corpos rígidos funcionem de forma dependente de outros corpos rígidos. Dessa maneira, elementos cinemáticos são definidos em função daqueles que estão no topo da hierarquia (WEBER; PHILIPS; BADLER, 1993; MACIEL, 2001). Para exemplificar, em um modelo que tenha a origem determinada no quadril, membros superiores e inferiores, tronco, pescoço e cabeça serão originados a partir deste osso. O quadril, no caso, será o osso determinante da coxa direita que, por sua vez, será determinante da perna direita que, por sua vez será determinante do calcanhar e assim por diante. O mesmo ocorre com as outras cadeias cinemáticas²³. Em outras palavras, osso com a mais alta hierarquia irá determinar o deslocamento do sistema completo.

Nesta representação, são determinadas às articulações seus graus de liberdade, que agirão como balizadores das movimentações possíveis de um corpo rígido nos planos anatômicos. Exemplificando com o caso da articulação do joelho, apenas o deslocamento no eixo longitudinal será determinado por esta articulação, uma vez que possui apenas este grau de liberdade. Enquanto sua inclinação será determinada pelo deslocamento latitudinal do osso que possui este grau de liberdade em posicionamento hierárquico acima, no caso, o quadril.

²³ Uma cadeia cinemática pode ser definida como uma configuração de séries de ligações segmentares do corpo humano.

2 SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTOS

2.1 Definição e Histórico

A captura de movimentos é o processo de coletar dados cinemáticos do objeto de estudo a partir da sua movimentação. Dentre a gama de ferramentas e técnicas disponíveis, é possível encontrar sistemas que registram dados em duas e três dimensões a partir de métodos descritivos, equipamentos mecânicos, eletrônicos, imagens ou dados coletados a partir de sensores. Silva (1998) define que a captura de movimentos consiste em “registrar, através de um processo de amostragem, a posição e orientação das articulações de um ator ao longo do tempo.”²⁴

A história dos sistemas de captura de movimentos como são conhecidos hoje, se merge também com a história da biomecânica, da fotografia e do cinema. Para levantar o histórico a respeito do exponencial desenvolvimento tecnológico dos sistemas de captura de movimentos durante as últimas décadas, é necessário entender sua proveniência. Diversas áreas do conhecimento contribuíram no desenvolvimento dos primeiros métodos e técnicas de descrição e análise do movimento humano.

Toda a literatura encontrada a respeito da história dos sistemas de captura de movimentos denota Aristóteles (384-322 A.C.) como o precursor da biomecânica. Interessado em anatomia e estrutura de seres vivos, em seu livro “De Motu Animalium”²⁵, ele descreve animais a partir de sistemas mecânicos. Leonardo Da Vinci (1452-1519) também contribuiu ao descrever os movimentos humanos a partir de uma perspectiva puramente mecânica. Outra referência de importante cunho foi Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) que, ao seguir os passos de Galileo Galilei (1564-1642), escreveu o trabalho de sua vida, também intitulado “De Motu Animalium”, no qual analisa a ação muscular, e movimentos segmentares de homens e animais (SCHEPERS, 2009; MEDVED, 2001; ROETENBERG, 2006).

Os irmãos Weber²⁶ foram um dos primeiros a reportar quantitativamente parâmetros espaciais e temporais sobre a marcha humana, em 1836 (WHITTLE, 2007). O grande marco na história dos sistemas de captura de movimentos data da mesma época, no final do século

²⁴ Silva FW, Velho L. Um sistema de animação baseado em movimento capturado. 1998

²⁵ De Motu Animalium, O movimento dos animais. SCHEPERS, 2009.

²⁶ Wilhem Weber (1804-1891) e Eduard Weber (1806-1871)

19, quando o fotógrafo inglês Eadweard Muybridge (1830 – 1930) dá início à estudos fotográficos descritivos sobre o movimento humano e animal. Muybridge desenvolveu o que pode ser considerado o primeiro projetor de filmes, chamado zoopraxinoscópio. Utilizando múltiplas câmeras, registrou ensaios sobre a cinemática, os quais “Locomoção Animal”²⁷ é considerado por Clegg (2007)²⁸ como sua grande obra-prima (Figura 4). Medved (2001)²⁹ também aclama que o trabalho de Muybridge contribuiu para uma nova linguagem científica no campo da cinemática.

Figura 4 – Do trabalho “Animal Locomotion”, Plate 65, de Eadweard Muybridge, 1887.



FONTE: Copyright 1888 by Eadweard Muybridge. Disponível em <http://www.muybridge.org/> (Acesso em 27 fev. 13)

Esta técnica baseada em fotogrametria foi utilizada de forma científica pela primeira vez pelo fisiologista francês Etienne-Jules Marey (1830 – 1904). Inspirado por Muybridge, Marey buscou alternativas para a limitação encontrada na época - justamente a respeito do registro de movimentos rápidos, uma vez que as placas de vidro não poderiam ser trocadas de

²⁷ “*Animal Locomotion, an electro-photographic investigation of consecutive phases of animal movements. 1872 – 1885.*” University of Pennsylvania. Philadelphia. 1887

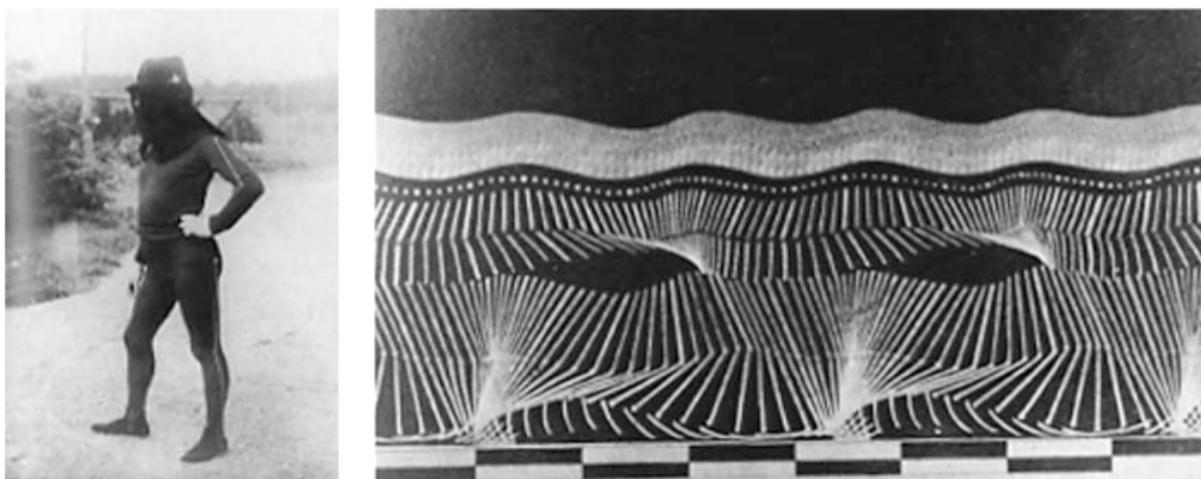
²⁸ CLEGG, B.. *The man Who stopped time: the illuminating story of Eadweard Muybridge: father of motion Picture, Pioneer of photography, murderer.* Joseph Henry Press; 2007.

²⁹ MEDVED, V. *Measurement of human locomotion.* CRC Press. 2001.

maneira ágil. As soluções encontradas por Marey foram múltipla exposição, onde a mesma placa de vidro registrava todos os movimentos, e o desenvolvimento de uma arma capaz de registrar 12 fotos por segundo (THE BILL DOUGLAS, 2002).

Arruda (2010) descreve outra contribuição desenvolvida por Marey, em 1884, que consistia em uma vestimenta preta colada ao corpo com marcadores brancos, a qual, quando registrada, permitia a análise do movimento a partir dos segmentos a partir do contraste gerado (Figura 5).

Figura 5 – Etienne-Jules Marey. Vestimenta preta com marcadores brancos e resultado gerado pela exposição em contraste



FONTE: Moving Pictures. Disponível em <http://www.theslideprojector.com/> (Acesso em 27 fev. 2013)

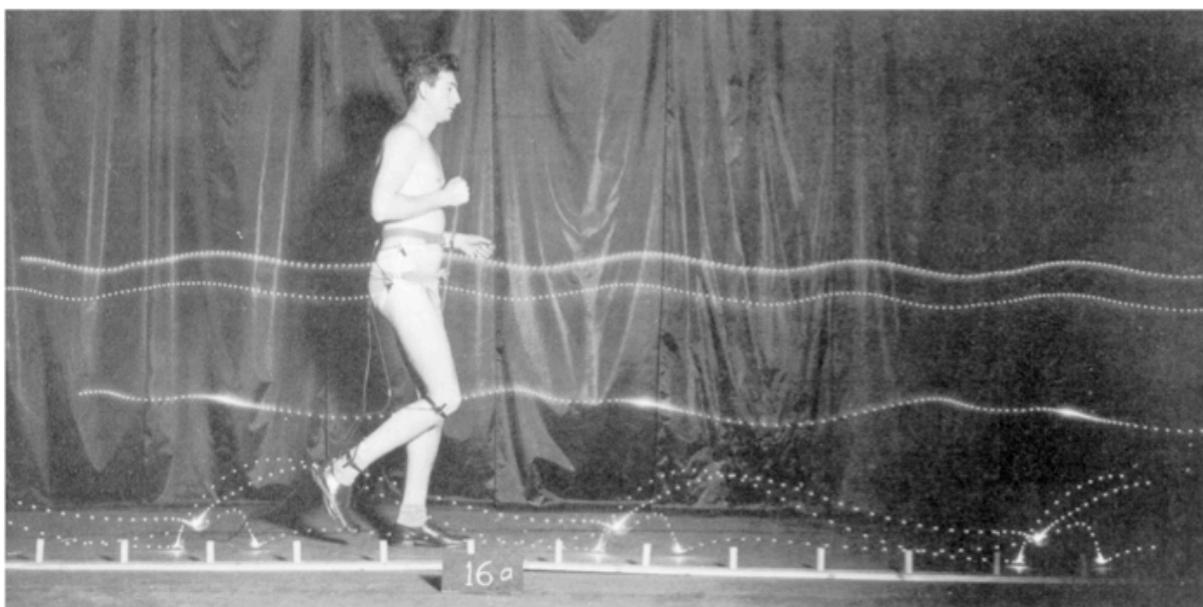
De forma similar a Marey, Willhem Braune (1831-1892) e Otto Fischer (1861-1917) aplicaram esta técnica utilizando iluminação fluorescente na forma de marcadores (o que é atualmente conhecido como a técnica de captura ótica utilizando marcadores ativos). No referido trabalho³⁰, publicado em 1899, as imagens geradas permitiam que fossem determinadas matematicamente as trajetórias em 3D dos segmentos estudados, assim como outros parâmetros cinemáticos (WHITTLE, 2007; VEIGA; ROSA; SIRGADO, 2010).

³⁰ Fischer O, Braune CW. *Der Gang des Menschen*. B. G. Teubner. 1899.

Após a publicação deste trabalho, ângulos articulares e deslocamentos segmentares se tornaram uma medida essencial na análise cinemática. O trabalho foi considerado “uma sólida fundação científica para o nosso conhecimento atual sobre a marcha humana”³¹.

No século 20, Verne Inman (1905-1980), Howard Eberhart (1906 – 1993) e seu grupo da Universidade da Califórnia também contribuíram para o entendimento mecânico do movimento humano através de técnicas de captura ótica utilizando luz interrompida. Este processo era realizado utilizando uma câmera fotográfica com a lente aberta e os marcadores ativos em pontos anatômicos do usuário. A rotação de um disco entalhado em frente à câmera produzia uma série de pontos referentes às trajetórias das articulações em intervalos de tempo iguais (Figura 6) (SUTHERLAND, 2001).

Figura 6 – Experimento de Inman e Eberhart utilizando luz interrompida para estudo cinemático.



FONTE: SCHEPERS, 2009, f. 11

Ambas as realizações de Inman, Eberhart e Braune, Fischer, embora fossem dotadas de valor científico, eram demasiadamente trabalhosas em relação à sua análise, não sendo tão eficientes para outros propósitos além da análise da marcha. Porém, foram os primeiros passos para atingir o estado da técnica de hoje.

³¹ SCHEPERS, M. *Ambulatory assessment of human body kinematics and kinetics*. H.M. Schepers, Hengelo, The Netherlands. 2009.

Medved (2001) também data o início da aplicação de estudos sobre o movimento humano em ergonomia de 1911, onde o casal Gilbreth³² se dedicou à estudos de movimento e fadiga relacionados ao trabalho. Eles desenvolveram técnicas que visavam a melhoria do trabalho, tanto no sentido de produtividade, quanto na qualidade de vida dos trabalhadores a partir do estudo do movimento (SILVA; PASCHOARELLI, 2010).

Estes marcos tratam do desenvolvimento de ferramentas de pesquisa e análise, que não podem deixar de considerar os esforços da área de entretenimento. O desenvolvimento das tecnologias utilizadas em fotografia e cinema, e o crescente investimento que começou a surgir nessa área, permitiu que o estado da técnica fosse atingido e superado sucessivamente, oferecendo ferramentas cada vez mais precisas para as áreas de pesquisa do movimento humano.

Uma das técnicas de animação mais antigas foi criada em 1915 por Max Fleischer (1883 – 1972). A rotoscopia consiste em “animar diretamente sobre um movimento filmado, quadro a quadro”³³ (RINCÓN; ZAMBRANO, S/A).

Um importante registro de análise da marcha humana utilizando captura de movimentos é datado dos anos 1960 por Sutherland (2001). Este sistema, desenvolvido por Mary Pat Murray (1925-1084) consiste na utilização de marcadores reflexivos em pontos anatômicos de um voluntário que, durante sua movimentação, era iluminado por luz estroboscópica. A partir deste registro, era possível medir segmentos individuais e gerar dados cinemáticos.

A cinemática, quando analisada com base em sequencias de imagens, é acrescentada de valor temporal, que determina que outros parâmetros sejam calculados. Esta análise para fins biomecânicos pode ser também aliada à outras técnicas de medição, como por exemplo a de força (cinética). Dados obtidos por eletromiografia³⁴ possibilitam a correlação do movimento articular com os músculos que geram o movimento.

Medved (2001) coloca que até os anos 1970, a fotografia estroboscópica com múltiplas exposições e a cinematografia eram as técnicas dominantes na medição cinemática. Estas técnicas, embora trouxessem grandes vantagens no sentido de diversificar a população passível de ser analisada e também aumentar a quantidade de dados a ser analisados, demandava esforços computacionais não existentes até então.

³² Frank (1868-1924) e Lillian Moller Gilbreth (1878-1972).

³³ Texto em língua estrangeira: “Esta técnica consistia em animar directamente sobre un movimiento filmado cuadro por cuadro.”

³⁴ Eletromiografia é o método de registro dos potenciais elétricos gerados nas fibras musculares em ação. (ENOKA, R. M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2ª ed. São Paulo. Manole. 2000.)

Entretanto, a partir dos anos 1970, com o advento da computação digital, estas análises começaram a se tornar mais automatizadas. A introdução de técnicas digitais de vídeo tiveram um grande impacto na habilidade de medir a movimentação humana (CHAMBERLAIN, 2009).

Os sistemas de captura de movimentos que registram a orientação dos pontos em 3D também começaram a surgir em 1970. Sua ascensão é advinda dos avanços nos campos de eletrônica, engenharias, controle da automação, telemetria, computação gráfica, entre outros. Esses avanços contribuíram para novas soluções para sistemas de medição, avaliação quantitativa e diagnóstico do movimento (MEDVED, 2001).

Exemplificando um dos avanços colocados acima, acelerômetros são colocados por Chaffin et al (1975) como uma das técnicas disponíveis para a medição do movimento corporal em 3D. Estes são utilizados para medir a aceleração linear de um objeto. O posicionamento de seis acelerômetros em orientação ortogonal permitem a medição direta de ambos parâmetros de aceleração linear e angular de um segmento. O autor também expõe que a utilização de três acelerômetros, embora forneçam dados biomecânicos úteis, podem resultar em acúmulos de erro se não calibrados e integrados propriamente.

Outra técnica importante se trata da eletrogoniometria, que possibilita o registro de ângulos articulares durante um intervalo de tempo. A eletrogoniometria é baseada na utilização de goniômetros³⁵ acoplados à um transdutor ou potenciômetro, o que resulta na aquisição direta dos dados articulares dinâmicos. Dois dos pioneiros desta técnica, citados por Sutherland (2001), são os irmãos Kapovich (1980). No seu trabalho, goniômetros triaxiais coletavam dados angulares das articulações de forma automática, permitindo a criação de gráficos sem a necessidade de reduzir dados manualmente.

Em 1985, o primeiro comercial utilizando rotoscopia digital foi lançado. “Brilliance”³⁶ foi filmado com câmeras tradicionais, onde uma atriz utilizava referências anatômicas que eram, então, reconstruídas em um modelo 3D computadorizado.

Embora sem o cunho científico da análise do movimento, este primeiro exemplo de rotoscopia digital abriu precedentes para a digitalização do movimento. A técnica, embora com suas restrições, foi incorporada à tecnologia digital dos dias de hoje. A evolução da

³⁵ Goniômetro é um transferidor com dois braços de referência. Os braços são alinhados com o eixo longitudinal dos segmentos corpóreos adjacentes à articulação, com o centro (fulcro) do transferidor posicionado sobre o centro articular estimado. (CHAFFIN DB et al. Biomecânica Ocupacional. Tradução da terceira edição Norte Americana de Occupational Biomechanics. Ergo Editora. Wiley & Sons. 1999 p. 94)

³⁶ Brilliance. Robert Abel & Associates. 1985.

rotoscopia é colocada por Bairrão (2006), à qual deu origem à transposição direta do movimento a partir de uma captura.

Em paralelo às tecnologias baseadas em imagens e sensores, também começaram a surgir sistemas sônicos e eletromagnéticos, cuja principal vantagem era o rastreamento dos pontos anatômicos em tempo real e sem oclusões causadas por sobreposições de segmentos ou elementos na área de captura. (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 1999).

O que pode ser observado em relação à evolução dos sistemas, é a união destas técnicas em sistemas mais complexos e completos.

Algumas das limitações das técnicas aqui expostas estão no fato dos sistemas baseados em sensores externos ao corpo poderem sofrer deslocamento em relação ao seu posicionamento inicial. O próprio fato de seu posicionamento ser externo ao corpo denota na projeção lateral da articulação, ou seja, uma estimativa.

Da mesma forma, a realização de movimentos complexos em torno de mais de um eixo requerem que sistemas mais completos sejam utilizados. Estes fatores podem comprometer a confiabilidade dos dados. Esta questão relacionada à projeção estimada da articulação ainda hoje está em debate, não apenas em sistemas baseados em goniômetros.

Grimpampi et al. (2013) colocam que a utilização de qualquer tipo de marcador ou sensor externo ao corpo, mesmo possuindo algoritmos sofisticados, não passam de estimativas e que futuros trabalhos devem levar em consideração a necessidade de modelar ou estimar também o artefato do tecido mole. Esta colocação, no entanto, apenas ilustra que o erro sempre existe. A aplicação final que determinará se o erro é aceitável ou não - por exemplo, em aplicações clínicas, onde a precisão é fundamental para uma tomada de decisão correta.

2.2 Tecnologias

Os critérios de classificação de sistemas de captura de movimentos são colocados por Perales(2001) de três formas: a partir da sua localização da fonte emissora e dos marcadores, a partir da forma de obtenção dos dados capturados e a partir da tecnologia utilizada.

No primeiro caso, são expostos pelo autor três categorias: *Inside in*, *inside out* e *outside in*, onde a primeira palavra é referente à localização do sensor e a segunda do receptor. Ou seja, nos sistemas *inside in*, ambos estão localizados no corpo do usuário. Este

fator permite maior liberdade em relação a espaço de captura, porém são considerados obtrusivos, devido ao seu volume de componentes. Esses sistemas permitem a captura de partes menores do corpo, como mãos e dedos. Alguns sistemas mecânicos estão inseridos nesta categoria.

Nos sistemas *inside-out*, os sensores estão no corpo do usuário e o receptor está fora. Isso normalmente requer uma área delimitada de ação. Os dados obtidos fornecem boa descrição 3D dos sensores, embora seja restringido a partes maiores do corpo. Sistemas magnéticos e acústicos estão inseridos nesta categoria.

Já nos sistemas *outside-in*, o receptor está localizado no corpo do usuário, enquanto sensores externos capturam seus sinais. É o caso dos sistemas óticos ativos, que refletem a luz emitida por flashes. Também são limitados em relação à área de captura e sofrem de oclusão, porém não são obtrusivos.

A segunda maneira de classificar os sistemas de captura é relacionada à forma de obtenção dos dados, que pode ser direta ou indireta.

Na forma direta, estão inseridos os sistemas acústicos, mecânicos e magnéticos, onde não é necessário um processamento posterior dos dados. Normalmente, esses sistemas já possuem filtros para diminuir ruídos.

Na forma indireta, onde estão inseridos os sistemas óticos, além de uma alta taxa de amostragem, é necessário processamento posterior dos dados.

Vale salientar que cada sistema possui suas vantagens e desvantagens e sua escolha normalmente depende da utilização que se pretende dar. Fatores sobre como os dados serão analisados, ou o nível de precisão e definição requerido na captura, a taxa de amostragem, e a área em que a captura será realizada são de importante análise anterior à escolha do sistema.

Por exemplo, ao capturar esportes, é necessário uma alta taxa de amostragem, portanto um sistema ótico é mais indicado. Já no caso de trabalho manual de precisão, o indicado é um sistema mecânico, uma vez que sistemas óticos podem sofrer de áreas de oclusão (PERALES, 2001; ROETENBERG, 2006).

A última classificação, que será utilizada como base para descrever os sistemas de captura de movimentos neste trabalho, é em relação à sua tecnologia. Nesta categoria, estão os sistemas mecânicos, acústicos, magnéticos, inerciais e óticos.

a) Sistemas Mecânicos e Sistemas Acústicos

Os sistemas mecânicos são compostos por goniômetros e capturam o comportamento angular das articulações. Estes dados, quando utilizados em conjunto com algoritmos cinemáticos, permitem que posturas também sejam determinadas (ROETENBERG, 2006).

Se trata de um sistema obtrusivo, posicionado externamente ao corpo do usuário, podendo levar à limitação ou intimidação da sua movimentação. Outra limitação do seu uso é referente à própria configuração do corpo. Quando em uma movimentação, os tecidos moles corporais podem deslocar o equipamento do seu posicionamento inicial. Da mesma forma, seu alinhamento deve levar em consideração o posicionamento preciso da articulação e como esta será projetada. Outra limitação nestes sistemas reside nas articulações com múltiplos graus de liberdade, como o ombro, o que dificulta o posicionamento do equipamento (ROETENBERG, 2006).

Já os sistemas acústicos utilizam pulsos ultrassônicos para determinar a posição dos sensores. Podem tanto ser *outside-in*, quanto *inside-out*. No primeiro caso, os receptores acústicos estão no corpo do usuário, enquanto os emissores sonoros enviam sinais de fora. A medição do posicionamento neste caso, é feita a partir de triangulação.

No segundo caso, emissores sonoros são posicionados no corpo do usuário, enquanto receptores acústicos externos recebem seus sinais, medindo o tempo que leva o percurso sonoro (SCHEPERS, 2009; GOMIDE et al. s/d).

b) Sistemas Magnéticos

Como o próprio nome sugere, sistemas magnéticos utilizam uma fonte transmissora para gerar um campo magnético. Como é um sistema *inside out*, os sensores são posicionados no corpo do usuário. Estes sensores medem a baixa frequência gerada pela fonte. A fonte transmissora é constituída de três bobinas perpendiculares que emitem o campo magnético quando uma corrente é aplicada. Os sensores, então, medem a força deste sinal, que é proporcional à distancia da fonte. O sistema é conectado a um processador que calcula posição e orientação de cada sensor (MOTION CAPTURE TECHNOLOGY, 2010; ROETENBERG, 2006).

Os sistemas magnéticos, embora não sofram de problemas gerados por áreas de oclusão, possuem baixa tolerância à materiais metálicos, principalmente metais ferrosos, os quais perturbam o campo magnético gerado pela fonte. Da mesma forma, são limitados em relação à área de captura, uma vez que a força do campo magnético diminui à medida em que a distancia entre os sensores e a fonte transmissora aumentam.

e) Sistemas Inerciais

Sistemas inerciais podem ser considerados como a evolução dos sistemas magnéticos. Enquanto sistemas magnéticos se baseiam em magnetômetros, os sistemas inerciais, além destes, possuem também acelerômetros e giroscópios (GAROFALO, 2010).

Os sensores inerciais, em sua origem, eram baseados em grandes aparelhos, desenvolvidos inicialmente a partir do uso de acelerômetros. O avanço tecnológico permitiu a miniaturização destes com o advento dos MEMS³⁷ (Figura 7), assim como o aumento de sua complexidade, uma vez que estas pequenas estruturas integram acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. A função dos elementos citados pode ser vista abaixo (GAROFALO, 2010; AMINIAN; FAVRE, 2013):

- Os acelerômetros medem a direção vertical a partir da aceleração em relação à gravidade;
- Os magnetômetros estabilizam o plano horizontal através da direção do campo magnético terrestre, como um compasso; e
- Os giroscópios são responsáveis por detectar orientação com base em vibração.

Figura 7 – Representação do sensor inercial



FONTE: Adaptado de Xsens Technologies, 2009.

³⁷ MEMS - Microelectromechanical System (Sistema Microeletromecânico)

A necessidade de calibrar cada um dos elementos torna estes sistemas de difícil manutenção, principalmente no que diz respeito aos magnetômetros. Estes modificam sua resistência na presença de campos magnéticos fortes, o que faz com que a relação entre a orientação do norte magnético se perca. Outra questão técnica que envolve este tipo de sensor está ligada ao ruído gerado no ambiente, uma vez que sensores magnéticos são perturbados por componentes ferrosos. (ROETENBERG, 2006; GAROFALO, 2010)

Aminian e Favre (2013), durante uma seção de tutorial a respeito de sistemas baseados em tecnologia inercial, colocaram que o desenvolvimento tecnológico tem permitido que questões relacionadas ao ruído gerado pelo ambiente nos sensores, assim como ao consumo energético e integração, sejam minimizadas. Também colocaram que à medida em que os sistemas são configurados de fábrica, as questões de calibragem se tornam menos problemáticas. A conclusão dos pesquisadores a respeito de tendências futuras foi que, assim como até 2002 só era possível utilizar estes sensores para estimar de forma válida em duas dimensões, a tendência daqui a alguns anos será ter mais sensores incluídos, assim como unidades processadoras integradas aos próprios sensores.³⁸

d) Sistemas Óticos

Sistemas óticos (ou stereofotogrametria), podem ser compostos por uma variedade de tecnologias. O principal fator que determina um sistema como ótico é o fato de ser baseado em imagem. Esses tipos de sistemas possuem alta precisão de rastreamento e alta taxa de amostragem (ROETENBERG, 2006; SUTHERLAND, 2001).

Os sistemas óticos possuem um alto nível de precisão, porém é necessário que o usuário esteja sempre no campo de visão. Outra limitação encontrada nos sistemas baseados em marcadores anatômicos é o mesmo encontrado em sistemas mecânicos, que são passíveis de deslocamento dos marcadores devido ao tecido mole, assim como a localização articular é estimada.

A principal divisão da categoria é entre sistemas ativos e passivos, de forma que nos sistemas ativos, o estímulo vem dos sensores, enquanto nos sistemas passivos, o estímulo vem da fonte emissora. Uma exemplificação dos sistemas ativos é a utilização de LEDs nos marcadores anatômicos. Já os sistemas passivos podem ser exemplificados com câmeras que emitem ondas infravermelhas (AMOROSO et al, s/d; SCHEPERS, 2009).

³⁸ AMINIAN, K; FAVRE, J. Human movement analysis using inertial sensors. Tutorial session. In: ISB BRAZIL. XXIV Congresso of the International Society of Biomechanics. Aug. 4th 2013. Centro de Convenções de Natal. Natal-RN. Brasil.

2.3 Aplicações em projeto: Modelos Humanos Digitais

Com os avanços na capacidade computacional, cada vez mais se torna viável a utilização de recursos 3D na avaliação de produtos e ambientes de trabalho. Badler (1997) coloca os Modelos Humanos Digitais como substitutos das pessoas reais na avaliação ergonômica.

Modelos Humanos Digitais estão rapidamente se tornando em uma ferramenta efetiva na realização de análise e projeto ergonômico proativo. Eles permitem que índices relativos à posturas, alcances e áreas de acuidade visual sejam considerados no planejamento do espaço.

A utilização de Modelos Humanos Digitais em fases iniciais de projeto reduzem custos nas etapas de produção, uma vez que possibilitam a avaliação virtual de produtos, evitando a construção de *mockups* físicos e diminuindo erros em fases finais do projeto (CHAFFIN, 2004, 2007; PORTER apud SANTOS, 2009). Sendo assim, servem como catalisadores no processo de design. Porém, Chaffin (2007) também aponta que existe a necessidade de basear, tanto posturas, quanto modelos de previsão de movimentos em dados capturados reais das populações estudadas, visando validar as simulações de tarefas dinâmicas e complexas.

O cenário do atual estágio de desenvolvimento de modelos humanos digitais, porém, é outro. Ainda não se chegou a um modelo único que consiga unificar todas as diretrizes necessárias em um projeto, pelo menos não no sentido ergonômico. O desenvolvimento de um sistema holístico, assim como o alinhamento com as necessidades ergonômicas foi considerado importante, porém visionário em um levantamento recentemente publicado por Wischniewski (2013).

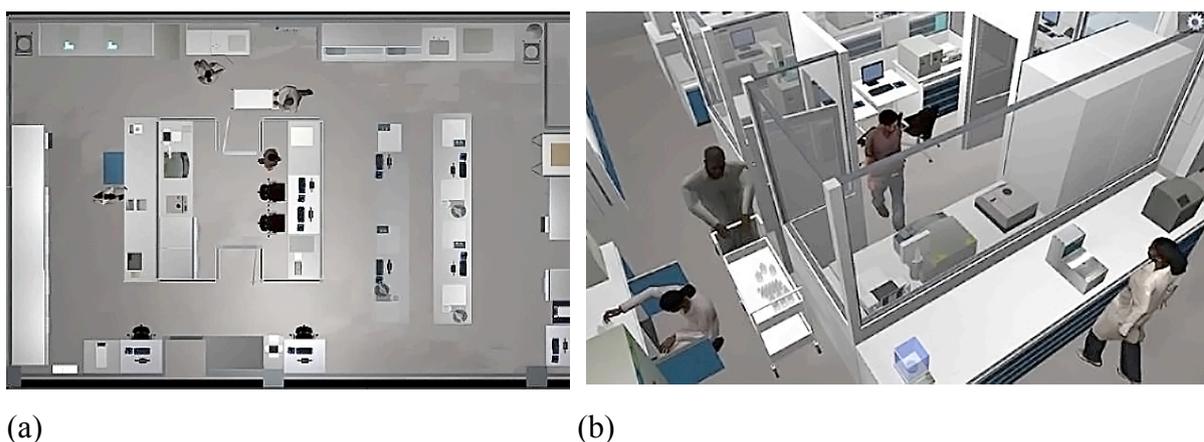
O que pode ser visto são soluções pontuais, que muitas vezes não podem ser aplicadas em contextos diferenciados (LU et al. 2013). Sendo assim, novamente é necessário enfatizar que o desenvolvimento do modelo deve levar em consideração desde o início a aplicação a qual o mesmo terá.

Uma destas aplicações pontuais pode ser vista em SANTOS et al. (2013). A proposta do referido trabalho diz respeito ao uso de ambientes virtuais colaborativos para a geração de dados de projetos. No contexto de laboratórios químicos, o objetivo do trabalho foi desenvolver um simulador virtual que permitisse que os próprios trabalhadores pudessem interagir neste ambiente, de forma a gerar dados de projeto, nos quais tanto as equipes de projetistas, quanto trabalhadores e tomadores de decisão estivessem envolvidos. Como

resultado, a utilização do simulador permitiu que o detalhamento do projeto levasse em consideração a utilização do espaço pela própria população que o utiliza (Figura 8).

Outra aplicação semelhante com objetivo de treinamento é exposta por Zamberlan et al (2012), na qual um estudo piloto de ambiente virtual foi utilizado para estudar interações em uma sala de controle. O uso de Modelos Humanos Digitais baseados em escaneamento 3D a laser e captura de movimentos permitiu que os usuários se reconhecessem não apenas pelas características físicas, mas pela movimentação. Este estudo, embora preliminar, demonstrou o potencial da ferramenta de treinamento, uma vez que em situações adversas, a tomada de decisão pode ser feita de forma não verbal. Registrar as interações no sentido da movimentação é importante, uma vez que nem sempre é possível extrair estas informações de forma verbal, apenas com questionários ou entrevistas.

Figura 8 – Simulador virtual de ambientes de trabalho



Legenda: (a) - vista superior do simulador virtual; (b) – vista livre do simulador virtual.

Fonte: SANTOS et al. 2013, f. 3.

2.4. Estudos comparativos

Dutta (2012) argumenta que a análise da atividade em ambientes reais de trabalho comumente é restrita à sistemas de captura baseados em vídeo, ou seja, em duas dimensões. Isto devido à limitações existentes nos sistemas de captura existentes: por exemplo, sistemas óticos, como o Vicon Motion Systems³⁹, necessitam de espaço para operação e calibragem e

³⁹ VICON MOTION SYSTEMS LTD. LA.

sofrem de oclusão, ou sistemas magnéticos tendem a sofrer de distorções no campo magnético gerado devido à existência de equipamentos ou elementos metálicos).

É proposto pelo autor que se o console Kinect tiver precisão comparável à dos sistemas de captura existentes, ele será uma alternativa compacta e portátil, permitindo que avaliações ergonômicas sejam feitas de forma simples e com baixo custo. Visando determinar esta precisão, assim como alcance e campo de visão do equipamento, para avaliar se o console pode ser utilizado por ergonomistas ocupacionais para avaliação biomecânica em ambientes de trabalho, foi feito um estudo comparativo. O sistema Vicon (três MX 3+ câmeras e quatro MX 40 câmeras) foi utilizado como referencia para comparar os dados obtidos pelo sensor de profundidade do console, utilizando o software *Kinect RGB Demo v0.3.0*.

Durante o experimento, ambos os sistemas registraram em sincronia o deslocamento marcadores cúbicos de 0,1m, onde os maiores erros em termos de precisão do console Kinect foi observado nos marcadores mais distantes do equipamento em termos de profundidade e em momentos onde os marcadores se aproximavam das bordas do campo de visão. Estes erros foram associados, em parte, ao processo de calibragem do software.

O autor relatou que a detecção de objetos pelo console é dependente da reflexividade de sua superfície: problemas foram observados em superfícies de cor escura, que absorve a luz, e em superfícies reflexivas. Nestes casos, o laser enviado pelo console não foi refletido de volta, resultando em buracos na reconstrução tridimensional. E a probabilidade de detecção do objeto diminuía à medida em que este se afastava do sensor.

O resultado da principal pergunta, à respeito da usabilidade do console como sistema de captura de movimentos, é colocada como aceitável. Embora sua precisão seja inferior à do sistema Vicon, considerando que movimentos dos tecidos moles do corpo também podem introduzir erros até aos sistemas mais sofisticados, é colocado pelo autor que a precisão do console é aceitável. E, também, os usuários podem considerar o sacrifício desta precisão em troca dos benefícios listados anteriormente. Dutta (2012) também sugere que o uso de dois consoles pode prover maiores informações e que maiores estudos e desenvolvimentos do software utilizado são essenciais para um melhor aproveitamento do equipamento.

Outro estudo similar foi publicado por Chang et al. (2012), no qual o console Kinect é comparado com um sistema ótico, visando sua aplicação em reabilitação física. Neste, os autores argumentam que a maioria das tecnologias existentes em realidade virtual incorporam a captura de movimentos baseada em marcadores, fator que tende a inibir a movimentação já limitada do paciente. Da mesma forma, estes são relativamente caros e disponíveis apenas em ambientes laboratoriais, requerendo que o paciente se desloque.

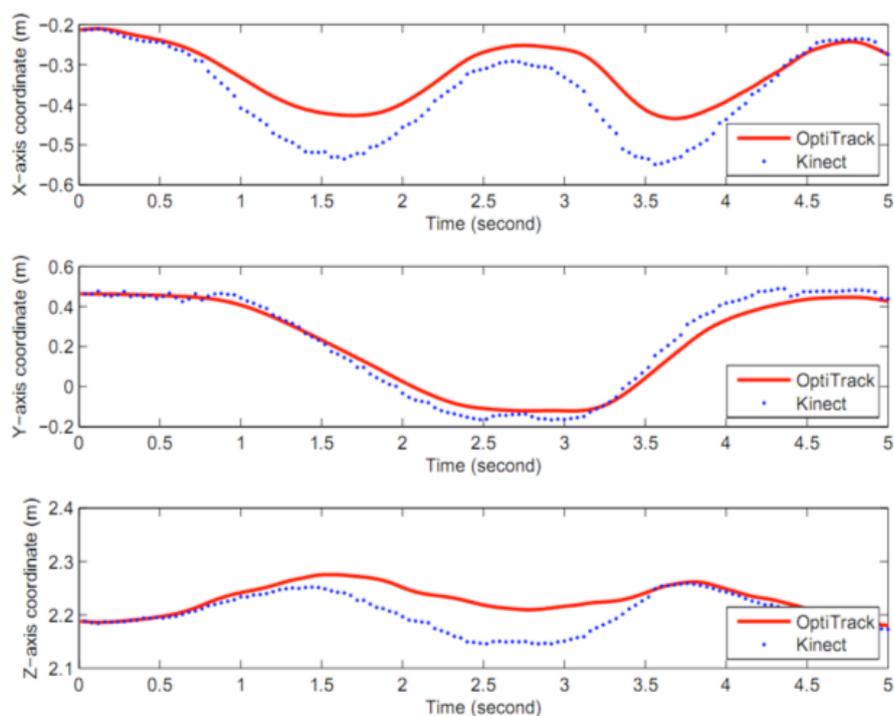
Os trabalhos existentes que demonstram o potencial do MS Kinect como uma ferramenta de reabilitação baseada em realidade virtual motivaram esta pesquisa no sentido de obter maiores dados técnicos a respeito da performance do MS Kinect.

O objetivo da pesquisa foi investigar a capacidade do equipamento como uma ferramenta para reabilitação de lesões na medula espinhal. Para investigar se os dados fornecidos pelo MS Kinect é confiável em nível técnico, uma análise comparativa foi realizada entre o equipamento e o sistema de captura de movimentos ótico OptiTrack.

Foram registrados os deslocamentos dos membros superiores de dois usuários em seis atividades motores comumente realizadas neste tipo de reabilitação: rotação externa, adução do ombro, retração da escápula, abdução do ombro, flexão do ombro e extensão do ombro.

O resultado desta comparação demonstrou que, dentre as seis atividades de movimento, apenas o deslocamento do ombro não foi satisfatório, enquanto a mão e o cotovelo demonstraram curvas semelhantes (figura 9). Os autores concluem que a utilização do console da Microsoft é uma ferramenta promissora na área de reabilitação. Porém, expõe a necessidade de futuros estudos comparativos envolvendo outras movimentações.

Figura 9 – Trajetória nos eixos XYZ do cotovelo direito obtidas a partir do sistema ótico OptiTrack e do console Kinect.



Fonte: CHANG et al. 2012.

Weber et al. (2012) também concluem sua comparação de forma positiva em termos de precisão. Ao comparar o console ao Vicon durante a atividade de marcha na esteira, os autores colocam que esforços ainda são necessários para aplicações mais sofisticadas do sistema, porém, para aplicações em pesquisas básicas e simples testes clínicos, a ferramenta já traz resultados satisfatórios.

Fernández-Baena, Susín e Lligadas (2012) publicaram um estudo comparativo também realizado entre o MS Kinect e o sistema ótico Vicon, constituído por 24 câmeras. No referido estudo, o objetivo foi determinar a precisão obtida nos ângulos articulares do MS Kinect em relação ao sistema ótico.

Utilizando um console Kinect, três articulações foram selecionadas: ombro, quadril e joelho. O ombro foi registrado em todos os planos anatômicos, enquanto o quadril foi registrado no plano coronal e sagital. No caso do joelho, o plano de movimento selecionado variou de acordo com a articulação de dependência, no caso, o quadril, nos movimentos de flexão e extensão.

Como resultados do estudo, podem ser observadas correlações nos padrões das curvas relacionadas às trajetórias angulares.

No estudo comparativo angular do joelho, os resultados encontrados variaram entre 6,78 e 8,98 graus. De acordo com os autores, este erro foi proveniente dos dados obtidos serem apenas de um console. Da mesma forma, é colocado que um erro de até 10 graus é aceitável em aplicações de terapias físicas.

O resultado angular do quadril demonstrou que no plano sagital a variação foi menor, 5 graus, enquanto no plano coronal os ângulos variavam entre 6 e 10 graus. Já no caso do ombro, as variações em todos os planos foram entre 7 e 13 graus. Este resultado também foi considerado positivo, devido à complexidade do ombro e seus graus de liberdade.

Como conclusão, os autores colocam que a precisão do console MS Kinect pode aumentar se os ossos forem considerados como corpos rígidos. No caso, foi utilizado o framework Open NI.

A conclusão acima, no referente à segmentos com dimensionamento variável, colocada pelos autores em relação ao aplicativo utilizado é compartilhada por McQuade et al. (2013). Em sua pesquisa, são colocados resultados preliminares da comparação entre sistemas de captura do movimento humano, onde foi utilizado o sistema Qualysis⁴⁰ para validar os dados obtidos pelo Kinect.

⁴⁰ Qualysis Motion Capture System. Sweden. 2013.

O aplicativo⁴¹ utilizado pelos autores, para registrar o movimento a partir do console, próprio da Microsoft, possui a mesma limitação referente ao dimensionamento dos segmentos. Sendo assim, é inviável, por exemplo, estimar centros de massa de segmentos, ou como obter dados cinemáticos significativos em termos de repetibilidade.

Porém, mesmo com as limitações encontradas, as conclusões preliminares sugerem que em termos de precisão dimensional e deslocamentos angulares, o console demonstra bons critérios e dados concorrentes quando comparados ao sistema ótico.

Desafios específicos são colocados pelo autor em relação à obtenção de dados cinemáticos confiáveis e válidos a partir da utilização de um console: o volume capturado é relativamente pequeno (alcance do sensor: 1.2m - 3.5m, campo de visão angular: 57 graus horizontalmente e 43 graus verticalmente); o reconhecimento do corpo durante rotação de 180 graus é falho, assim como o reconhecimento do corpo com arqueamento da coluna em 90 graus; estabilização do dimensionamento dos segmentos. Alguns desses desafios se dão ao fato de o console ter sido, inicialmente, desenvolvido para aplicação em jogos.

⁴¹ Microsoft's Kinect Studio. 2012.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Os sistemas de captura de movimentos avaliados

a) MVN Biomech – Xsens Technologies

O sistema de captura de movimentos baseado em sensores inerciais MVN Biomech foi desenvolvido para coletar e analisar dados cinemáticos.

Em relatório publicado em 2008 pelo Laboratório de Pesquisa da Força Aérea Americana, foram demonstrados os resultados de uma análise comparativa realizada entre quatro sistemas de captura de movimentos no contexto da aplicação dos dados em treinamento em manutenção de aviões. A comparação foi realizada entre três sistemas baseados em sensores inerciais e um ótico, avaliando parâmetros de usabilidade, viabilidade e confiabilidade dos dados obtidos em índices predeterminados - distância de captura, precisão em relação a orientação no espaço, precisão em relação aos pontos anatômicos, proximidade a metais, áreas de oclusão e deslocamento vertical. Em todos os sistemas foram observadas restrições e limitações. Porém, o sistema inercial MVN Xsens foi o mais bem sucedido, tendo limitações nos índices de contato direto com metais pesados e deslocamento vertical. Como conclusão da análise, o sistema MVN Xsens foi determinado como o mais confiável (KIDER; STOCKER; BADLER, 2008).

Embora tenha suas limitações, como qualquer sistema de captura de movimentos, é utilizado desde grandes empresas do setor de entretenimento, ao uso em desporto, pesquisas médicas e militares.

Adquirido pelo Instituto Nacional de Tecnologia no ano de 2007, o sistema vem auxiliando em projetos ergonômicos no contexto da avaliação de ambientes de trabalho, simulações virtuais e desenvolvimento de produtos.

Porém, se trata de um sistema dispendioso em relação à custo, o que gera em pequenas empresas, designers e entusiastas, a necessidade de buscar outras soluções para rastrear o movimento humano.

O sistema de captura de movimentos MVN Xsens atribui sensores de inércia ao corpo do ator para capturar as nuances do seu movimento por meio de tiras de velcro, podendo ser utilizadas por dentro ou por fora da vestimenta. Possui 17 sensores de inércia, também denominados MTx (Motion Tracker). Estes sensores, baseados na tecnologia de MEMS

(Sistema Microeletromecânico), possuem acelerômetros, magnetômetros e giroscópios (XSENS TECHNOLOGIES, 2009).

Utilizando orientações calculadas dos segmentos corporais individuais e o conhecimento dimensional dos segmentos, as rotações entre segmentos podem ser estimadas e as posições dos segmentos podem ser derivadas a partir de suposições rigorosas de uma cadeia cinemática interligada.

Os algoritmos utilizados em tempo real pelo sistema fundem todas as informações recebidas pelos sensores e calculam, então, sua orientação em 3D, com alta resposta dinâmica.

A obtenção dos dados não depende de utilização de câmeras, o que pode ser considerado como uma das vantagens do sistema, uma vez os dados não são prejudicados por áreas de oclusão causadas por obstruções entre a área de captura e os sensores.

É um sistema portátil, podendo ser utilizado em ambientes internos ou externos, com alcance de até 100m.

Dentre suas principais limitações estão as perturbações causadas por proximidade à materiais com metais pesados em sua composição e o fato de não capturar deslocamento vertical (ROETENBERG et al, 2009; XSENS TECHNOLOGIES, 2009).

No contexto do presente trabalho, o sistema MVN Biomech foi selecionado como parâmetro de comparação dos dados obtidos com os consoles Kinect nas situações adequadas para a utilização do sistema.

Os requisitos operacionais⁴² para a realização da captura de movimentos utilizando o sistema MVN Biomech são:

- Sistema MVN Biomech;
- Computador (desktop ou laptop) com sistema operacional Windows XP ou 7;
- Processador dual core, 2.5GHz, 2GB RAM (32-bit) ou 4GB RAM (64-bit), qualquer placa gráfica com hardware de aceleração para DirectX 9;
- Duas portas USB ou hub; e
- Software MVN Studio.

b) Microsoft Kinect

O console Kinect, da Microsoft, foi lançado nos Estados Unidos em 2010, com a proposta de revolucionar o mercado dos jogos. Utilizado como periférico do XBox, o Kinect

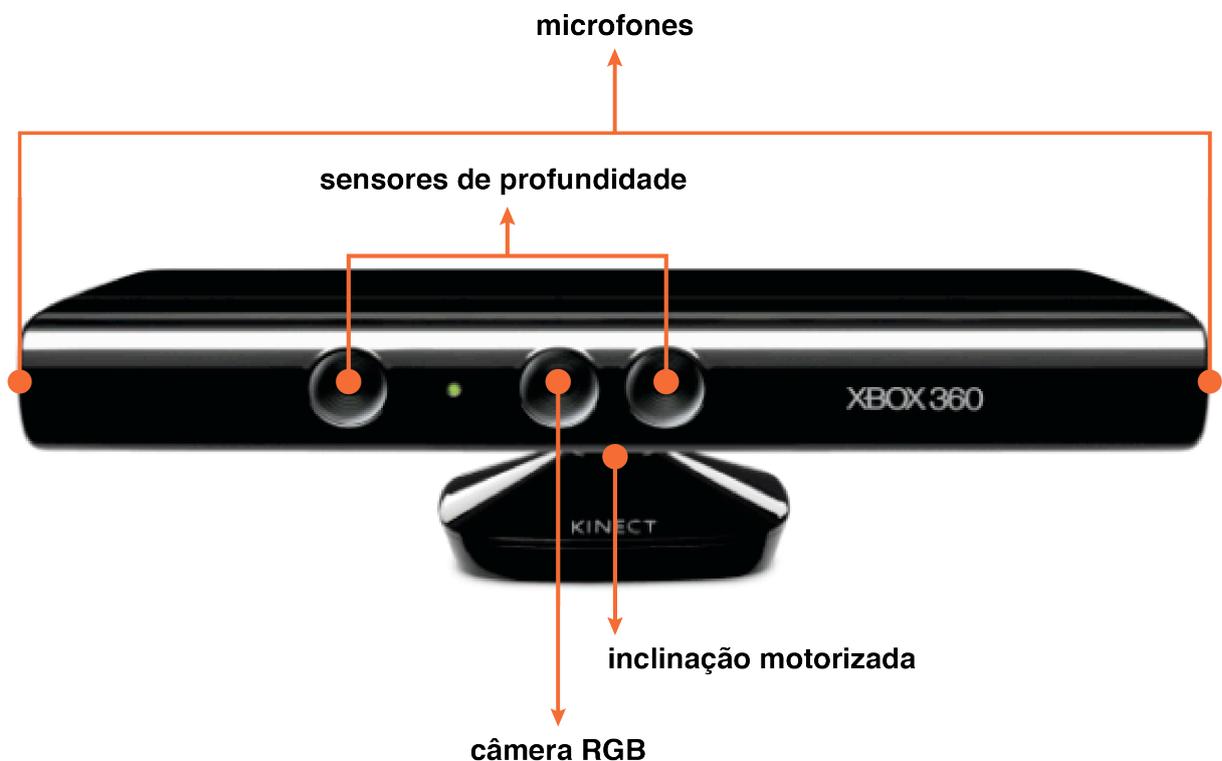
⁴² XSENS Technologies, 2009. Document MV0319P. MVN User Manual.

rastreia o movimento humano, trazendo ao usuário novas experiências, sem a necessidade de controles ou a utilização de acessórios. (MICROSOFT KINECT, 2010).

O console é equipado com dois sensores de profundidade, câmera RGB e microfones. Possui também um motor de inclinação que permite o ajuste vertical e horizontal (Figura 10).

Por ser um sistema aberto, é possível retirá-lo do contexto do Xbox e, a partir de programação, desenvolver outras utilidades para o console. Estas utilidades vão desde o mercado de entretenimento à área de pesquisa, uma vez que é um sistema de baixo custo.

Figura 10 – Configuração do console MS Kinect.



Legenda: Localização dos elementos que compõe o Microsoft Kinect.

Fonte: Adaptado de Microsoft Corporation. 2012.

Desta forma, o Kinect introduz a possibilidade de alterar o paradigma da biomecânica, normalmente baseada em equipamentos complexos e caros (FERNANDEZ-BAENA; SUSÍN, LLIGADAS, 2012). McQuade (2013) também expõe seu entusiasmo à respeito do console,

Estive envolvido em captura de movimentos por muitos anos, observando sistemas passivos, técnicas optoeletrônicas, infravermelho ativo, sistemas eletromagnéticos, ultrassom e UMI [Unidades de Medição Inercial]. E eu acredito que a introdução do Kinect, da Microsoft, ao mercado, está realmente modificando o jogo ao nosso favor. (Tradução do autor.

MCQUADE, 2013. XXIV CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS. Apresentação oral⁴³

As principais justificativas da escolha do console Kinect neste trabalho estão no seu baixo custo e na oportunidade gerada, por ser um sistema aberto, de utilizá-lo como sistema de captura de movimentos em contextos tanto relacionados à biomecânica, quanto na ergonomia e no design (em testes de usabilidade de produtos, avaliação de fluxos e simulação virtual).

O passo seguinte foi selecionar, dentre a gama de opções disponíveis, qual seria o software, ou aplicativo, mais adequado para a captura de movimentos no contexto deste trabalho. Dentre as principais características para a escolha, estavam:

- a utilização de dois consoles - visando obter dados tridimensionais, reduzir áreas de oclusão passíveis de serem geradas tanto por elementos externos, quanto pela própria movimentação do usuário (MCQUADE et al. 2013) e, da mesma forma, aumentar a precisão (FERNANDEZ-BAENA; SUSÍN; LLIGADAS, 2012; DUTTA, 2012) ;
- um modelo biomecânico próprio, passível de comparação com o modelo do sistema inercial MVN Biomech, ou seja, compatível em localização dos pontos anatomicos; e
- a possibilidade de exportar os dados registrados em formato compatível (FBX ou BVH).

Durante a fase inicial de pesquisa, o software próprio da Microsoft ainda não havia sido lançado e o framework mais utilizado era o OpenNI e o NITE (Natural Interaction Technology for End-user, Primesense). O OpenNI, ainda popular, possui uma extensa biblioteca a ser incorporada pelo aparelho que, aliado ao middleware da Primesense, NITE, oferece algoritmos de visão computacional capazes de converter os dados de profundidade do console em informações úteis (como escaneamento 3D a partir da nuvem de pontos, captura de movimentos etc.) (BERGER et al. 2011).

Porém, a limitação encontrada foi em relação ao modelo biomecânico que, por ser muito simplificado, com apenas 15 segmentos, não permitiria dados suficientes para comparação (FERNANDEZ-BAENA; SUSÍN; LLIGADAS, 2012).

⁴³ Texto em língua estrangeira: I've been involved in motion capture for many years , looking at passive, optoelectronic techniques, active infrared, electromagnetic, ultrasound, IMUs [inertial measurement unit], and I think the introduction to the marketplace with microsoft's kinect is really changing the bottom game for us.

Após testes bem sucedidos, a solução encontrada foi a utilização do software iPi Motion Capture⁴⁴, que consiste em dois softwares: iPi Recorder e iPi MOCAP STUDIO.

O software é capaz de registrar dados de dois Kinects simultaneamente, possuindo seus próprios algoritmos de rastreamento, assim como seu próprio modelo biomecânico, constituído por 22 segmentos (iPiSoft LCC., 2008).

O sistema iPi Motion Capture permite duas configurações de posicionamento dos consoles: entre 60 e 90 graus e entre 100 e 180. Desta forma, é necessário estudar a predominância de movimento e possíveis áreas de oclusão antes de posicionar os consoles.

Como cortesia, a iPiSoft LLC. concedeu uma licença do software para o desenvolvimento desta pesquisa.

Os requisitos operacionais para a realização da captura de movimentos utilizando os consoles Kinect junto ao software iPi Motion Capture são:

- Dois consoles MS Kinect;
- iPi Motion Capture, que consiste em dois softwares: iPi Recorder e iPi Mocap Studio;
- Computador (desktop ou laptop) com sistema operacional Windows 8, 7, XP SP3, Vista (x86 ou x64); e
- Dois controladores USB 2.0 ou 3.0.

c) Registro por meio de vídeo

O registro por meio de vídeo é considerado como o método tradicional de captura de movimentos (DUTTA, 2012; SUTHERLAND, 2001; SCHEPERS, 2007). No presente trabalho, o método será utilizado para fornecer dados 2D a partir do plano de predominância dos movimentos realizados.

3.2 Obtenção dos dados

a) MVN Biomech – Xsens Technologies

O rastreamento dos dados a partir do sistema de captura de movimentos inercial tem início com os posicionamentos dos 17 sensores MTx no corpo do voluntário em locais predeterminados: cabeça, clavículas esquerda e direita, braços esquerdo e direito, ante-braços

⁴⁴ IPI SOFT. LCC. 2008.

esquerdo e direito, mãos esquerda e direita, pelvis, esterno, coxas esquerda e direita, pernas esquerda e direita e pés esquerdo e direito.

Os sensores são, então, interligados por meio de cabos e conectados a dois emissores de sinais (XBus). Os dados são emitidos a partir dos XBus ao receptor via blue tooth, conectado ao laptop.

Após o reconhecimento dos sensores inerciais, é iniciado o processo de calibragem do usuário, que tem início com a retirada e inserção das seguintes medidas no software MVN Studio (Figura 11):

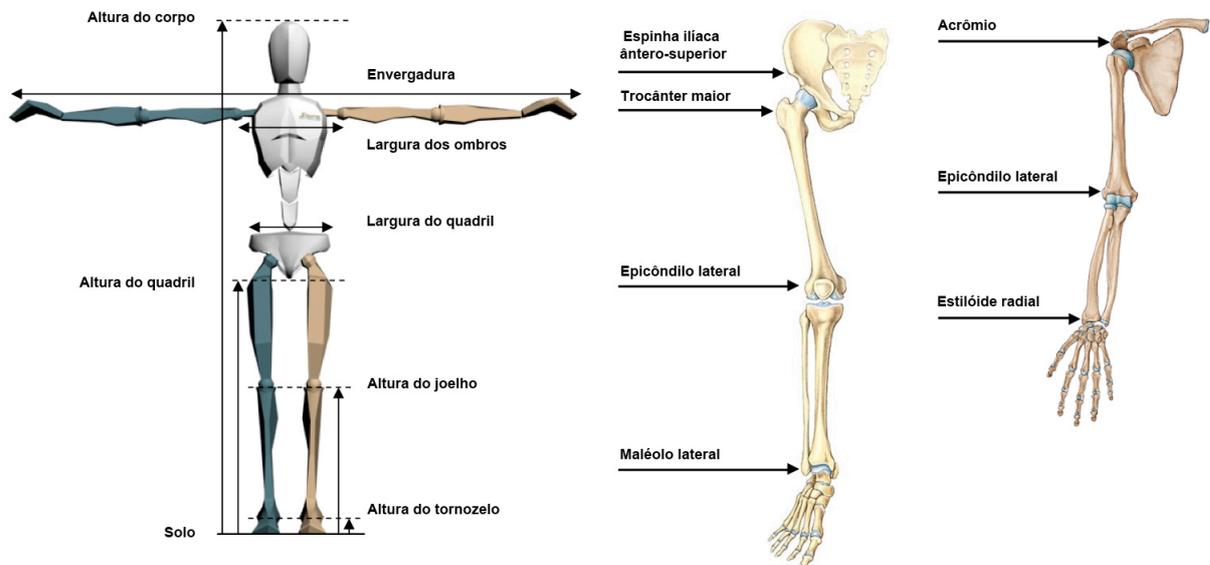
- 1) Altura do corpo: distancia vertical do solo à coroa da cabeça, com o corpo em pé sobre superfície plana;
- 2) Comprimento do pé: distancia horizontal do calcanhar à ponta do dedo extremo;
- 3) Envergadura: distancia horizontal da ponta do dedo extremo direito ao esquerdo do corpo em pose T;
- 4) Altura do quadril: distancia vertical do solo à proeminência óssea mais lateral do trocanter maior;
- 5) Altura do joelho: distancia vertical do solo ao epicôndilo lateral do osso femoral;
- 6) Altura do tornozelo: distancia vertical do solo à ponta distal do maléolo lateral;
- 7) Largura do quadril: distancia horizontal da direita à esquerda da espinha íliaca anterior superior;
- 8) Largura dos ombros: distancia horizontal da extremidade distal do acrômio direito ao esquerdo;
- 9) Altura da sola do sapato: distancia da profundidade da sola do sapato utilizado.

Em seguida, é necessário que o usuário assuma as posições de calibragem do sistema: T, N (neutra) e agachamento (Figura 12).

A inserção das medidas e a realização das posições de calibragem permitem que o sistema reconheça a o posicionamento dos sensores e calcule os segmentos para transpor as informações no modelo biomecânico.

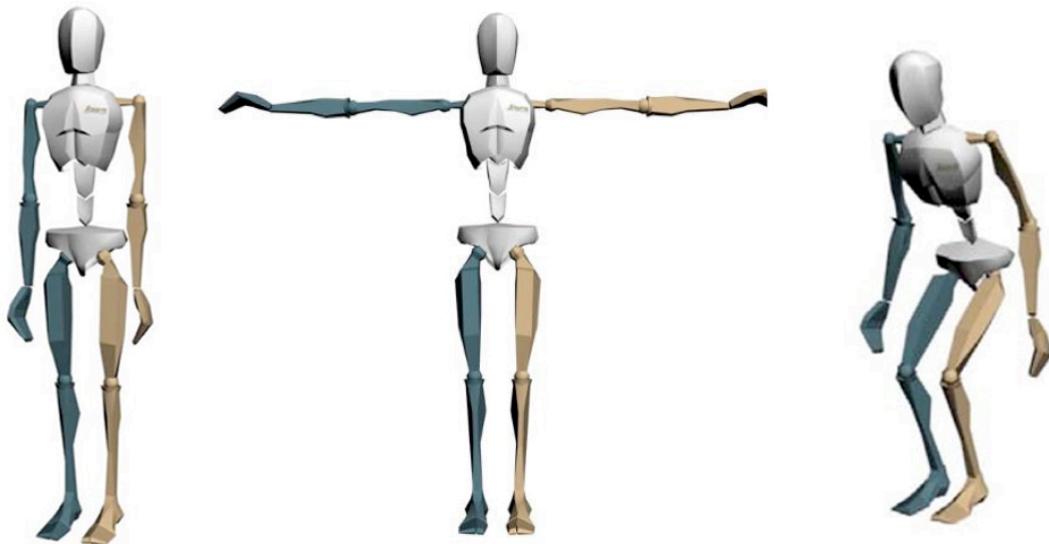
O próprio sistema, apos efetuar uma série de aferições nos sensores, determinará a qualidade da calibragem. Dentre os índices de aferição, constam: o alinhamento dos MTxs na pélvis e nas mãos, a homogeneidade do campo magnético e, por conseqüência, a capacidade de registrar de forma aceitável, ou não, no ambiente em questão.

Figura 11 – Pose T com dimensões dos segmentos corporais e seus pontos anatômicos



Fonte: Adaptado de Xsens Technologies, 2009.

Figura 12 – Posições adotadas para calibragem do sistema MVN Biomech



Legenda: da esquerda para a direita: pose N (neutra); pose T e agachamento.

Fonte: Xsens Technologies, 2009.

Embora a montagem dos sensores e calibragem do sistema demandem mais tempo que os sistemas óticos, por exemplo, o MVN Biomech, como sistema de captura de movimentos inercial, está contido na classificação de sistema de aquisição direta. Isto significa que os

dados capturados não necessitam de processamento posterior à captura. (XSENS TECHNOLOGIES, 2009)

b) Microsoft Kinect e iPiSoft

As características de aquisição do movimento do conjunto consoles Kinect, junto ao software iPi Motion Capture se encaixam na categoria de sistemas de aquisição indireta, uma vez que necessitam ser processados posteriormente.

Sendo assim, a obtenção dos dados dos consoles Kinect através do software iPiSoft é segmentado em duas etapas:

Etapa 1: Registro dos dados

A captura de movimentos com os consoles Kinect por meio do software iPi Desktop Motion Capture tem início com a escolha de seus posicionamentos (Figura 13). Esta escolha é feita de acordo com o plano de predominância do movimento, ou para evitar possíveis áreas de oclusão.

Após o posicionamento dos consoles, o software é iniciado e pode ser observada a área que será registrada no monitor. A análise da área de captura é importante no sentido de evitar áreas de reflexão, representadas pela cor amarela. Estas, representam áreas sem informação de profundidade.

Uma vez ajustados, é realizada a calibragem do ambiente pelo próprio software, na qual é recomendado que os objetos de interesse na captura não estejam presentes. Esta calibragem elimina o registro do ambiente e apenas captura o que foi adicionado à cena, diminuindo o tamanho do arquivo gerado.

Vale salientar a importância desta etapa, uma vez que a versão atual do software gera arquivos de aproximadamente 4 GB / minuto.

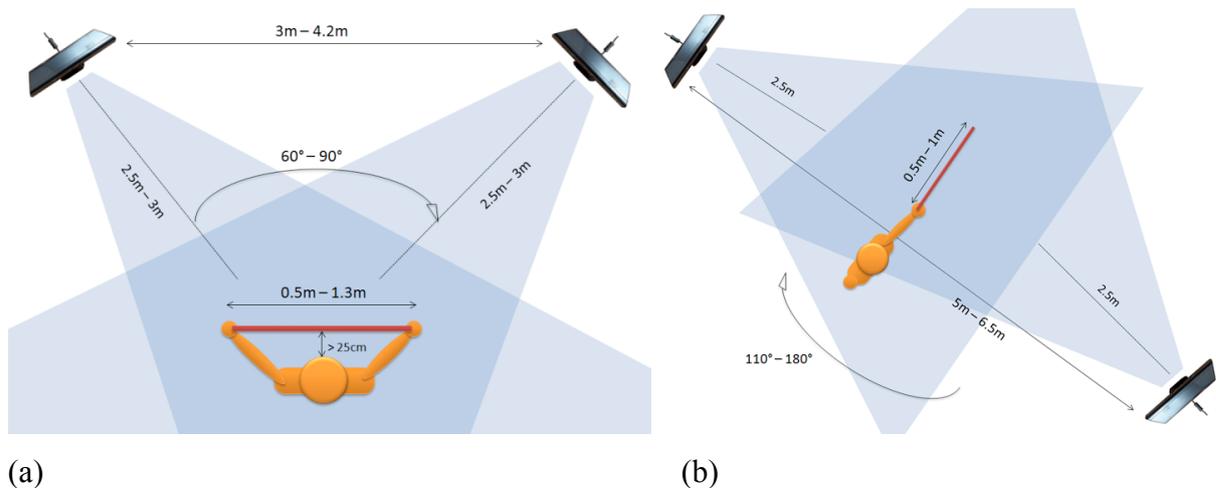
Na utilização de dois consoles, é necessário um segundo processo de calibragem, que consiste no registro da cena de calibragem que, no pós-processamento irá identificar a orientação e o posicionamento das câmeras. Neste registro, um marcador plano retangular é utilizado, cujas dimensões devem ter no mínimo 0.5m horizontalmente e 0.7m verticalmente. É recomendado que as dimensões horizontais sejam entre 1m - 1.3m e verticais entre 1m - 1.5m.

Os consoles podem ser posicionados de duas maneiras diferentes, como pode ser observado na figura 14. A primeira configuração é com os consoles distando entre 60 e 90 graus um do outro a partir do ponto de origem – onde o objeto de estudo deve ser

posicionado; e o segundo é entre 110 e 180 graus um do outro. A distancia entre os consoles em ambas as configurações de posicionamento devem ser de 3,5m do objeto de estudo cada.

No registro deste processo, o marcador deve ser posicionado entre os dois sensores, de forma a permanecer visível simultaneamente em ambos. O registro deve conter um mínimo de 5 segundos (150 frames) (IPISOFT MANUAL. IPI SOFT. LCC. 2008-2013).

Figura 13 – Alternativas de posicionamento dos consoles Kinect e suas respectivas áreas de captura



Legenda: (a) Posicionamento entre $60^{\circ} - 90^{\circ}$; (b) Posicionamento entre $110^{\circ} - 180^{\circ}$

Fonte: iPiSoft Wiki, 2012 (Disponível em: < wiki.ipisoft.com >. Acesso em 5 jun. 2012)

Esta cena de calibragem pode ser registrada a qualquer momento, contanto que a posição dos consoles não seja alterada. O registro da cena de interesse, portanto, pode ser feito previa ou posteriormente ao registro de calibragem dos consoles.

Ao iniciar o registro da cena de interesse, o usuário deve assumir a pose em T, para que seja possível sobrepor o modelo biomecânico fornecido pelo sistema na nuvem de pontos gerada. Em cenas longas, ou após movimentações em que haja oclusão (gerada pelo próprio corpo do usuário ou por outros objetos), a pose em T deve ser assumida novamente, visando obter pontos referências durante o rastreamento.

Etapa 2: Pós-processamento dos dados

Todos os registros realizados geram arquivos com informações das câmeras RGB e do sensor de profundidade. Os dados gerados pelo sensor de profundidade são representados por nuvem de pontos.

O pós-processamento dos dados coletados pelos consoles compreende no rastreamento do movimento a partir da nuvem de pontos gerada pelos consoles.

Este processamento tem início no processo de calibragem do posicionamento dos consoles a partir do registro do plano feito anteriormente. Neste, é feito o reconhecimento dos vértices do plano e seu ponto central por cada console, onde, posteriormente, as coordenadas dos vértices são reconhecidas como pontos em comum e as nuvens de pontos geradas podem ser alinhadas. É gerada uma cena de calibragem pelo sistema, que pode ser alterada tanto nos eixos de rotação quanto de translação, caso o processo não tenha tido um resultado eficaz.

Esta cena é então importada no projeto de rastreamento, onde é inserida a informação de estatura do usuário e o modelo biomecânico fornecido pelo sistema pode ser posicionado na nuvem de pontos.

Após o posicionamento do modelo biomecânico, o sistema realiza o rastreamento do movimento a partir desta nuvem de pontos, frame a frame. Se trata de um processamento demorado, levando uma média de 5 segundos por frame.

Devido à possíveis áreas de oclusão no corpo do usuário, ou a falta de informação na nuvem de pontos, muitas vezes o rastreamento perde as referências, tornando necessário o reposicionamento manual das articulações, ou a realização do rastreamento de forma contrária a partir de outro posicionamento em T.

O sistema fornece a opção de eliminar ruídos a partir de filtro de trajetória e remoção de *jitter*, onde:

- O filtro de trajetória pode ser utilizado no enquanto o sistema processa os frames, impedindo mudanças bruscas na movimentação.
- O filtro de remoção de *jitter* é utilizado após o rastreamento e suaviza os movimentos de acordo com o grau de intensidade selecionado.

Apos a aplicação (opcional) dos filtros, o arquivo rastreado pode ser exportado em formato FBX⁴⁵.

c) Registro por video

O objetivo da realização de registro por meio de vídeo é obter dados cinemáticos estáticos 2D para a comparação de ângulos articulares e dimensões segmentares. O programa utilizado (ainda em desenvolvimento) incorpora modelos humanos virtuais bidimensionais e

⁴⁵ FBX (Filmbox) é um formato de arquivo de plataforma independente que possui informações de posições e orientações dos três eixos de cada segmento contidos no modelo biomecânico por frame registrado. (Document MV0319P.B., XSens Technologies B.V. 2009)

permite interação com arquivos de imagem (fotos e filmes). Dessa forma, possibilita a análise biomecânica do movimento e a análise postural, resultando na análise dos parâmetros cinemáticos da situação estudada.

Etapa 1: Registro dos dados

- Posicionamento da câmera sobre tripé considerando área de captura e distorção de lente, de forma a capturar o plano de predominância do movimento requerido;
- Posicionamento das marcas anatômicas nas articulações de interesse do voluntário, considerando o plano de predominância de movimentos;
- Calibragem do sistema por meio de um plano com medidas predefinidas, visando o ajuste de escala durante a análise do vídeo; e
- Registro da cena.

A limitação do sistema de registro por vídeo reside no fato de não poder haver deslocamento do usuário no eixo da profundidade após a calibragem com o marcador plano. Uma vez deslocado, a referência dimensional do plano se perde, o que gera alteração nos dados obtidos. Sendo assim, os dados obtidos por este sistema servirão apenas para comparações estáticas no plano de predominância de movimento.

Etapa 2: Tratamento dos dados

O tratamento dos dados é relativamente simples, embora apenas ser possível obter dados frame a frame. O processo pode ser visto abaixo:

- Importação do vídeo no programa;
- Seleção dos frames de interesse;
- Escolha do modelo biomecânico de acordo com o plano de predominância do movimento (sagital, coronal ou transversal);
- Posicionamento do modelo biomecânico, onde as articulações do modelo são sobrepostas nas marcações anatômicas;
- Geração de relatório contendo informações cinemáticas e cinéticas.

O relatório das cenas de interesse contém informações sobre as articulações e segmentos, no que se refere ao dimensionamento linear, ângulos articulares e segmentares e parâmetros cinéticos que não serão considerados nesta pesquisa.

3.3 Análise dos dados

3.3.1 Plataforma Digital 3D

Uma dificuldade prevista é referente à comparação dos dados obtidos por meio dos diferentes sistemas 3D sem que houvesse perda ou qualquer tipo de alteração nas informações originais.

A solução encontrada foi a criação de uma plataforma que pudesse constituir um campo neutro entre estes sistemas.

A ferramenta, chamada Plataforma Digital 3D foi desenvolvida em uma plataforma de jogos⁴⁶ para realizar a análise de capturas de movimentos advindas a partir de diferentes métodos ou sistemas.

Além desta flexibilidade em relação aos sistemas, a plataforma também facilita a análise de parâmetros cinemáticos, uma vez que, em sua programação, os cálculos são realizados automaticamente. Estes parâmetros, para cada elemento do modelo biomecânico original, compreendem:

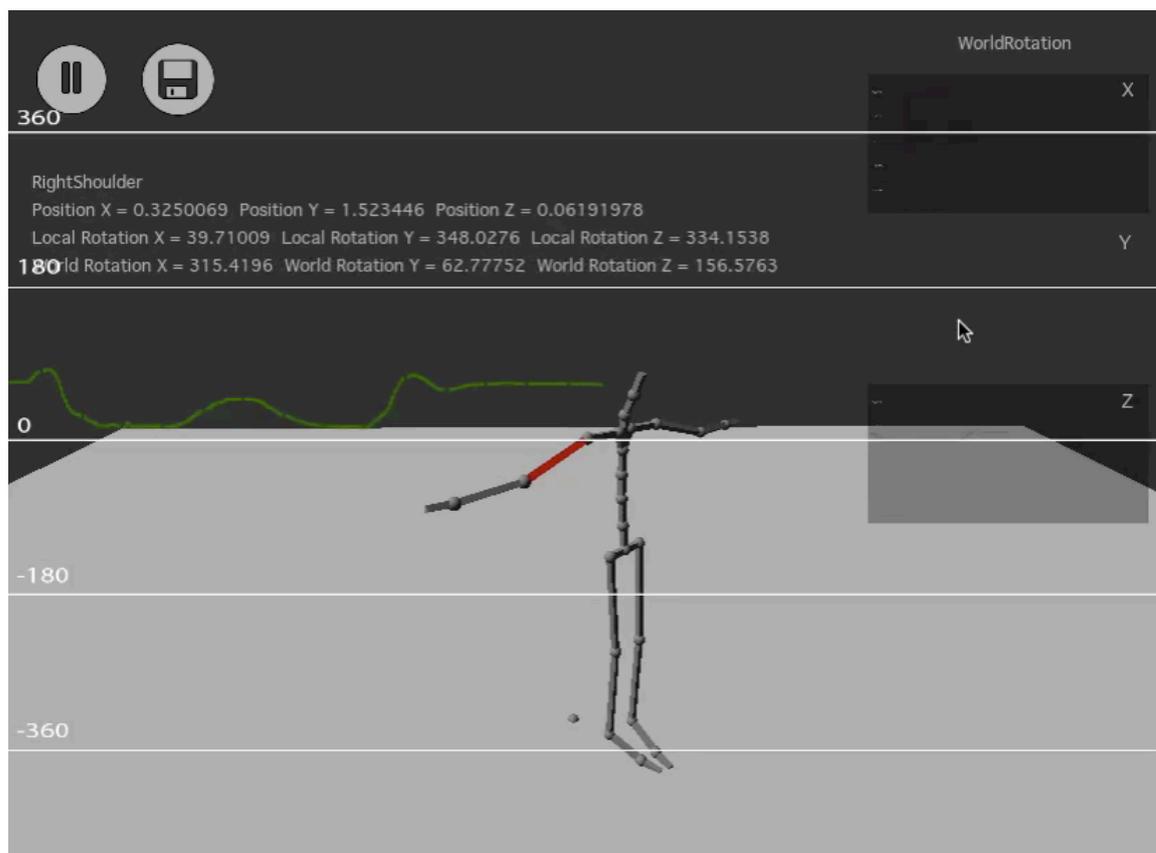
- Posição global em relação aos eixos x,y,z ;
- Rotação global em relação aos eixos x,y,z ;
- Rotação segmentar em relação aos eixos x,y,z ; e
- Velocidade angular em relação aos eixos x,y,z .

É possível extrair dados cinemáticos de um arquivo de captura de movimentos em um intervalo de tempo específico e obter gráficos comparativos, de forma a democratizar as informações obtidas através de diferentes sistemas em um único formato de saída de dados.

A primeira versão da plataforma possibilitava a visualização em tempo real destes gráficos, os quais poderiam ser alterados no que diz respeito ao parâmetro cinemático, assim como o segmento requerido (Figura 14).

⁴⁶ Unity3D. Unity Technologies. 2012.

Figura 14 – Primeira versão da Plataforma Digital

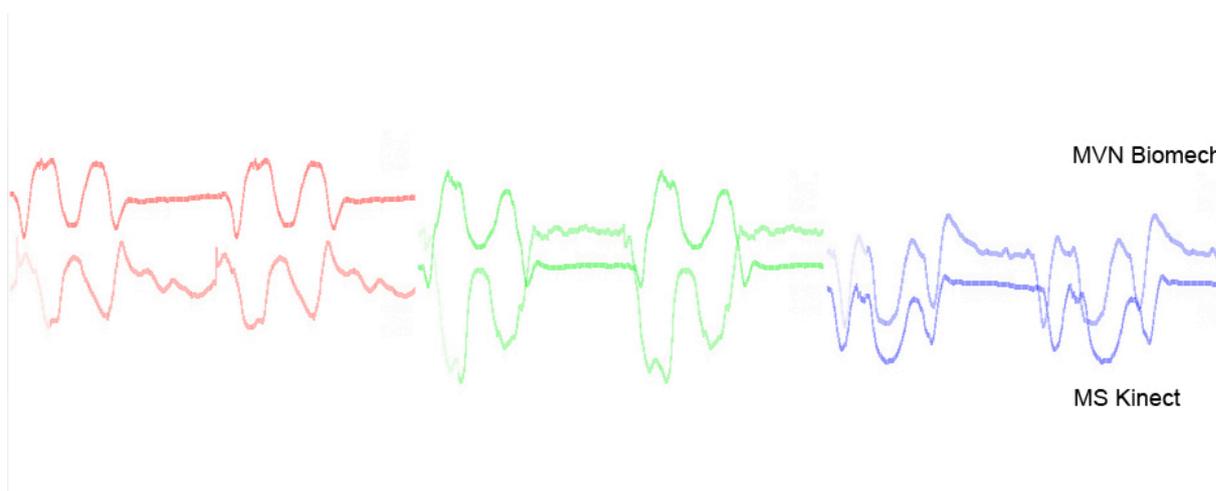


Legenda: Observação em tempo real de parâmetros cinemáticos do segmento selecionado.

Fonte: STREIT, 2013.

A limitação encontrada nesta versão da plataforma está no que se refere ao padrão de tempo selecionado, como pode ser observado na figura 15. Esta limitação é decorrente da própria plataforma de jogos, uma vez que o decorrer do arquivo de animação era baseado na taxa de frames (*framerate*) da plataforma, e não do próprio arquivo. Sendo assim, a passagem de tempo ocorria de forma irregular, dependendo do processamento do computador e da complexidade do arquivo. Isto era traduzido em gráficos com atrasos de uma movimentação em relação a outra, dificultando a análise estática e dinâmica das posturas e, conseqüentemente, sua comparação.

Figura 15 – Gráficos obtidos a partir da primeira versão da plataforma



Legenda: Gráficos de deslocamento do braço direito em x, y e z.

Fonte: STREIT, 2013.

Em função desta limitação, foi desenvolvida uma segunda versão, que opera de forma independente do tempo de processamento da plataforma. Nesta versão, à medida em que a movimentação ocorre, os parâmetros cinemáticos calculados são transpostos em um arquivo de texto, com referência ao tempo decorrido do arquivo original.

Embora os arquivos dos sistemas sejam incorporados na plataforma no mesmo formato (FBX), sua formatação interna difere. Esta diferença se dá principalmente devido à hierarquia dos modelos biomecânicos.

O arquivo de texto foi idealizado de forma a democratizar as informações contidas nos dados de captura de movimentos advindos de diferentes sistemas e facilitar a análise destes dados, de forma a serem facilmente inseridos em planilhas de dados.

A Plataforma Digital 3D importa os arquivos de dados em formato FBX e reconstrói o modelo biomecânico de acordo com seus dados de origem. Manter os dados originais é importante uma vez que anula a possibilidade de acúmulo de erro nesta etapa.

A outra alternativa, que também seria o processo de *retarget* (ou transposição) do movimento em um outro corpo rígido ou, outro modelo biomecânico. Porém, embora esta alternativa signifique a comparação dos movimentos em um mesmo modelo biomecânico, este processo de transposição alteraria as informações originais dos arquivos.

3.3.2 Os modelos biomecânicos

Para possibilitar a comparação de modelos biomecânicos distintos, foi realizado um levantamento das características funcionais dos modelos biomecânicos no que se refere à posicionamento das articulações em relação às características anatômicas, hierarquia e nomenclatura das articulações e a definição dos sistemas de coordenadas locais. Este levantamento teve como objetivo avaliar quais dados são passíveis de comparação.

As características anatômicas dos modelos foram estudadas de forma a determinar quais pontos anatômicos são considerados na definição das articulações. Da mesma forma, o estudo da hierarquia foi realizado para determinar quais elementos determinam o deslocamento das cadeias cinemáticas. Já o estudo dos sistemas de coordenadas locais foi realizado para verificar se os padrões podem ser comparados.

a) MVN Biomech

O modelo biomecânico do MVN BIOMECH possui 23 segmentos com 22 articulações. Os parâmetros destes são calculados a partir de 17 sensores de inércia divididos entre 10 nos membros superiores e 7 nos membros inferiores.

O referido modelo assume os segmentos como corpos rígidos. Ao contrario dos sistemas óticos, nos quais as posições das marcas anatômicas são medidas a partir de algoritmos de visão computacional, o sistema inercial as define a partir de cálculos, utilizando as acelerações, velocidades angulares e rotações, combinadas com o modelo biomecânico (MVN TECHNOLOGIES, 2009). Estes cálculos resultam no rastreamento de 22 segmentos. Suas determinações anatômicas podem ser observadas abaixo:

- Pélvis: determinada a partir do ponto médio entre o centro de rotação do quadril esquerdo e direito;
- Segmentos do tronco: definidos a partir da interpolação dos sensores localizados no quadril, esterno e cabeça - L5 (vértebra lombar 5), L3 (vértebra lombar 3), T12 (vértebra torácica 12) e T8 (vértebra torácica 8).
- Pescoço: o segmento do pescoço também é calculado a partir da interpolação de sensores no modelo biomecânico;
- Cabeça: calculado a partir do sensor posicionado na cabeça;

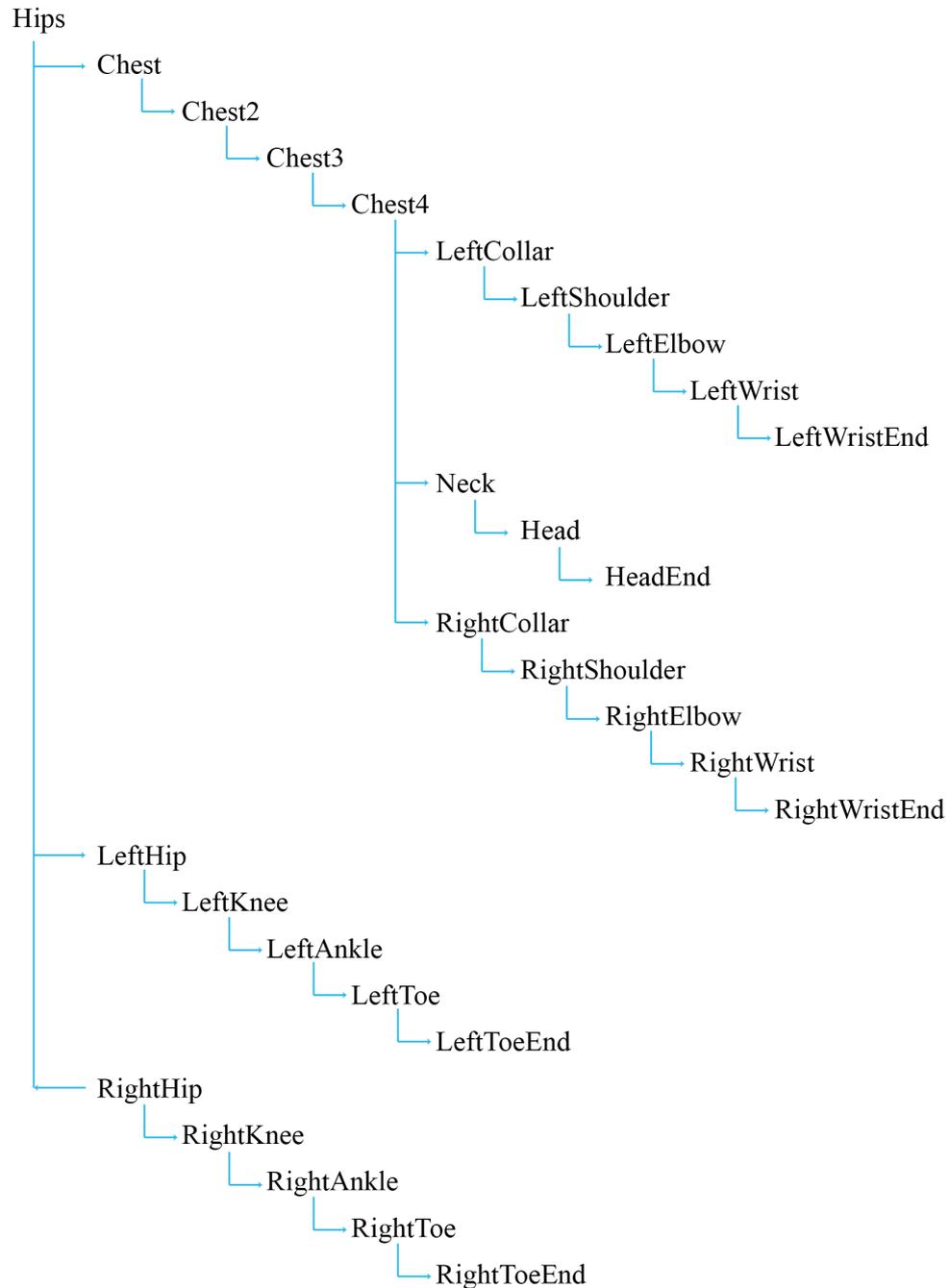
- Braço: relativo ao segmento do úmero, medido a partir da articulação do ombro à do cotovelo.
- Antebraço: relativo aos segmentos rádio e ulna, medido a partir da articulação do punho à do cotovelo. A origem do cotovelo é considerada o ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial.
- Mão: segmento medido com origem no punho (determinada como ponto médio entre o estilóide radial e estilóide ulnar) à falange distal do dedo médio.
- Coxa: o modelo biomecânico MVN considera os epicôndilos lateral e medial na mesma altura. Sendo assim, o segmento da coxa é medido com base no trocanter maior (esquerdo/direito) ao ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do joelho (esquerdo/direito).
- Perna: medida a partir do ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do joelho ao maléolo lateral

O motor de fusão do sistema inercial utiliza as posturas de calibragem para definir a direção dos eixos de coordenadas, onde o eixo X é orientado para frente, Y entre articulações e Z para a direita. Sendo assim pode-se concluir que qualquer erro no processo de calibragem é cumulativo durante o rastreamento, podendo invalidar os dados adquiridos (ROETENBERG, 2006).

O arquivo gerado pelo sistema inercial corresponde a um modelo biomecânico, cuja hierarquia pode ser observada na figura 16.

A hierarquia determina a dependência que as articulações possuem umas das outras. É importante notar que a raiz desta hierarquia comanda os outros elementos, sendo, portanto, o elemento que irá determinar a direção do restante.

Figura 16 – Hierarquia do modelo biomecânico gerado pelo sistema inercial MVN Biomech



Fonte: STREIT, 2013.

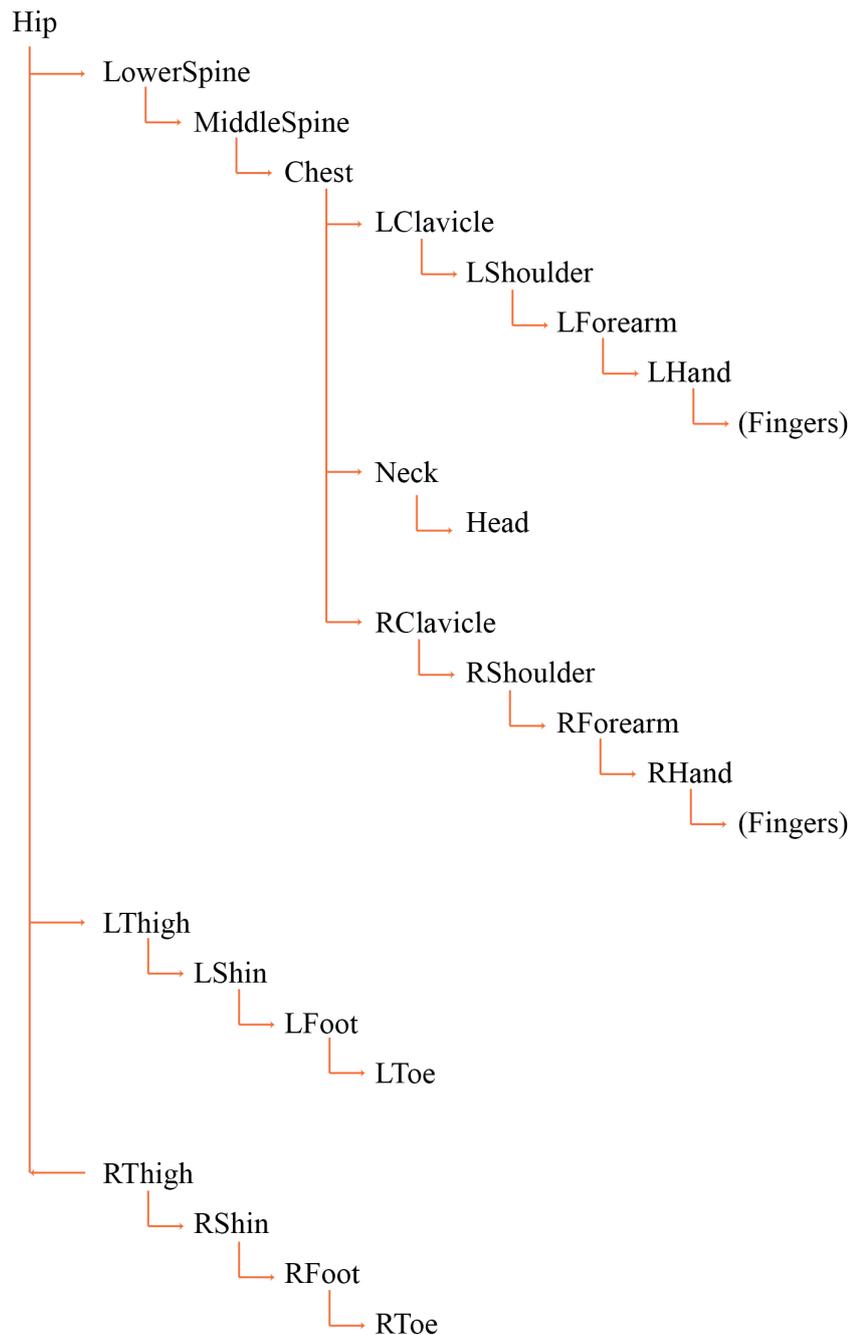
b) iPiSoft

O modelo biomecânico do iPiSoft possui 22 segmentos formados por 21 articulações. Eles são determinados a partir da sobreposição do modelo na nuvem de pontos gerada pelo sensor de profundidade do console Kinect. O modelo foi idealizado, principalmente, para

aplicação em animação. Suas articulações tem suas rotações zeradas na pose T. Esta característica permite a transferência de movimentos para outros modelos, sem que hajam rotações iniciais. Este fator auxilia o processo de *retarget*.

A hierarquia do modelo pode ser observada na figura 17:

Figura 17 – Hierarquia do modelo biomecânico gerado pelo sistema iPiSoft/Kinect



Fonte: STREIT, 2013.

Pelo fato de o movimento ser rastreado a partir da nuvem de pontos, uma das avaliações a ser realizada nos experimentos será sobre como o sistema considera os segmentos - rígidos ou flexíveis.

Em relação às referências anatômicas utilizadas, não foram encontradas documentações a respeito. Sendo assim, estas foram estimadas com base na observação do rastreamento. Nesta, foram levantados os seguintes pontos:

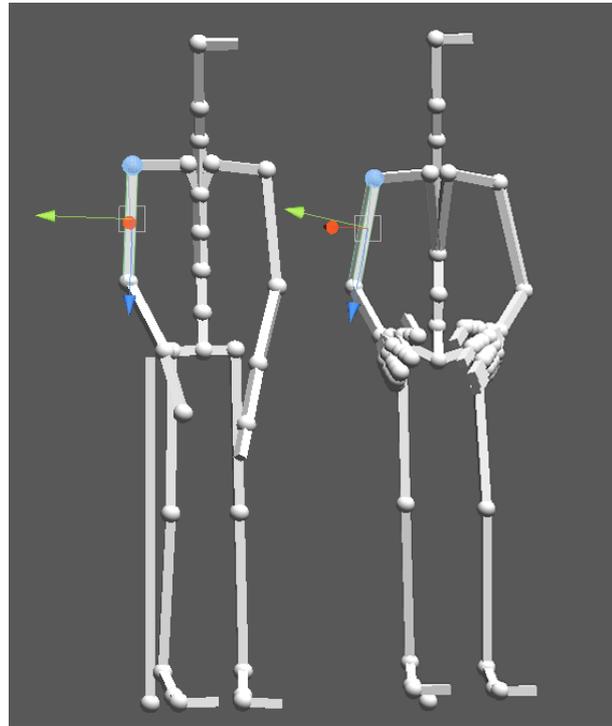
- Segmentos do tronco: estima-se que os segmentos do tronco são referentes à L5 e L3 e L1.
- Cabeça: segmento determinado a partir do pescoço à extremidade distal da cabeça;
- Braço: medido a partir da articulação do ombro à do cotovelo.
- Antebraço: medido a partir da articulação do punho à do cotovelo.
- Mão: medido com origem no punho. Embora o sistema não capture o movimento dos dedos, o modelo biomecânico possui todos os seus segmentos.
- Coxa: medido a partir da altura referente ao trochanter maior ao epicôndilos medial do joelho
- Perna: medida a partir do epicôndilo medial do joelho ao maléolo lateral

As principais diferenças entre os modelos biomecânicos em pose neutra (sem movimentação aplicada, com rotações e translações originais) podem ser observadas abaixo:

- O sistema de coordenadas locais difere: enquanto o MVN Biomech é baseado, sempre que possível, nas recomendações ISB (WU; CAVANAGH, 1995), o modelo do iPiSoft em pose neutra possui todas as rotações zeradas. Este fator se mostrou um impedimento para a comparação de parâmetros cinemáticos locais adquiridos a partir da plataforma digital (velocidade angular e rotação segmentar);
- As referências relacionadas à coluna são diferentes. Enquanto o MVN Biomech estima 4 segmentos da coluna, o iPiSoft estima 3. Não será possível compará-las a partir de medição direta, uma vez que os segmentos relacionados ao modelo iPiSoft não puderam ser estimados de forma confiável (Figura 18).
- No plano sagital, também foram encontradas rotações originais no modelo do iPiSoft. Estas rotações impedem a retirada direta da informação de inclinação da coluna, assim como inclinações relativas entre os modelos originais. Sendo assim, o método utilizado para obter a inclinação da coluna terá como base o padrão internacional (ISO

11226), no qual a variação da inclinação é medida com base em uma postura de referencia.

Figura 18 – Principais diferenças entre os modelos biomecânicos MVN Biomech e iPiSoft/Kinect.



Legenda: Modelo biomecânico MVN Biomech e iPiSoft, respectivamente. Visualização das diferenças entre os sistemas de coordenadas locais.

Fonte: STREIT, 2013.

- Rotações encontradas na pélvis e na clavícula no plano coronal do modelo do iPiSoft também se mostraram como impedimentos para a comparação de ângulos relativos dos segmentos relacionados ao ombro e quadril. Da mesma forma, em relação ao modelo MVN Biomech, sabe-se que a clavícula não é medida pelo sistema (MVN Technologies 2009)

Concluindo, os segmentos que se referem às mesmas marcas anatômicas são: cabeça, braço, antebraço, mão, coxa e perna.

3.3.3 Comparação dinâmica

A comparação dinâmica dos dados, referente ao deslocamento global das articulações, terá início na Plataforma Digital 3D. A partir da seleção dos intervalos de interesse na Plataforma, serão confeccionados gráficos a partir dos dados de deslocamento global obtidos (x, y e z) em cada articulação. Os deslocamentos dos segmentos serão comparados apenas entre os sistemas 3D.

3.3.4 Comparações estáticas

a) Comparação segmentar

A partir de dados cinemáticos também é possível obter dados dimensionais segmentares (antropométricos). Os corpos rígidos, por definição, possuem seu dimensionamento fixo. As dimensões articulares são calculadas por ambos os sistemas 3D, porém de forma distinta: enquanto o MVN Biomech leva em consideração os dados dimensionais segmentares durante o processo de calibragem, os consoles MS Kinect através do iPiSoft os estimam a partir da altura do sujeito e do rastreamento na nuvem de pontos.

Sendo assim, o primeiro objetivo desta análise será determinar se a característica de segmentos rígidos é existente no rastreamento do movimento no software iPiSoft. Isto será definido a partir da comparação dimensional dos segmentos em diferentes momentos de uma mesma captura.

O segundo objetivo diz respeito à precisão dos três sistemas em relação a este cálculo segmentar. A base de comparação será o dimensionamento real dos segmentos do voluntário, extraído com o uso de antropômetros. As dimensões serão retiradas a partir das mesmas referências utilizadas nos modelos biomecânicos de forma bilateral.

Devido à complexidade do corpo humano e, principalmente, possíveis alterações dimensionais ocasionadas por movimentações articulares, interferências de músculos e tecidos, espera-se um resultado dimensional próximo ao que foi capturado. Sendo assim, o voluntário será medido em pose T, a qual é considerada pelos dois sistemas como pose de calibragem.

A medição será baseada nas seguintes medidas lineares, como proposto por Beunen e Borms (1990):

- Longitudinais: estatura do voluntário, caracterizada pela altura do chão à extremidade distal da cabeça;
- Altura tronco-clavícula: permite determinar as alturas segmentares da cabeça, do pescoço e do tronco; e
- Comprimento de segmentos: distância entre dois pontos no eixo longitudinal do segmento.

Tabela 1: Relação das medidas comparadas e definições de extração.

	Medida	Definição
1	Altura total	Altura do chão à extremidade distal da cabeça
2	Altura do tronco	Altura do quadril à sétima vértebra cervical
3	Cabeça	Sétima vértebra cervical à extremidade distal da cabeça
5	Braço	Distancia segmentar do acrômio ao ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do úmero.
6	Antebraço	Distancia segmentar do ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do úmero à articulação do punho
7	Quadril	Distancia linear entre o trochanter maior e a origem do quadril
8	Coxa	Distancia segmentar entre o trochanter maior e o ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do joelho
9	Perna	Medida a partir do ponto médio entre os epicôndilos lateral e medial do joelho ao maléolo lateral

Fonte: Adaptado de Beunem e Borms (1990)

As medidas do pé não serão comparadas, uma vez que os sistemas as medem de forma diferente.

b) Comparação angular

O objetivo desta comparação é observar as diferenças nos cálculos angulares segmentares e articulares entre os sistemas.

A comparação será realizada em duas etapas: a partir de dados bidimensionais, coletados a partir da projeção dos dados 3D nos planos de predominância de movimento, onde

serão utilizados também os dados obtidos a partir do registro por vídeo; e a partir dos dados tridimensionais, onde serão comparados ângulos articulares e segmentares com base na reconstrução dos modelos biomecânicos em posturas estáticas.

A retirada dos ângulos será realizada a partir da reconstrução dos modelos com base nas coordenadas x,y,z obtidas através da plataforma digital da seguinte forma:

Serão retirados os ângulos articulares de interesse a partir do plano formado pelas articulações distais dos seus segmentos adjacentes. Serão estes:

- Ângulos articulares dos joelhos direito e esquerdo, medido a partir do plano formado pelas articulações do calcanhar e quadril;
- Ângulos articulares dos cotovelos direito e esquerdo, medidos a partir do plano formado pelas articulações do ombro e punho
- Ângulos articulares dos punhos direito e esquerdo, medidos a partir dos planos formados pela articulação do cotovelo e da falange distal da mão.

Apenas as informações dos ângulos articulares não são suficientes para uma comparação satisfatória, uma vez que os ângulos obtidos podem ser semelhantes entre os sistemas, porém a orientação dos seus segmentos podem não ser. Utilizando como exemplo a mesma articulação do cotovelo, os sistemas podem informar ângulos semelhantes em relação à sua flexão, porém a inclinação do braço e antebraço pode diferir.

Tendo isto em vista, também serão retirados ângulos segmentares, constituídos a partir do posicionamento de um eixo de referência com origem na articulação dos segmentos em questão no plano de predominância de movimentos. Visando obter consistência nos dados e, portanto, poder compará-los, os ângulos segmentares serão retirados nos planos ortogonais da mesma forma nos dois sistemas, onde:

- Os segmentos com predominância de movimentos no plano sagital serão medidos em relação ao eixo Y, positivo no sentido anti-horário;
- Os segmentos com predominância de movimentos no plano transversal serão medidos em relação ao eixo Z, positivo no sentido anti-horário; e
- Os segmentos com predominância de movimentos no plano coronal serão medidos em relação ao eixo Y, positivo no sentido anti-horário.

Quando nos planos de predominância de movimentos, os seguintes ângulos segmentares serão extraídos:

- Ângulos segmentares dos braços direito e esquerdo (inclinação), medidos a partir do eixo ortogonal com origem na articulação do ombro em relação ao segmento do braço;
- Ângulo segmentares dos antebraços direito e esquerdo (inclinação), medidos a partir do eixo ortogonal com origem na articulação do cotovelo em relação ao segmento do antebraço;
- Ângulos segmentares das mãos (inclinação), medidos a partir do eixo ortogonal com origem na articulação do punho em relação à falange distal;
- Ângulos segmentares das coxas esquerda e direita (inclinação), medidos a partir do eixo ortogonal com origem na cabeça do fêmur (quadril esquerdo/direito) em relação ao segmento da coxa.
- Ângulo segmentar da perna (inclinação), medido a partir do eixo ortogonal com origem na articulação do joelho em relação ao segmento da perna.

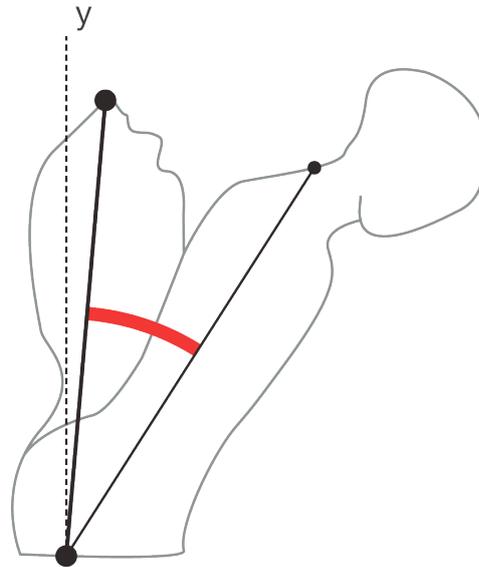
Outros parâmetro de comparação considerados na norma ISO são referentes à inclinação do tronco e da cabeça, definidos a partir da variação do segmento em questão a partir de uma postura de referência.

A postura de referência é definida na ISO 11226 como a “postura sentada ou de pé, com o tronco não rotacionado, ereto e os braços posicionados livremente ao longo do corpo”⁴⁷ (tradução do autor). Vale salientar que, como os sistemas estudados calibram o usuário em pose T, a postura de referência utilizada neste trabalho será a mesma.

A medida de inclinação do tronco é retirada a partir do ponto anatômico referente ao trochanter à sétima vértebra cervical, tendo como referência o plano sagital, como pode ser observado na figura 19.

⁴⁷ Texto em língua estrangeira: sitting or standing posture with a non-rotated upright trunk and the arms hanging freely, while looking straight forward along the horizontal. ISO 11226:2000. Ergonomics: Evaluation of static working postures. 2000.

Figura 19 – Representação do método de extração da inclinação do tronco



Fonte: Adaptado de ISO 11226:2000.

A reconstrução dos modelos biomecânicos para as análises estáticas será feita da seguinte maneira:

Para a captura de movimentos em 2D:

- o vídeo da captura é importado no software de análise bidimensional;
- o fator de escala é ajustado com base no frame contendo o marcador de referência;
- os frames de interesse são selecionados;
- o modelo biomecânico é posicionado sobre as marcas anatômicas;
- é criado um relatório do modelo;
- deste relatório, apenas as informações de coordenadas x,y serão retiradas para a reconstrução dos modelos.

Para as capturas de movimentos em 3D:

- a postura de interesse é selecionada na plataforma digital;
- como a plataforma tem como base a variável de tempo (em segundos), o instante de interesse é selecionado em cada uma das capturas;
- os dados referentes às coordenadas globais de todos os elementos cinemáticos no instante de interesse são retirados da planilha de dados gerados pela plataforma;
- as coordenadas x,y,z de cada elemento cinemático são reconstruídas em software 3D para determinação dos pontos articulares;

- é realizada a união dos pontos articulares a partir de linhas, representando os segmentos;
- são retirados destes elementos os ângulos articulares e segmentares.

Os ângulos articulares dos modelos biomecânicos estáticos que serão comparados no plano sagital utilizando os dados obtidos a partir do registro 2D compreendem: a articulação do joelho - formada a partir dos segmentos da perna e da coxa, e a articulação do cotovelo - formada a partir do braço com o antebraço. A escolha por estes ângulos se deu devido à ausência de parâmetros na coluna no sistema 2D.

Os dados obtidos a partir dos sistemas 3D serão projetados no plano sagital de forma a serem comparados com os dados obtidos por vídeo.

4 EXPERIMENTOS

4.1 Experimento piloto

Visando avaliar as características dos sistemas no que concernem suas restrições e vantagens, assim como aferir detalhes de sua utilização simultaneamente, foi realizado o experimento piloto no dia 2 de outubro de 2012. O experimento foi realizado na academia Qualivida, localizada no prédio da Receita Federal do Rio de Janeiro, a qual disponibilizou o espaço para a realização do experimento de caminhada na esteira.

O objeto de estudo de caminhada sobre esteira foi escolhido devido aos seguintes fatores:

- À extensão de estudos e materiais publicados sobre cinemática da marcha humana⁴⁸;
- Os movimentos realizados são cíclicos, fator que auxilia a comparação dos dados obtidos posteriormente;
- Por ser uma movimentação básica, passível de ser observada em ambientes diversos;
- Por se tratar de uma atividade exercida em um espaço previamente delimitado, possibilitando eventuais repetições do experimento, seguindo as *condições de repetibilidade*⁴⁹, conforme descrito pela organização mundial de desenvolvimento de padrões (ASTM); e
- O deslocamento do usuário é realizado em uma área fixa, o que permite o estudo dos posicionamentos dos consoles no plano de predominância do movimento, no caso, plano sagital.

⁴⁸ Dockstader SL, Tekalp AM. A Kinematic Model for Human Motion and Gait Analysis. Workshop on Statistical Methods in Video Processing. 2002. ; WEBER, I. Et al 2012.

⁴⁹ “As *condições de repetibilidade* preferíveis são aquelas nas quais os resultados dos testes são obtidos a partir do mesmo método, no mesmo laboratório, pelo mesmo operador, utilizando o mesmo equipamento, dentro do menor período de tempo prático, utilizando unidades ou amostras de teste colhidos aleatoriamente, a partir de uma única quantidade de material, tão homogêneo quanto possível.” (ASTM E177-10. Standart Practice for Use of Terms Precision and Bias in ASTM Test Methods. Copyright by ASTM Int’l. Tradução da autora)

4.1.1 Obtenção dos dados

A montagem do experimento teve início com o deslocamento da esteira para a área central na sala, de forma a permitir o posicionamento do sistema MS Kinect e iPiSoft. Abaixo, pode ser observada a descrição dos eventos referentes à montagem deste:

- Os consoles foram conectados à fonte de energia e ao laptop, onde foi dado início ao software iPi Recorder;
- Centralizando o conjunto esteira e usuário, os consoles foram posicionados a aproximadamente 90 graus, tendo como ponto de origem a área de captura de interesse. Cada console foi posicionado de forma a distar 3,5m do ponto de origem.
- A cena de calibragem do ambiente foi realizada; e
- Foi realizado o registro da cena de calibragem dos dois consoles, utilizando o marcador plano retangular de 80 x 50cm. A cena teve 60 segundos, ou 1800 frames, de duração. (Embora o recomendado seja um mínimo de 150 frames, buscou-se aumentar as chances de obter o alinhamento das nuvens de pontos)

A montagem do sistema inercial MVN Biomech pode ser observada abaixo:

- Os sensores MTx foram posicionados no corpo do voluntário nos locais predeterminados e interligados por meio de cabos;
- O software MVN Studio foi iniciado;
- Após iniciar os receptores XBUS, foi realizado o reconhecimento dos sensores pelo sistema;
- A calibragem do usuário teve início com a inserção de suas medidas corporais no sistema;
- O voluntário realizou as poses N, T e agachamento, cujo resultado foi considerado “Aceitável” pelo sistema.

Durante o processo de calibragem, foram observadas perturbações causadas por interferência, principalmente nos membros inferiores do voluntário. Após estudar a proveniência da interferência, foi encontrado que sua origem foi advinda da estrutura metálica do prédio.

O registro dos sistemas teve início com o MVN Xsens. A partir do momento que os dois sistemas estavam gravando, foi realizada a calibragem dos Kinects em pose T e estabelecido um ponto de sincronia para posterior processamento. Foi dado início ao

movimento de caminhada na esteira, a qual teve duração de 3:17 minutos. O voluntário iniciou a atividade caminhando e aumentou a velocidade 2 vezes em intervalos predeterminados de 1 minuto. As velocidades, de acordo com o monitor da esteira - o qual não se pode estabelecer a precisão, foram de 3.4km/h, 4km/h e 8km/h respectivamente. Ao término do experimento, os registros foram salvos.

Pôde ser observada, além da interferência causada pela estrutura, interferência advinda do material da esteira durante a realização da atividade.

O registro por vídeo teve início com o posicionamento da câmera a uma distância horizontal de 5 metros e vertical de 1.02m, no plano sagital com referência no voluntário sobre a esteira. Em seguida, os marcadores anatômicos foram posicionados nas articulações referentes ao plano sagital: auricular, 7a cervical (a qual deve ser em 3D, por não ficar frontal ao plano sagital), inserção do deltóide, epicôndilo lateral, processo estilóide, punho, grande trochanter, côndilo femoral, maléolo lateral do tornozelo, calcanhar (marcador 2D) e ponta do pé (marcador 3D). Como referencial da mão, o próprio sensor do MVN foi utilizado.

A cena de calibragem referente à posterior análise dos dados no software de análise biomecânica consistiu no posicionamento do plano de referência (50 x 60cm) no mesmo plano do usuário.

4.1.2 Análise dos dados

Embora tenham sido seguidas as etapas de calibração com um registro de 60 segundos, fatores como iluminação e reflexão de materiais impossibilitaram que o sistema encontrasse o plano de referência para sobrepor os registros de ambos os Kinects durante o pós-processamento. Sendo assim, os dados gravados posteriormente também foram invalidados, uma vez que sem a cena de calibragem, não foi possível sobrepor as nuvens de ponto e, como consequência, também não foi possível rastrear o movimento capturado.

Da mesma forma, as interferências causadas pela estrutura metálica, tanto da esteira quanto na estrutura do ambiente resultaram na invalidade do movimento capturado pelo sistema inercial. Nesse sentido, os erros se fizeram mais visíveis na rotação do tornozelo, pélvis, joelho e inclinação do pescoço.

4.1.5 Resultados

Os resultados obtidos no experimento piloto forneceram diretrizes para a avaliação e realização das capturas de movimentos seguintes. Esta avaliação consiste em levantar os aspectos funcionais dos sistemas no local de captura previamente à realização da captura em si, de acordo com os seguintes parâmetros:

- Evitar locais que possuam estrutura metálica ou atividades que consistam em lidar com equipamentos também com superfícies metálicas, capazes de perturbar o campo magnético do sistema inercial MVN Biomech;
- Se não for possível evitar a situação acima, calibrar o usuário em local onde não haja interferência e, ao registrar o movimento, não exceder 30 segundos com o sistema sob perturbação (MVN TECHNOLOGIES, 2009);
- Estudar o posicionamento dos consoles Kinect no que concernem possíveis superfícies reflexivas que invalidem a calibragem e a obtenção de dados de profundidade dos sensores;

4.2 **Experimento 2**

Levando em consideração as diretrizes obtidas no experimento piloto, a sala selecionada para o segundo experimento foi testada previamente, de forma a validar a utilização dos dois sistemas. Similarmente ampla o bastante (5m x 8m), o local selecionado permite o posicionamento dos consoles em ambas configurações (80 – 90 graus ou 110 – 180 graus) e não possui superfícies reflexivas. Sua estrutura, embora metálica, não demonstrou perturbações significantes o bastante que impedissem a utilização do sistema inercial.

A movimentação de elevação de carga foi selecionada, onde o voluntário, em posicionamento fixo, foi requisitado a realizar 3 elevações de caixas com 3 dimensões diferentes e peso constante:

- 1 - Caixa pequena: dimensões 30x20x25cm - Peso: 5kg
- 2 - Caixa média: dimensões 35x30x30cm - Peso: 5kg
- 3 - Caixa grande: dimensões 37x37x45cm - Peso: 5kg

As justificativas para o uso de elevação de carga com a utilização de caixas com diferentes dimensões foram:

- Obter dados cinemáticos comparativos do arqueamento dos braços em relação ao manejo dos objetos em questão;
- É uma movimentação passível de ser observada tanto em ambientes de trabalho, quanto em interações homem-objeto;
- É possível realizar o movimento a partir de um ponto fixo, sem deslocamento.

O voluntário foi requisitado a realizar as seguintes etapas, com uma caixa de cada vez, para a realização do experimento:

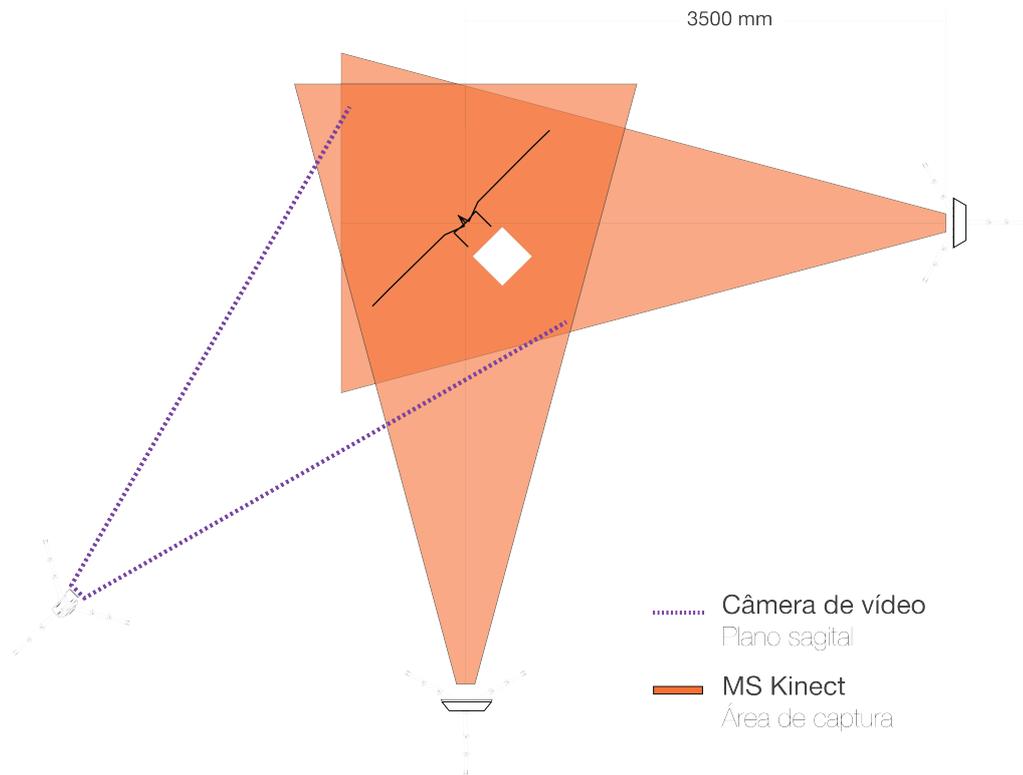
- Com os pés paralelos e fixos no chão em área predeterminada, assumir a postura inicial (T);
- Fletindo os joelhos, pegar e elevar a caixa posicionada no chão à altura dos cotovelos fletidos em aproximadamente 90 graus, mantendo esta posição por aproximadamente 5 segundos;
- Retornar a caixa no chão, mantendo os pés fixos e paralelos; e
- Retornar à postura ereta, adotando a pose T novamente.

A partir destas movimentações e momentos nos quais a posição é mantida, é possível retirar posturas de interesse para análise estática e intervalos para as análises dinâmicas.

4.2.1 Obtenção dos dados

A montagem dos sistemas foi feita de forma semelhante ao experimento piloto. O posicionamento dos consoles Kinect foi feito a aproximadamente 90 graus, tendo como ponto de origem a área de captura de interesse. Cada console foi posicionado de forma a distar aproximadamente 3,5m do ponto de origem. Este posicionamento foi escolhido visando reduzir áreas de oclusão passivas de serem geradas pelas caixas durante sua interação do voluntário. Assim, durante todas as movimentações, ambos os braços foram registrados por pelo menos um dos consoles (Figura 20).

Figura 20 – Representação do posicionamento dos sistemas óticos



Legenda: Vista superior do usuário adotando a pose T e as áreas de capturas dos sistemas

Fonte: STREIT, 2013.

Após o posicionamento dos consoles, foi realizada a calibragem do ambiente, seguida da calibragem dos consoles. Visando evitar a perda dos dados obtidos, a cena obtida foi processada logo após seu registro. O processamento foi bem sucedido e as estatísticas do alinhamento resultaram em uma média de erro em ângulos de 0,05 graus e de posição de 0,01m.

A montagem do sistema inercial teve início com o posicionamento dos sensores sobre o corpo do voluntário em locais predeterminados e interligados por meio de cabos. Após a inicialização do software MVN Studio e os receptores XBUS, os sensores MTx foram reconhecidos. Foi realizada a inserção das medidas no sistema e o voluntário assumiu as poses de calibragem (T, N e agachamento). As perturbações no campo magnético não foram fortes o bastante para invalidar ou distorcer a captura.

Assim como no experimento piloto, a ordem de inicialização dos equipamentos teve início com o MVN Biomech, que ficou no modo de registro durante todo o experimento. Os consoles MS Kinect registraram a cada nova movimentação, a partir da pose T. A sincronização dos registros, portanto, se deu a partir destas poses iniciais.

A cena de calibragem dos consoles foi realizada em 619 frames. Os três registros de movimentação utilizaram esta cena de calibragem, uma vez que não houve movimentação dos consoles.

- Movimentação 1 - Caixa pequena

O modelo biomecânico foi posicionado sobre a nuvem de pontos na pose T inicial e foi dado início ao rastreamento. A movimentação de elevação foi realizada duas vezes, totalizando 27,8 segundos rastreados. Não houveram áreas de oclusão em intervalos significativos para comprometer o rastreamento.

- Movimentação 2 - Caixa média

O modelo biomecânico foi posicionado sobre a nuvem de pontos na pose T inicial e foi dado início ao rastreamento. A movimentação de elevação foi realizada uma vez, totalizando 12,1 segundos rastreados.

Foram observadas áreas de oclusão causadas pela sobreposição dos antebraços esquerdo e direito nas pernas esquerda e direita do voluntário durante o agachamento.

Foi necessário rastrear reversamente, a partir da pose T assumida no final do registro, uma vez que a oclusão gerada resultou na perda de referência do rastreamento.

O movimento rastreado resultante possui um desvio nos membros inferiores no momento do agachamento.

- Movimentação 3 - Caixa grande

O modelo biomecânico foi posicionado sobre a nuvem de pontos na pose T inicial e foi dado início ao rastreamento. A movimentação de elevação foi realizada uma vez, totalizando 11,4 segundos rastreados.

Foram observadas áreas de oclusão causadas pela sobreposição dos antebraços esquerdo e direito nas pernas esquerda e direita do voluntário durante o agachamento e áreas de oclusão geradas pela caixa.

O movimento foi rastreado de forma reversa, porém, durante o agachamento, as referências da nuvem de pontos foram perdidas em função da oclusão, invalidando o momento em que o voluntário realiza o agachamento.

Portanto, duas das três movimentações capturadas pelos consoles MS Kinect a partir do iPiSoft mostraram resultados válidos para o estudo comparativo.

4.2.2 Análise dos dados

Os dados obtidos por ambos os sistemas foram exportados em formato FBX para a inserção na Plataforma Digital 3D, onde foram selecionados intervalos de tempo para a comparação dinâmica e posturas para as comparações estáticas.

a) Comparação dinâmica – Deslocamento global

Para comparar os sistemas em termos de deslocamento, foram selecionados intervalos de interesse, tendo como base as movimentações realizadas pelo voluntário:

Intervalo 1: Adução horizontal

Comparação do deslocamento global dos membros superiores no intervalo de tempo correspondente à 0,4 – 1,94 segundos na plataforma digital. No referido intervalo, o voluntário está realizando adução horizontal do ombro, com os cotovelos em extensão e punho em posição neutra.

Intervalo 2: Adução

Comparação do deslocamento global dos membros superiores no intervalo de tempo correspondente à 3,9 – 5,5 segundos na plataforma digital. No referido intervalo, o voluntário está realizando adução do ombro com os cotovelos levemente flexionados e punho em posição neutra.

Intervalo 3: Flexão

Comparação do deslocamento global dos membros inferiores no intervalo de tempo correspondente à 5,5 – 7,5 segundos na plataforma digital. No referido intervalo, o voluntário está realizando flexão do joelho, quadril e tornozelo (dorseflexão).

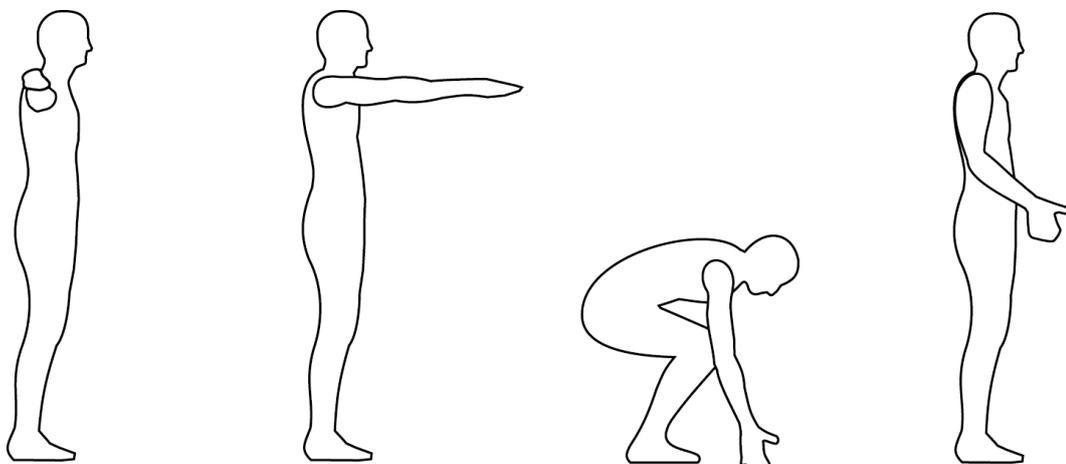
b) Comparações estáticas

As comparações estáticas segmentares e angulares foram realizadas com base na reconstrução das cinco posturas de interesse descritas abaixo (Figura 21):

- Cena 0 (tempo: 0s): a primeira cena selecionada se refere ao modelo biomecânico em pose T sem movimentação, ou seja, apenas a reconstrução do modelo biomecânico com base na hierarquia obtida no arquivo FBX.
- Cena 1 (tempo: 0,3s): a segunda cena se refere à pose T adotada propriamente pelo voluntário.
- Cena 2 (tempo: 2,02s): na terceira cena, o voluntário está assumindo a postura ereta, orientado para frente, com os dois braços estendidos à frente do corpo, perpendiculares ao tronco, realizando adução horizontal.
- Cena 3 (tempo: 8,06): a cena 3 corresponde ao momento em que o voluntário está apreendendo a caixa, ainda no chão. A postura assumida é semi agachada.
- Cena 4 (tempo: 10,21s): na última cena selecionada, o voluntário está assumindo a postura ereta, orientado para frente, com os braços fletidos, sustentando a caixa.

Os dados obtidos por meio de registro por vídeo também foram utilizados, de forma que a Cena 0 é restrita aos sistemas tridimensionais.

Figura 21 – Representação das cenas estáticas



Legenda: Cenas estáticas adotadas pelo usuário (Cena 1 à 4).

Fonte: STREIT, 2013.

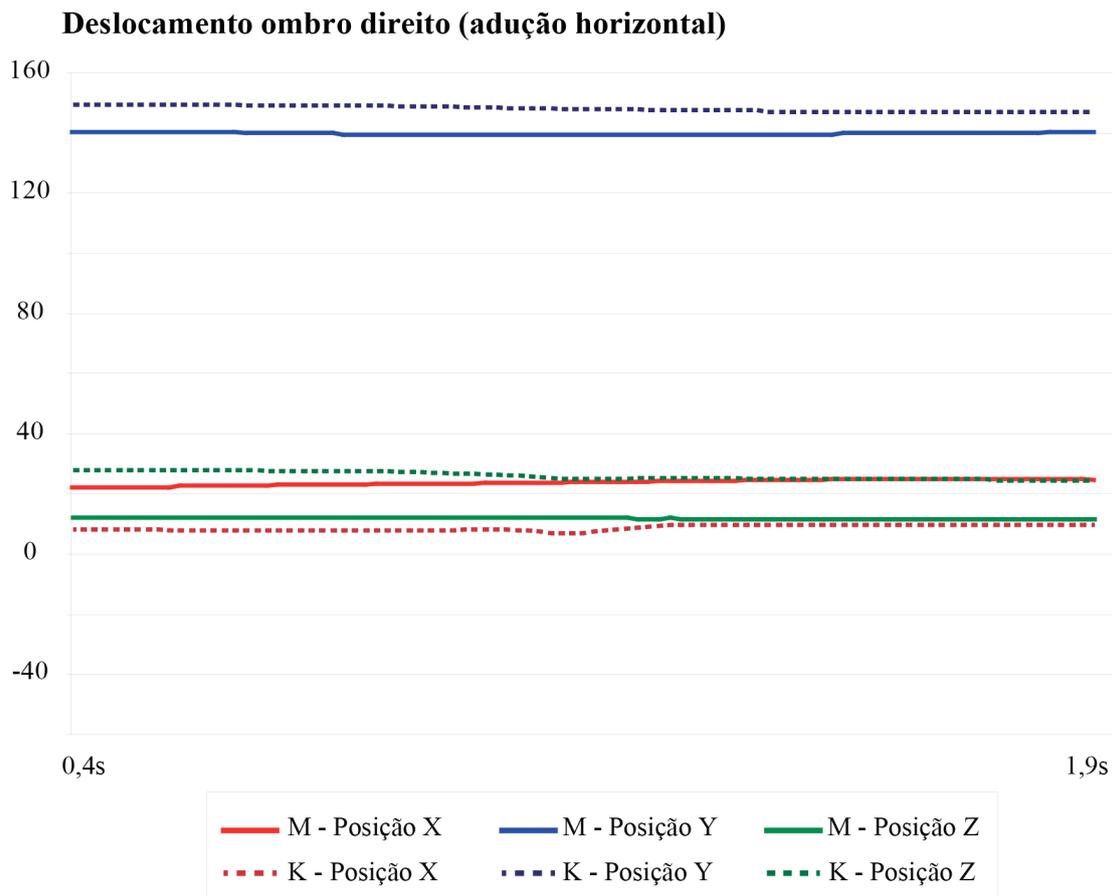
4.2.3 Resultados

a) Comparação dinâmica

A comparação dinâmica diz respeito ao deslocamento global das articulações em movimentos predeterminados. Os gráficos resultantes das movimentações foram confeccionados com base no deslocamento das articulações nos eixos x, y e z durante os três intervalos selecionados podem ser observados a seguir:

Intervalo 1: o deslocamento das articulações durante a adução horizontal foi realizada nas articulações dos membros superiores de forma bilateral. Seus respectivos resultados podem ser observados abaixo (Gráficos 1 – 6):

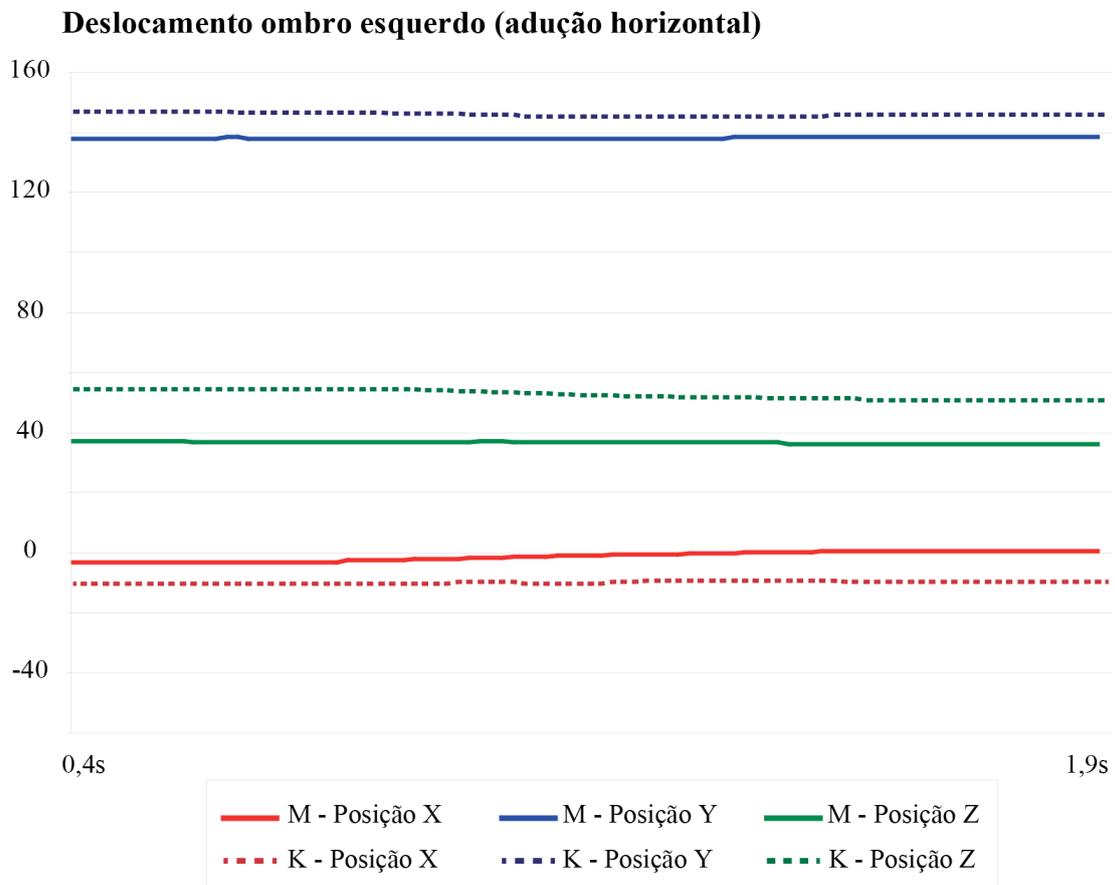
Gráfico 1 – Deslocamento do ombro direito durante adução horizontal.



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

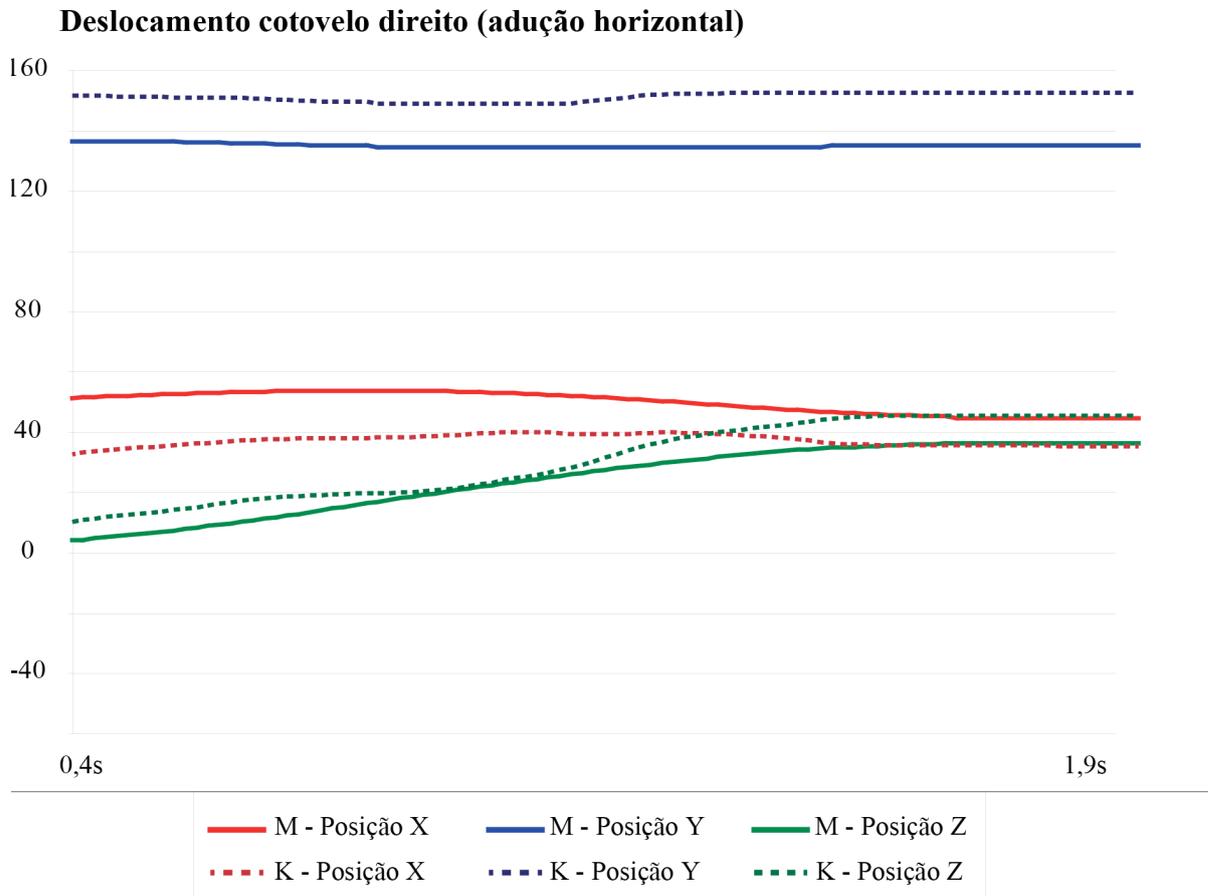
Gráfico 2 – Deslocamento do ombro esquerdo durante adução horizontal.



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

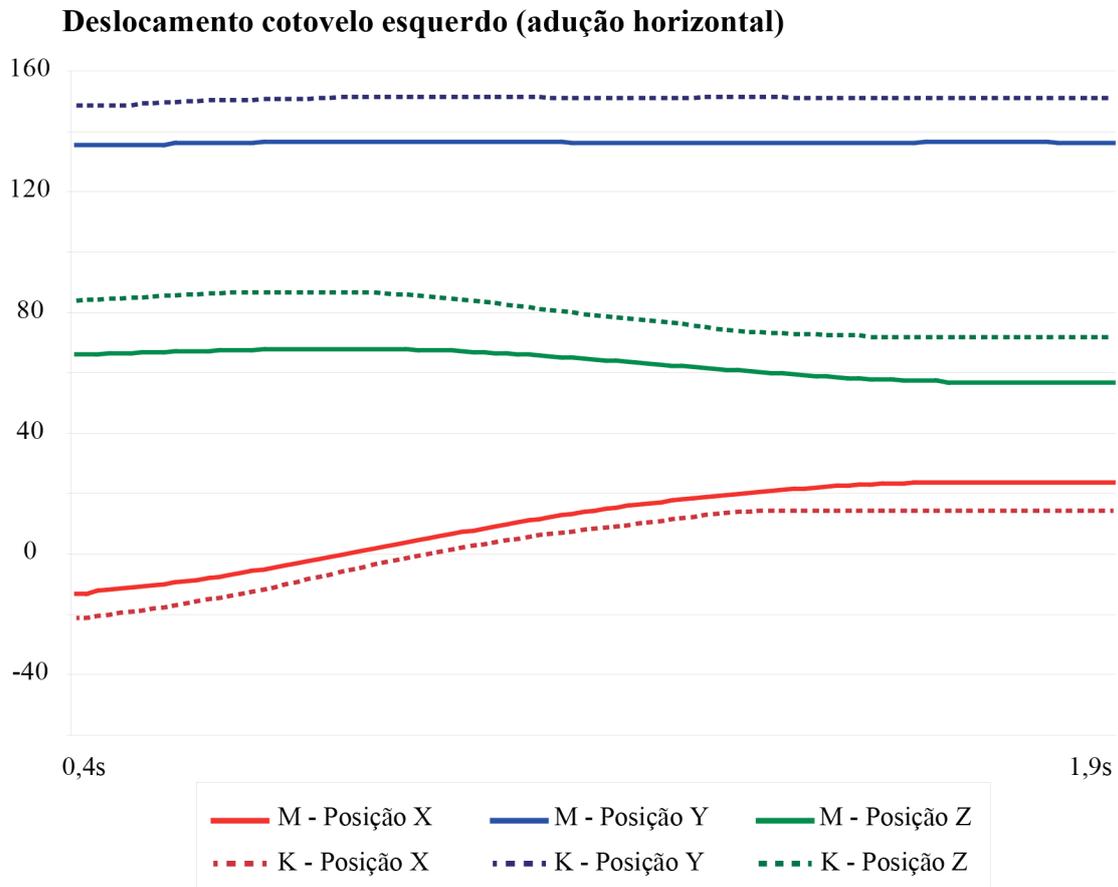
Gráfico 3 – Deslocamento do cotovelo direito durante adução horizontal.



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

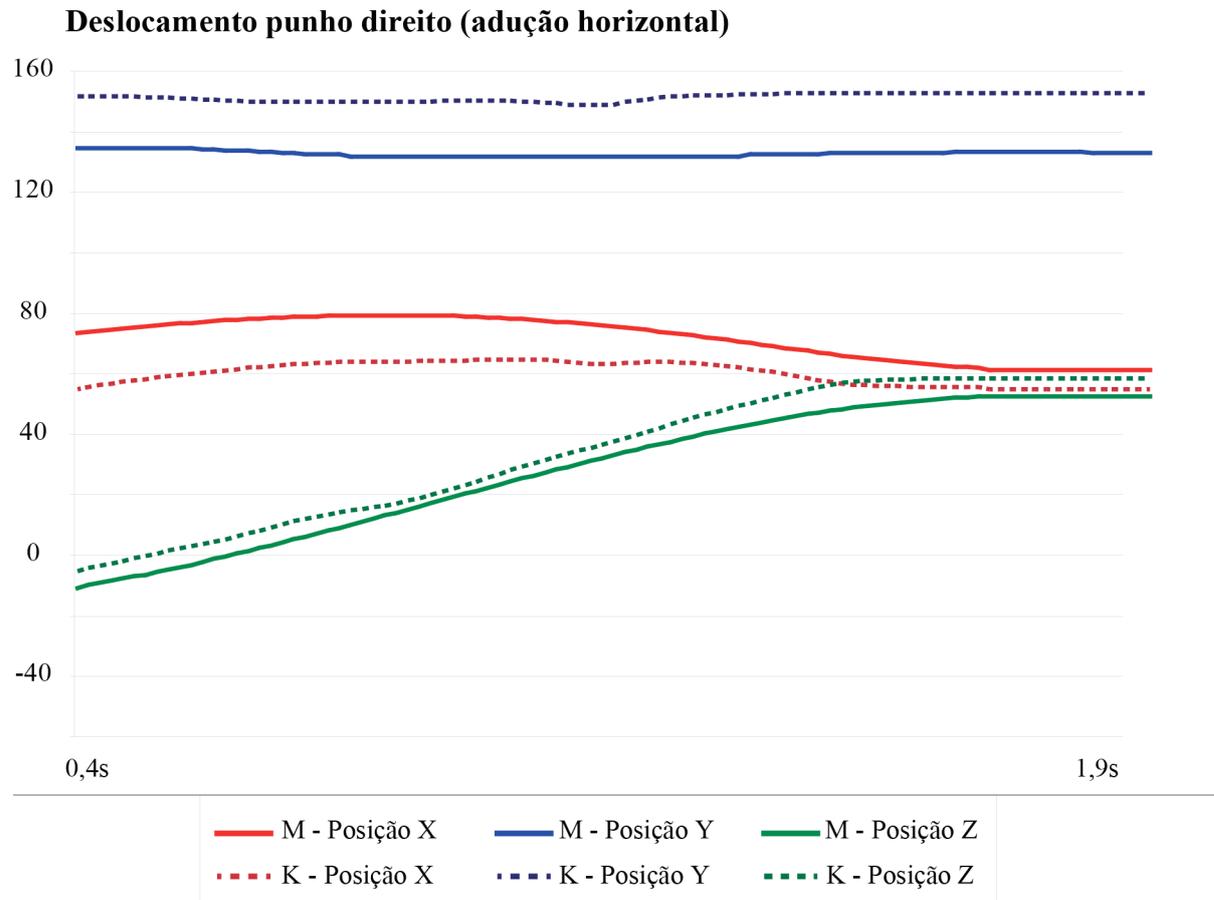
Gráfico 4 – Deslocamento do cotovelo esquerdo durante adução horizontal.



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

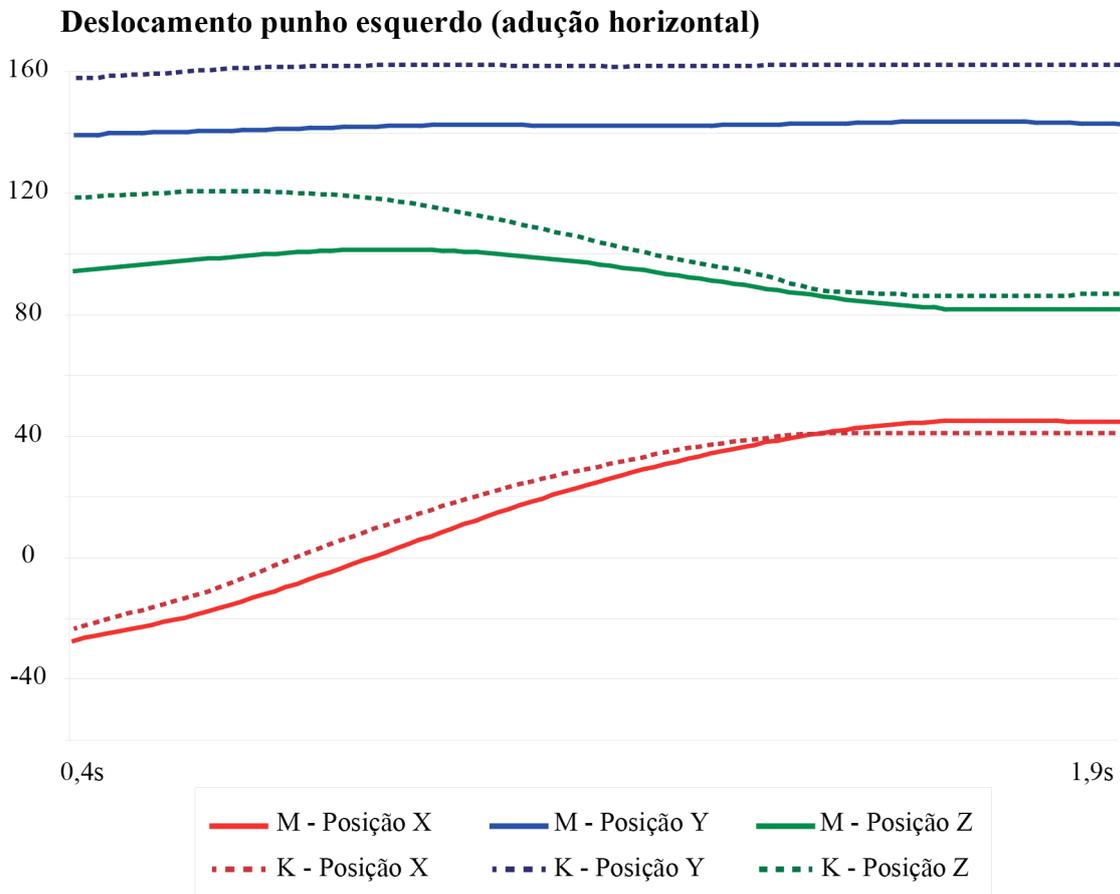
Gráfico 5 – Deslocamento do punho direito durante adução horizontal.



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 6 – Deslocamento do punho esquerdo durante adução horizontal.

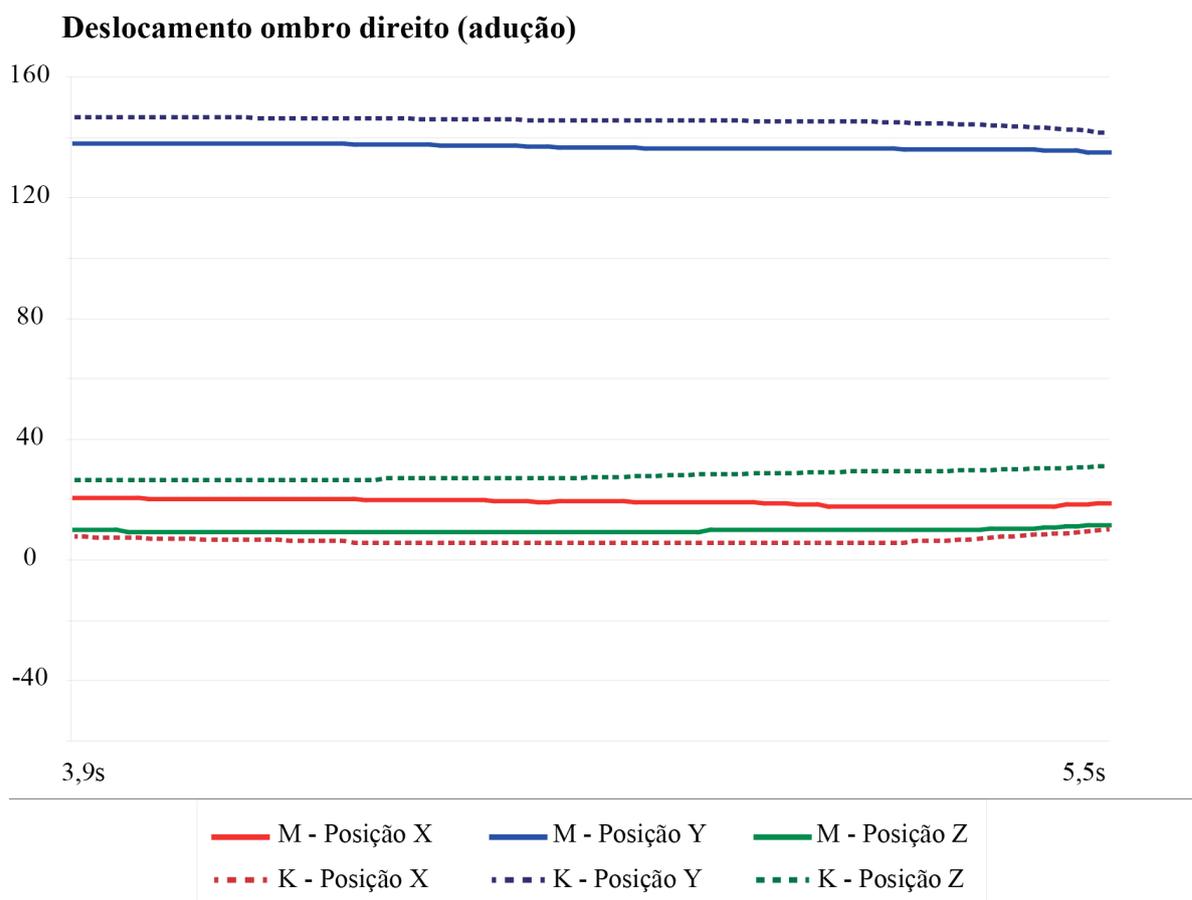


Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Intervalo 2: o deslocamento das articulações durante a adução foi realizada nas articulações dos membros superiores. Seus respectivos resultados podem ser observados abaixo (Gráficos 7 – 12):

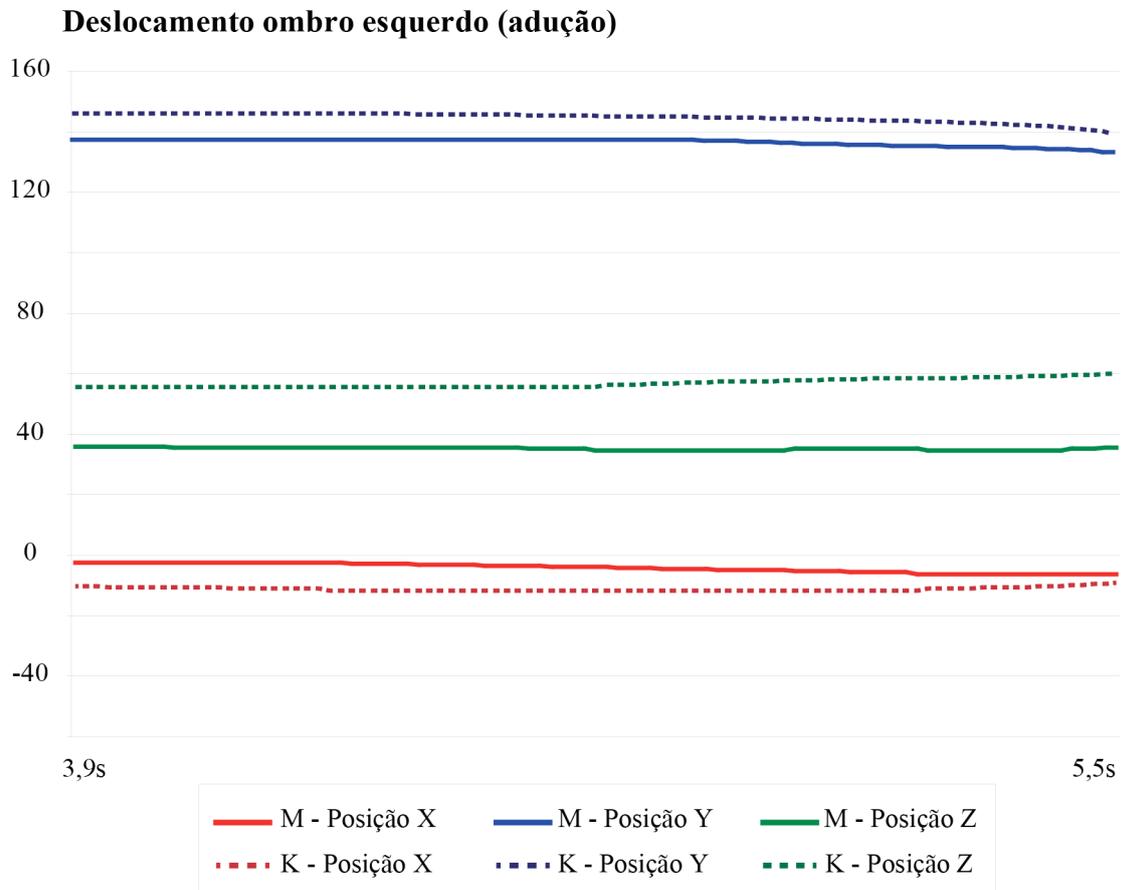
Gráfico 7 – Deslocamento do ombro direito durante adução



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

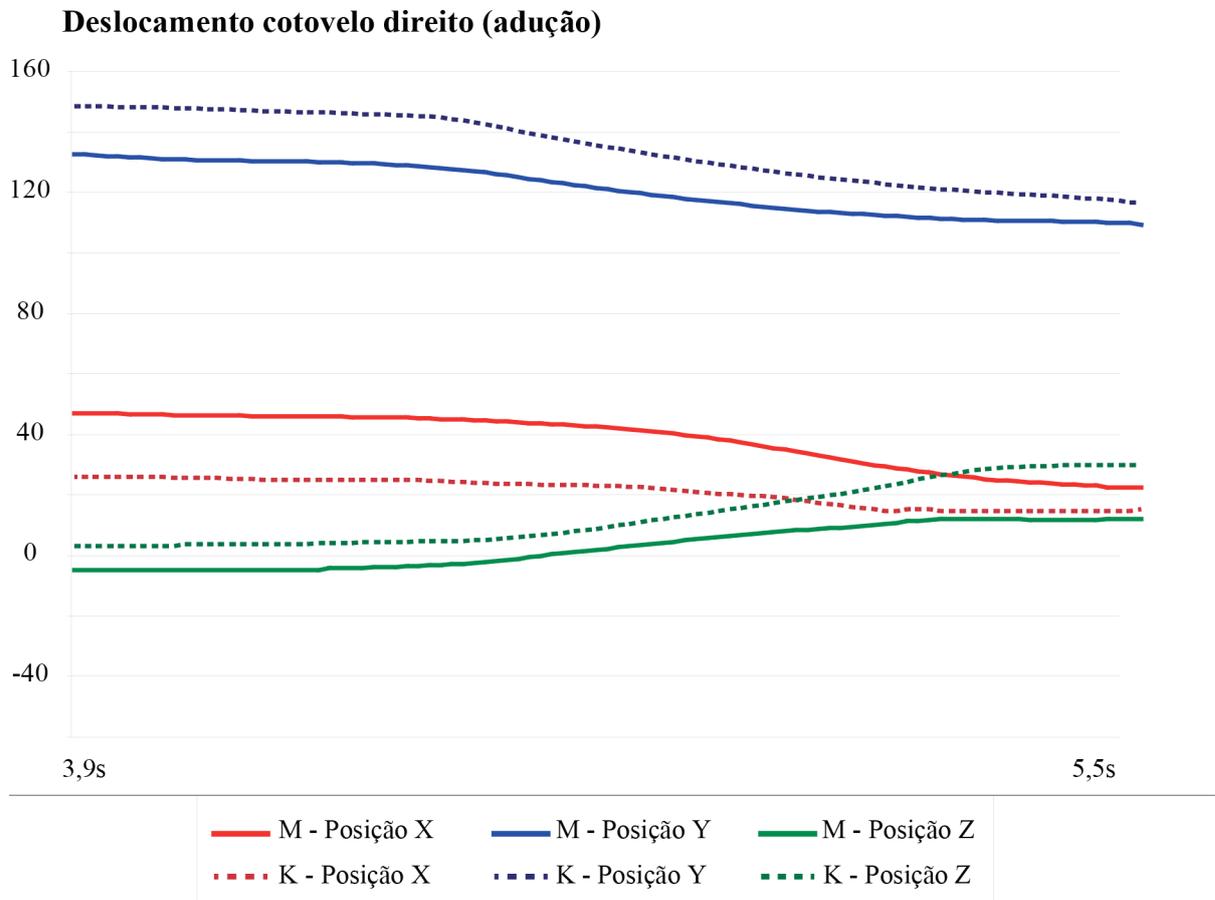
Gráfico 8 – Deslocamento do ombro esquerdo durante adução



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

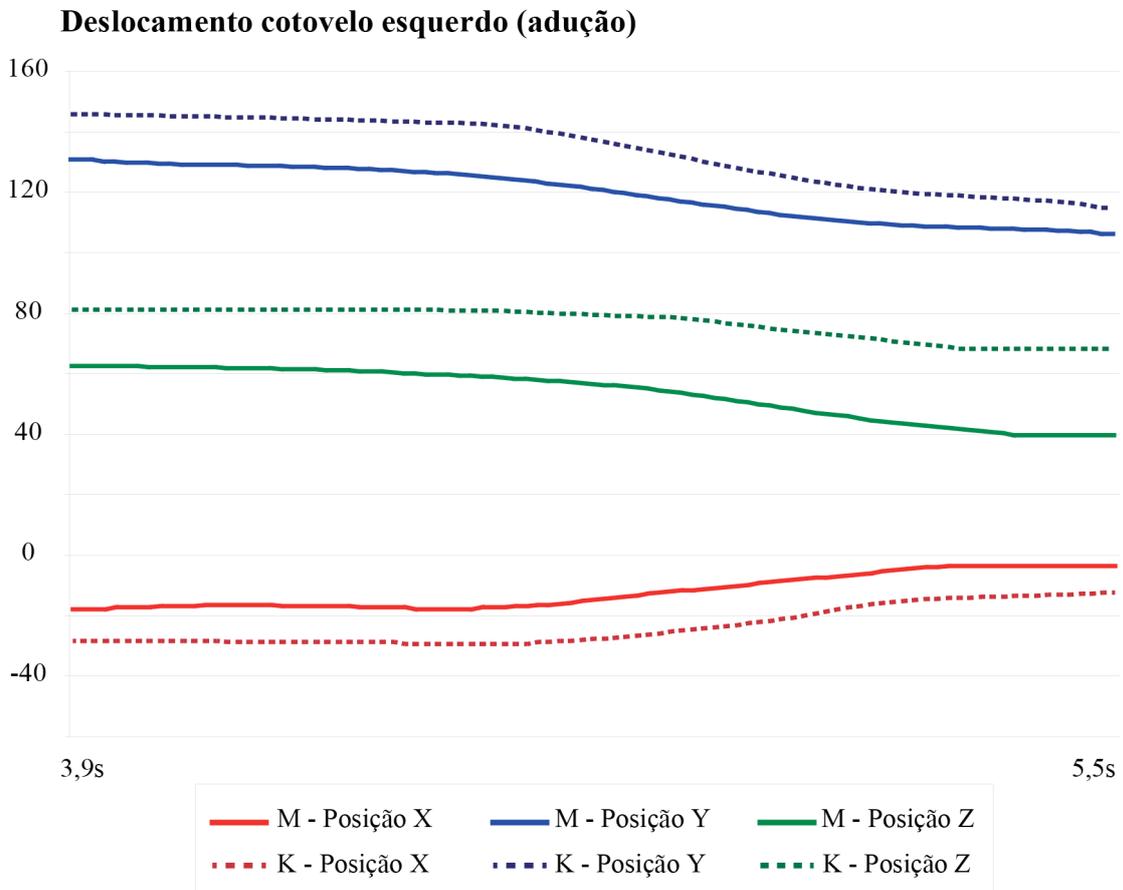
Gráfico 9 – Deslocamento do cotovelo direito durante adução



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

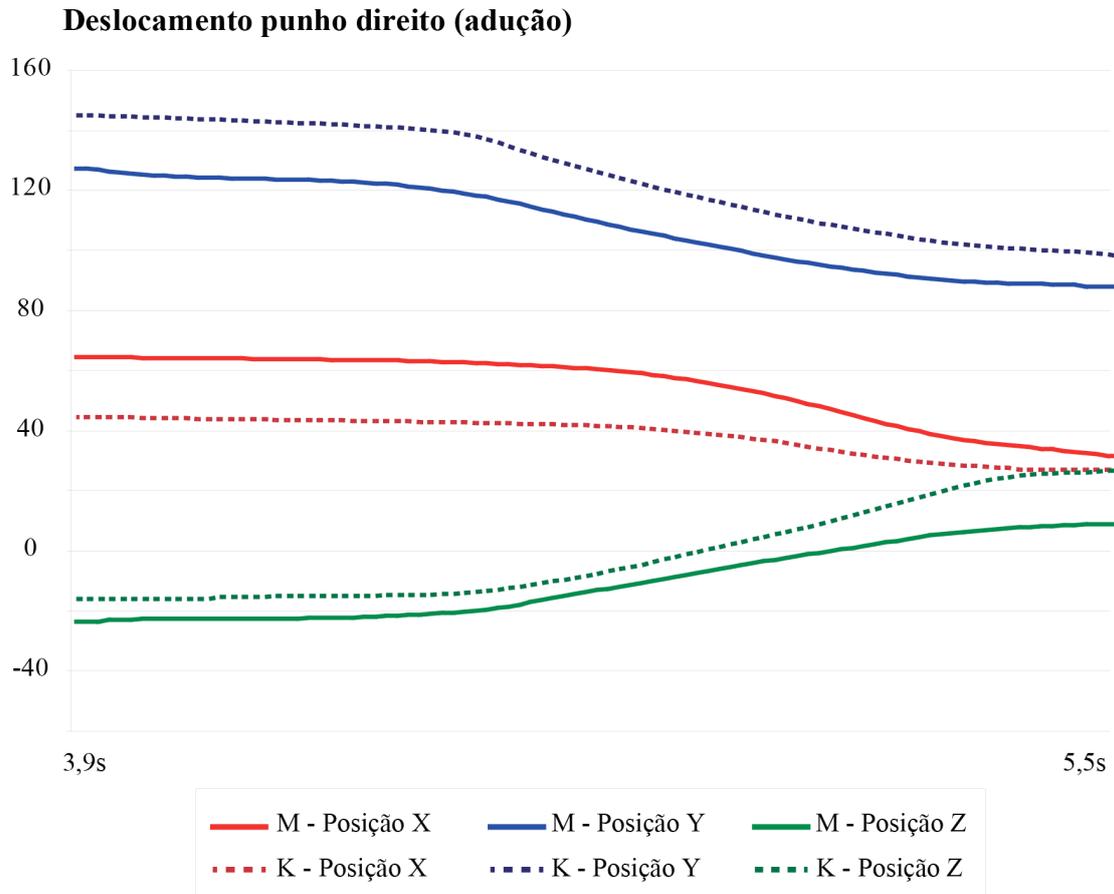
Gráfico 10 – Deslocamento do cotovelo esquerdo durante adução



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

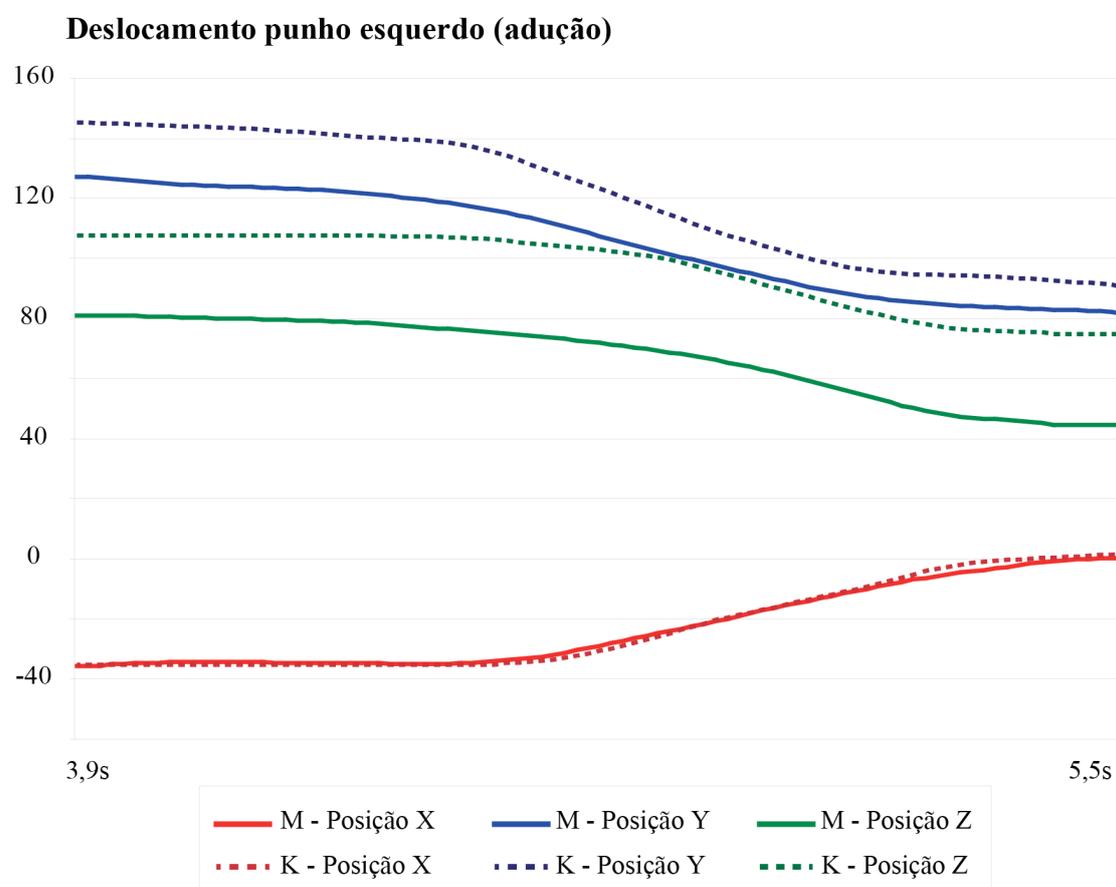
Gráfico 11 – Deslocamento do punho direito durante adução



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 12 – Deslocamento do punho direito durante adução

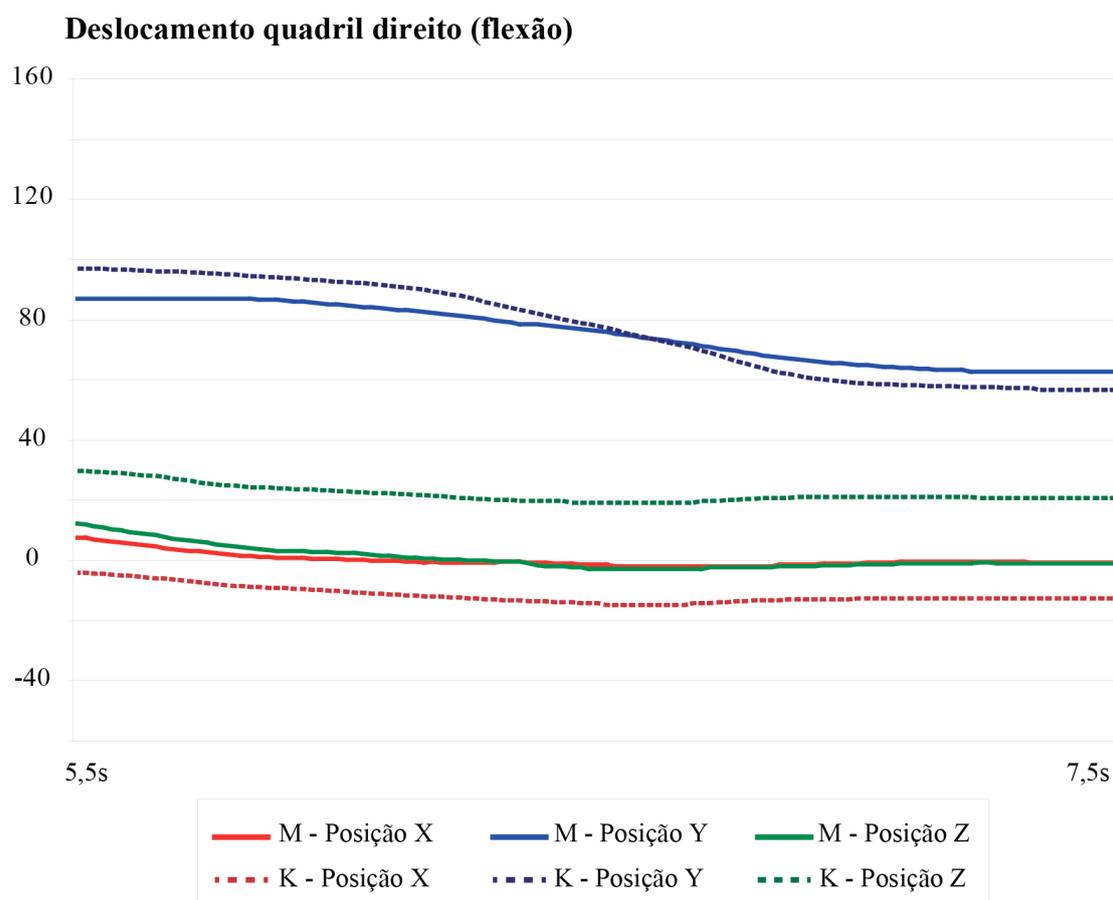


Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Intervalo 3: o deslocamento das articulações durante a flexão (agachamento) foi realizado nas articulações dos membros inferiores. Seus respectivos resultados podem ser observados abaixo (Gráficos 13 -18):

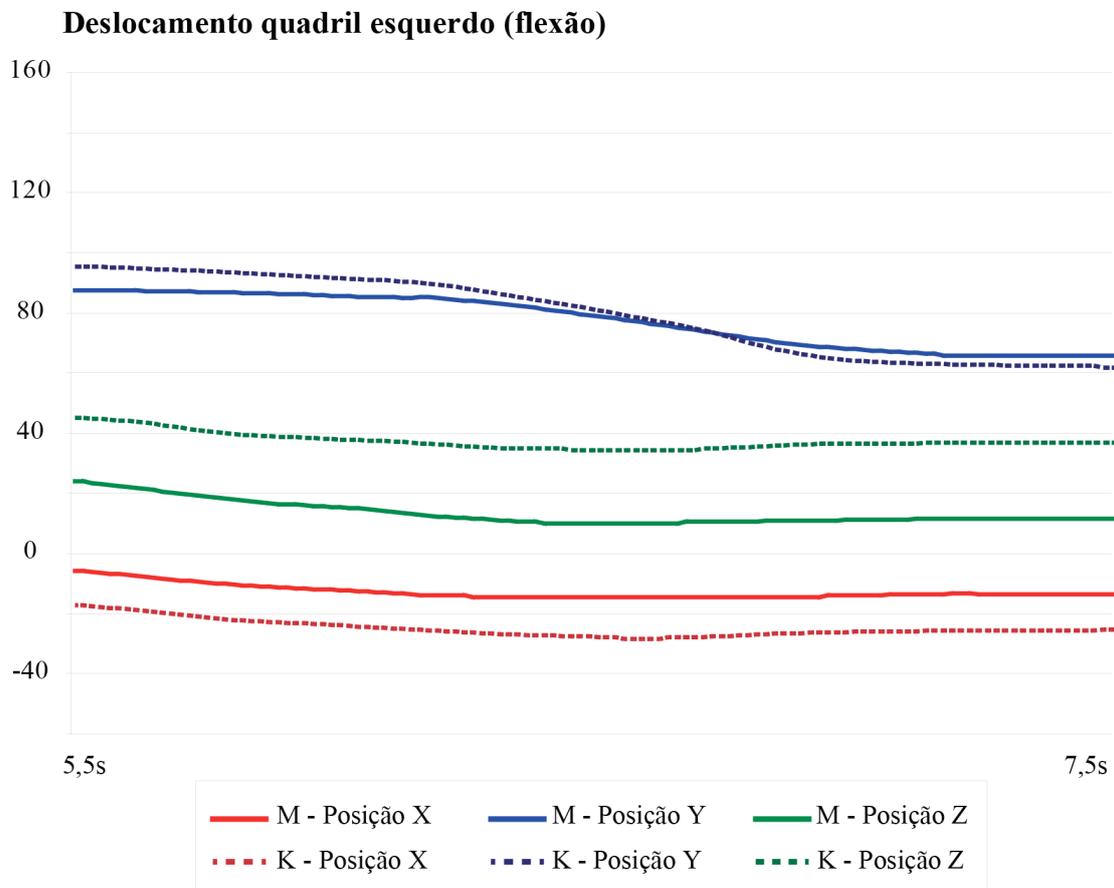
Gráfico 13 – Deslocamento do quadril direito durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

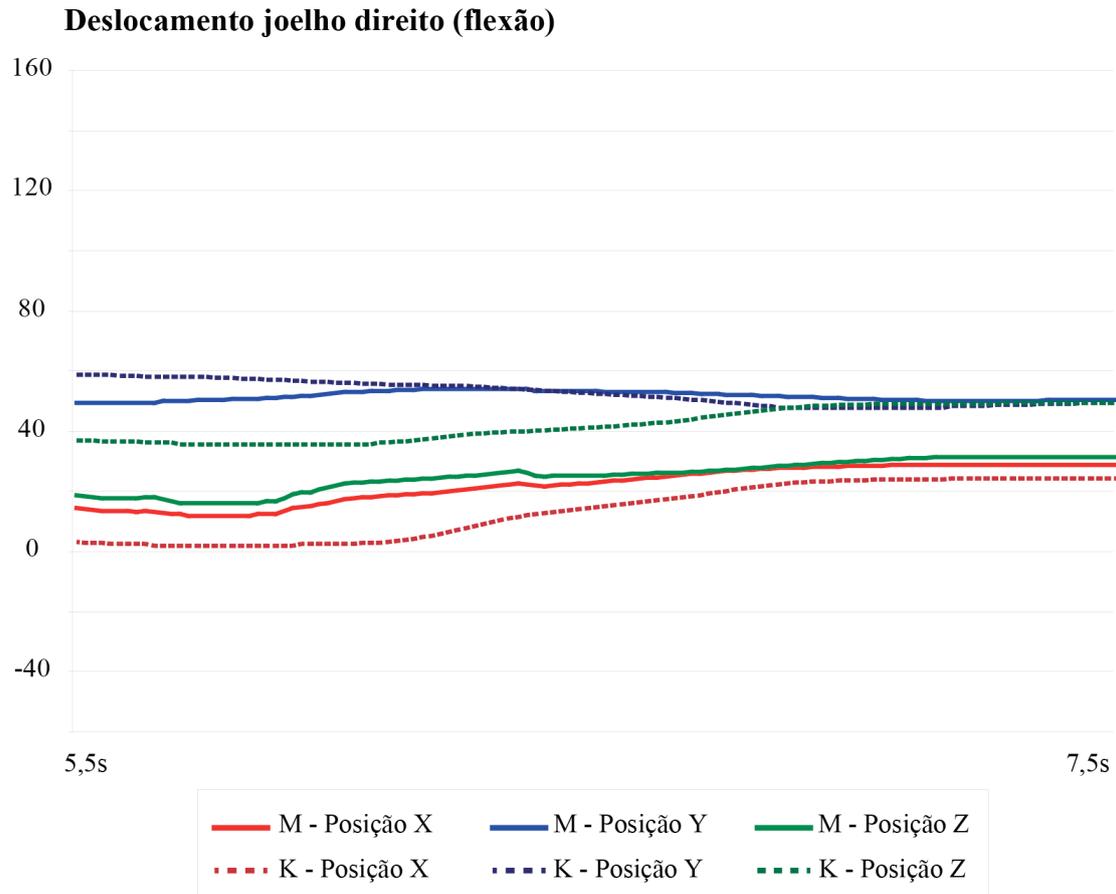
Gráfico 14 – Deslocamento do quadril esquerdo durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

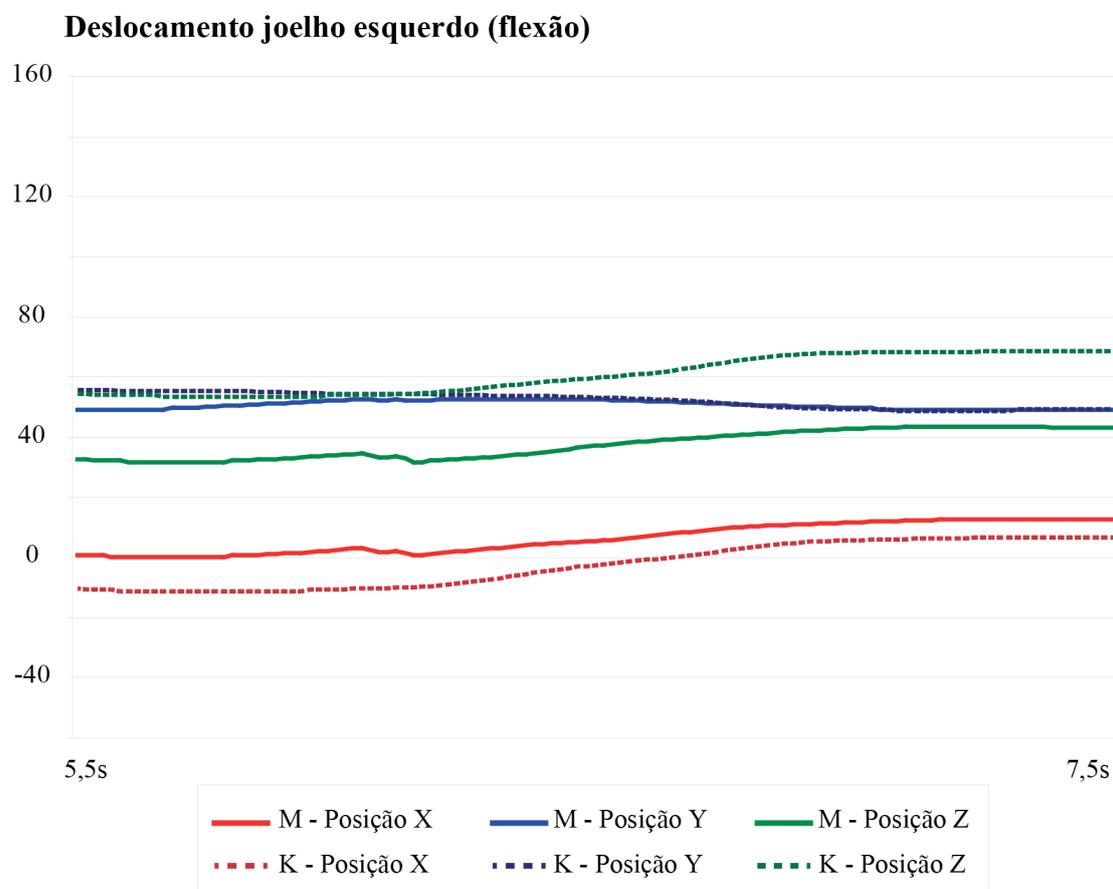
Gráfico 15 – Deslocamento do joelho direito durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

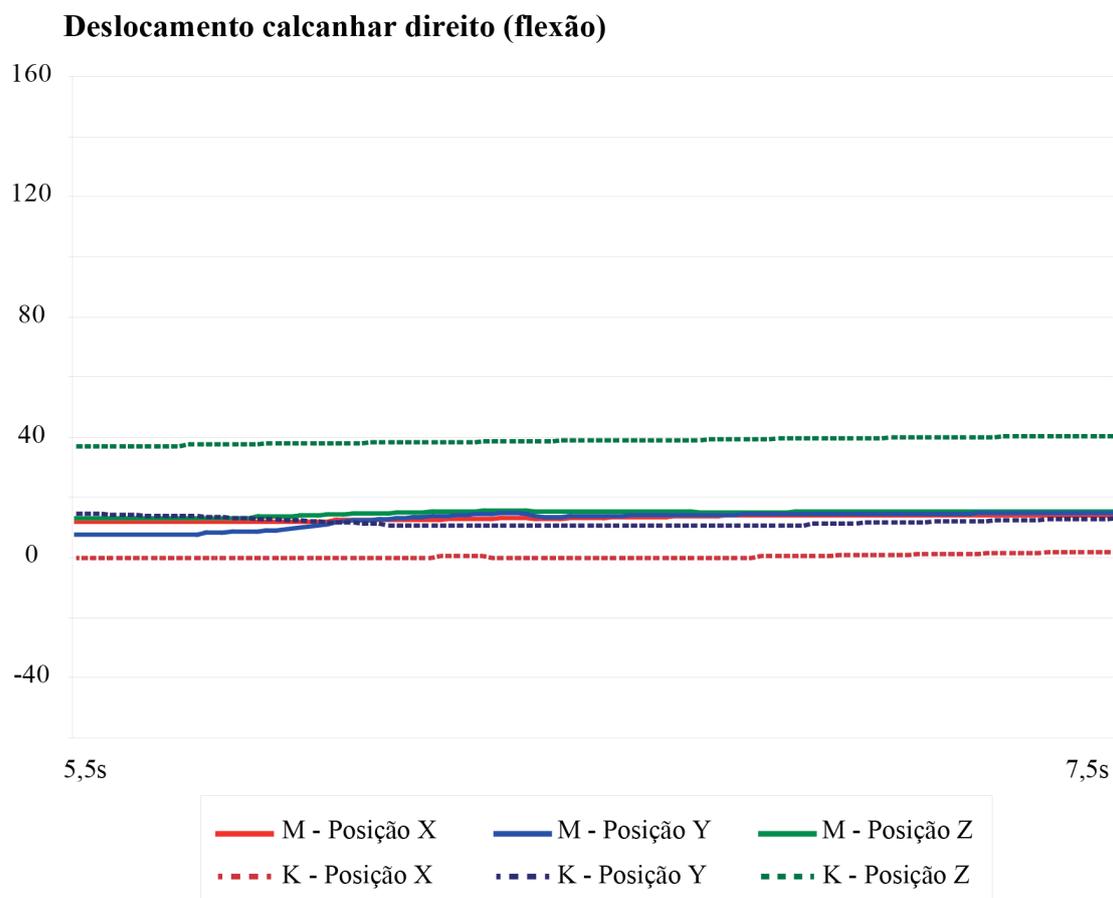
Gráfico 16 – Deslocamento do joelho esquerdo durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

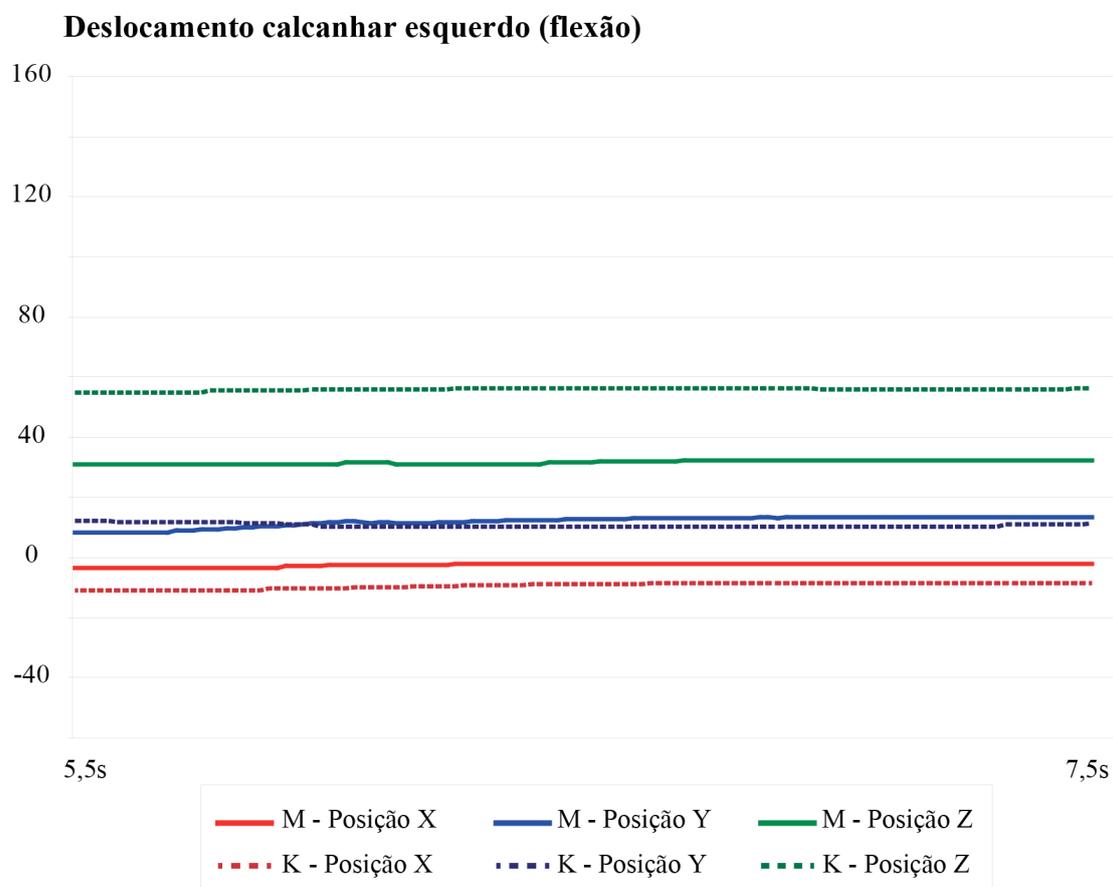
Gráfico 17 – Deslocamento do calcanhar direito durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 18 – Deslocamento do calcanhar esquerdo durante flexão



Legenda: Deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema inercial representados em linhas cheias e deslocamentos em X (vermelho), Y (azul) e Z (verde) do sistema iPiSoft/Kinect representados em linhas tracejadas.

Fonte: STREIT, 2013.

b) Comparações estáticas

b.1) Comparação segmentar

A comparação segmentar foi realizada com os dados obtidos por ambos sistemas 3D. Os resultados podem ser observados nas tabelas 2 e 3 abaixo.

Tabela 2: resultados comparativos de medidas segmentares nas cenas estáticas selecionadas, obtidas pelo sistema inercial MVN Biomech. As medidas segmentares foram retiradas em cm. (nota: a altura total e altura do tronco são medidas variáveis)

MVN Biomech		Cena0	Cena 1	Cena 2	Cena 3	Cena 4
1	Altura total	173	168,5	170,1	83,3	170
2	Altura do tronco	56,1	55,6	55,8	22,6	55,7
3	Cabeça	18,4	18,4	18,4	18,4	18,4
4	Ombro Esquerdo	14,7	14,7	14,7	14,7	14,7
5	Braço Esquerdo	30,7	30,7	30,7	30,7	30,7
6	Antebraço Esquerdo	25,2	25,2	25,2	25,2	25,2
7	Quadril Esquerdo	9,1	9,1	9,1	9,1	9,1
8	Coxa Esquerda	43,1	43,1	43,1	43,1	43,1
9	Perna Esquerda	41,2	41,2	41,2	41,2	41,2
10	Ombro direito	14,7	14,7	14,7	14,7	14,7
11	Braço direito	30,7	30,7	30,7	30,7	30,7
12	Antebraço direito	25,2	25,2	25,2	25,2	25,2
13	Quadril direito	9,1	9,1	9,1	9,1	9,1
14	Coxa direita	43,1	43,1	43,1	43,1	43,1
15	Perna direita	41,2	41,2	41,2	41,2	41,2

Fonte: STREIT, 2013.

Tabela 3: resultados comparativos de medidas segmentares nas cenas estáticas selecionadas, obtidas pelo Kinect através do iPiSoft. As medidas segmentares foram retiradas em cm. (nota: a altura total e altura do tronco são medidas variáveis)

MS Kinect - iPiSoft		Cena0	Cena 1	Cena 2	Cena 3	Cena 4
1	Altura total	176,4	176,3	174,8	85,9	172,9
2	Altura do tronco	52,4	51,6	48,3	22,4	46,6
3	Cabeça	19,4	19,4	19,4	19,1	19,4
4	Ombro Esquerdo	15,7	15,7	15,6	15,6	15,7
5	Braço Esquerdo	30,4	30,4	30,4	30,2	30,4
6	Antebraço Esquerdo	25,3	25,3	25,3	25,5	25,3
7	Quadril Esquerdo	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1
8	Coxa Esquerda	44,3	44,3	44,3	44,3	44,3
9	Perna Esquerda	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5
10	Ombro direito	15,7	15,7	15,7	15,7	15,7
11	Braço direito	30,4	30,4	30,4	30,4	30,4
12	Antebraço direito	25,3	25,3	25,3	25,3	25,3
13	Quadril direito	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1
14	Coxa direita	44,3	44,3	44,3	44,3	44,3
15	Perna direita	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5

Fonte: STREIT, 2013.

Das 15 medidas retiradas do modelo biomecânico MVN Biomech, não houve variação dimensional entre as cenas, o que já era esperado, uma vez que o modelo é baseado em segmentos rígidos.

Das medidas retiradas do modelo biomecânico do iPiSoft nas 5 cenas, a variação mais significativa ocorreu no braço esquerdo na cena 5. Durante este momento, a referência do ombro havia sido perdida, o que gerou alteração no ângulo da clavícula e alteração dimensional tanto no braço quanto no ombro esquerdo.

Como resultado do primeiro objetivo, o modelo biomecânico do iPiSoft busca manter a característica de corpos rígidos, contanto que a referência durante o processo de rastreamento não se perca. Ou seja, uma vez que algum segmento é rastreado de maneira incorreta, os ângulos são alterados e os segmentos adjacentes perdem ou ganham comprimento para compensar o rastreamento incorreto. A comparação segmentar utilizando as medidas reais do voluntário como parâmetro pode ser observada na tabela 4 abaixo:

Tabela 4: comparação dimensional segmentar entre os sistemas e as medidas reais do voluntário, onde “MVN” se refere ao sistema inercial; “Kinect” se refere ao console através do iPiSoft; “V1” se refere à variação percentual do sistema inercial em relação às medidas reais; “V2” se refere à variação percentual do MS Kinect através do iPiSoft em relação às medidas reais; “D1” e “D2” se referem às variações absolutas no dimensionamento. Sinais negativos se referem à segmentos menores que as medidas reais.

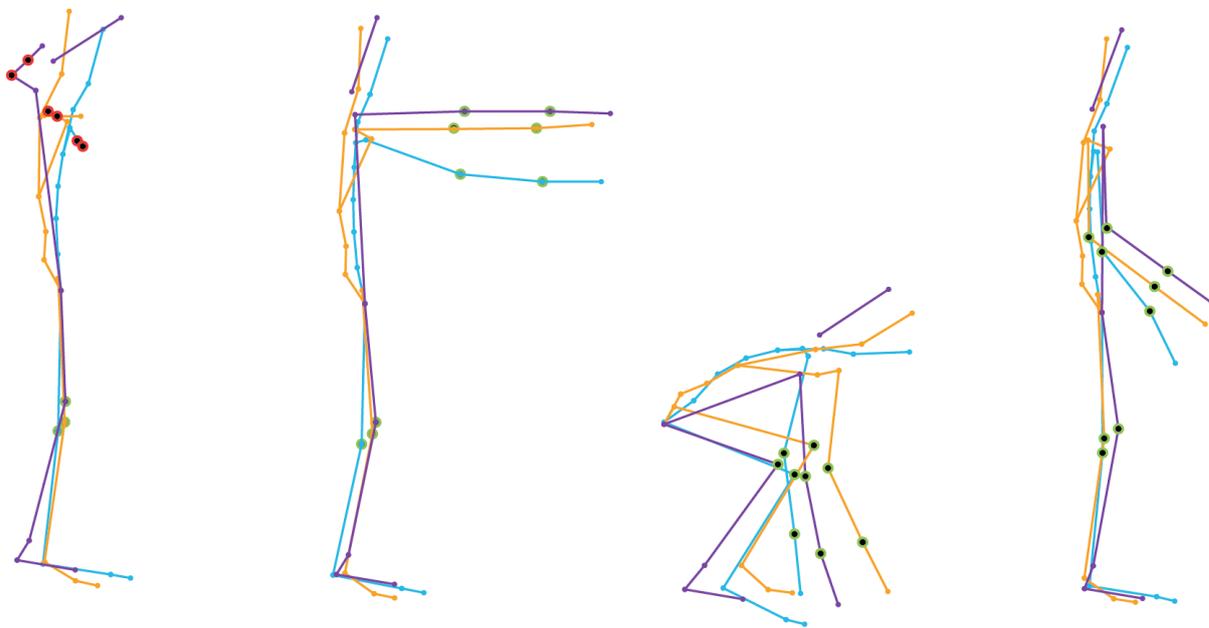
	Segmentos	MVN	Kinect	Reais	V1	V2	D1	D2
		cm	cm	cm	%	%	cm	cm
1	Altura total	172,7	176,4	177	-2,43	-0,34	4,3	0,6
2	Altura do tronco	50	52,4	53,5	-6,54	-2,06	3,5	1,1
3	Cabeça	18,4	19,4	21	-12,38	-7,62	2,6	1,6
4	Ombro Esquerdo	14,7	15,7	15,1	-2,65	3,97	0,4	-0,6
5	Braço Esquerdo	30,7	30,4	29,9	2,68	1,67	-0,8	-0,5
6	Antebraço Esquerdo	25,2	25,3	25,1	0,40	0,80	-0,1	-0,2
7	Quadril Esquerdo	9,1	11,1	12,75	-28,63	-12,94	3,65	1,65
8	Coxa Esquerda	43,1	44,3	49,7	-13,28	-10,87	6,6	5,4
9	Perna Esquerda	41,1	43,5	42,8	-3,97	1,64	1,7	-0,7
10	Ombro direito	14,7	15,7	15,1	-2,65	3,97	0,4	-0,6
11	Braço direito	30,7	30,4	30,4	0,99	0,00	-0,3	0
12	Antebraço direito	25,2	25,3	25,1	0,40	0,80	-0,1	-0,2
13	Quadril direito	9,1	11,1	12,75	-28,63	-12,94	3,65	1,65
14	Coxa direita	43,1	44,3	50	-13,80	-11,40	6,9	5,7
15	Perna direita	41,1	43,5	43,7	-5,95	-0,46	2,6	0,2

Fonte: STREIT, 2013.

b.2) Comparação angular bidimensional

A comparação de ângulos utilizando os dados 3D projetados no plano sagital, junto aos dados 2D obtidos por meio de vídeo está representada graficamente abaixo (Figura 22):

Figura 22 – Projeção dos modelos biomecânicos no plano sagital



Legenda: Cenas 1 à 4 no plano sagital. O modelo roxo corresponde à reconstrução dos dados 2D por meio de vídeo; o modelo azul corresponde à projeção do modelo do MVN Biomech no plano sagital e o modelo laranja corresponde à projeção do modelo do iPiSoft no plano sagital. Os pontos vermelhos, que podem ser observados na cena, 1 correspondem às articulações sem predominância de movimentos no plano em questão (cotovelos e punhos). Os pontos verdes, correspondem às articulações as quais os ângulos foram retirados.

Fonte: STREIT, 2013.

Na tabela 5, pode ser observada a comparação dos ângulos segmentares utilizando os dados 2D obtidos por meio de registro por vídeo e as projeções dos dados 3D. Da mesma forma, os dados estão representados nos gráficos 19 – 21 referentes ao ângulo articular do joelho direito, ângulo articular do punho direito e ângulo articular do cotovelo direito.

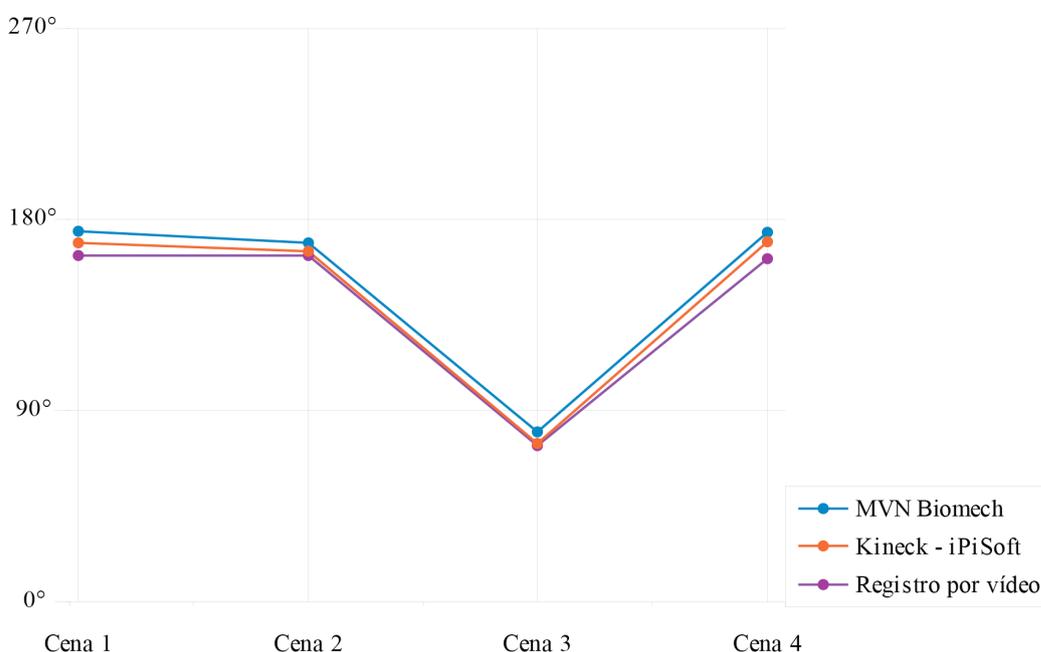
Tabela 5: comparação de ângulos segmentares utilizando os dados 2D obtidos por meio de registro por vídeo. Os valores estão em graus e apenas as articulações com predominância no plano sagital referentes ao lado direito do corpo foram comparadas.

		Cena 1	Cena 2	Cena 3	Cena 4
Angulo Articular Joelho	MVN Biomech	174,7	169,1	80	174,2
	Kinect - iPiSoft	169,3	164,9	74,7	169,4
	Registro por vídeo	163,3	163,2	73,7	161,7
Angulo Articular Punho	MVN Biomech	-	174,8	181,6	195
	Kinect - iPiSoft	-	176,7	177,9	179,6
	Registro por vídeo	-	182,1	172,4	179,7
Angulo Articular Cotovelo	MVN Biomech	-	165,1	158,6	145
	Kinect - iPiSoft	-	179,7	148,8	127,1
	Registro por vídeo	-	181,7	171,9	128,1

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 19 – Representação da comparação do ângulo articular do joelho direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.

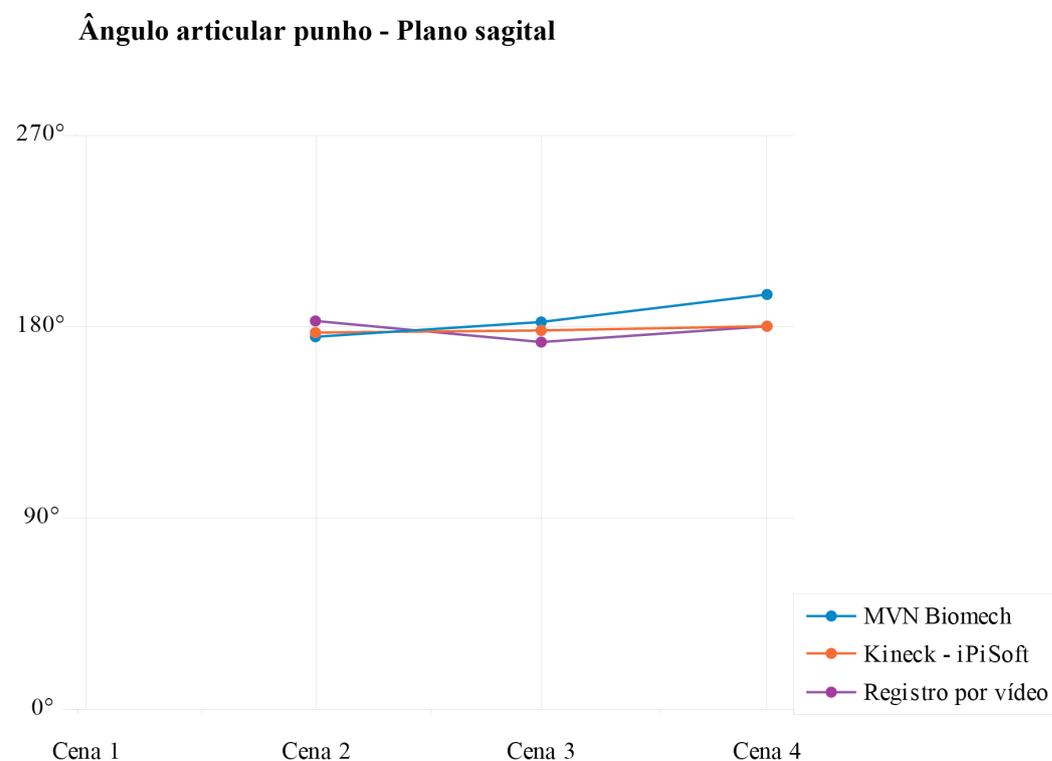
Ângulo articular joelho - Plano sagital



Legenda: Os dados projetados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul; os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja e os dados referentes ao registro por vídeo estão representados em roxo.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 20 – Representação da comparação do ângulo articular do punho direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.

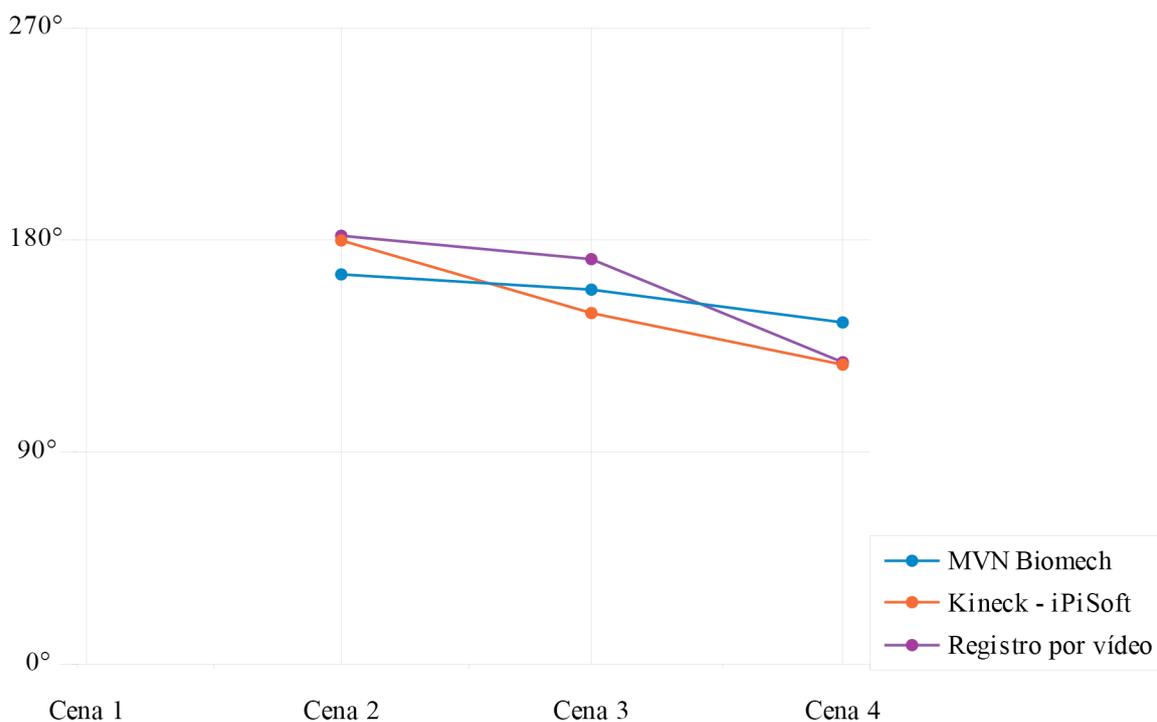


Legenda: Os dados projetados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul; os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja e os dados referentes ao registro por vídeo estão representados em roxo.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 21 – Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo direito no plano sagital referentes às cenas 1 – 4.

Ângulo articular cotovelo - Plano sagital

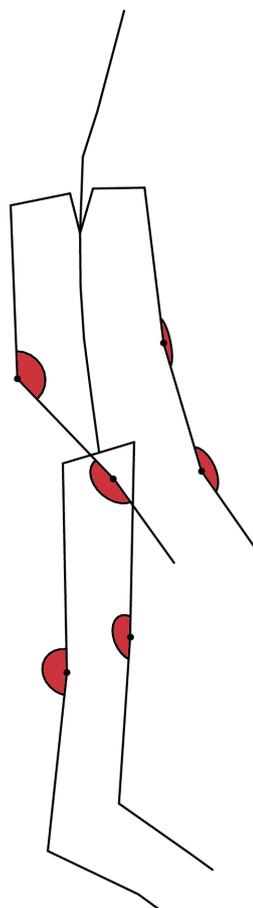


Legenda: Os dados projetados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul; os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja e os dados referentes ao registro por vídeo estão representados em roxo.

Fonte: STREIT, 2013.

Os ângulos articulares dos sistemas 3D em relação ao plano formato por suas articulações distais foram retirados de acordo com o gráfico representativo da figura 23:

Figura 23 - Representação dos ângulos articulares extraídos dos modelos 3D



Legenda: Cotovelos direito e esquerdo, punhos direito e esquerdo e joelhos direito e esquerdo. Os ângulos representados foram extraídos do plano formado pelas articulações adjacentes à articulação de interesse.

Fonte: STREIT, 2013.

b3) Comparação angular tridimensional

Os ângulos articulares obtidos a partir dos sistemas 3D podem ser observados nas tabelas 6 e 7. As cenas comparadas incluem a cena onde não há movimentação do usuário, evidenciando as diferenças originais entre os modelos biomecânicos. Da mesma forma, os dados estão representados nos gráficos 22 – 27, referentes aos ângulos articulares dos joelhos direito e esquerdo, punhos direito e esquerdo e cotovelos direito e esquerdo.

Tabela 6: ângulos articulares retirados a partir da reconstrução do modelo biomecânico do MS Kinect através do iPiSoft nas 5 cenas estáticas selecionadas

	MS Kinect - iPiSoft	Cena 0	Cena 1	Cena 2	Cena 3	Cena 4
1	Ângulo articular joelho direito	169,2	178,9	164,8	72,6	169,1
2	Ângulo articular joelho esquerdo	171,5	178,9	164	68,4	167,9
3	Ângulo articular cotovelo direito	168,6	179,6	179,1	146,3	125,3
4	Ângulo articular cotovelo esquerdo	166,8	179,8	153,9	143,3	117,1
5	Ângulo articular punho direito	166,6	176,6	176,6	176,6	176,2
6	Ângulo articular punho esquerdo	160,6	176,6	176,6	176,6	175,4

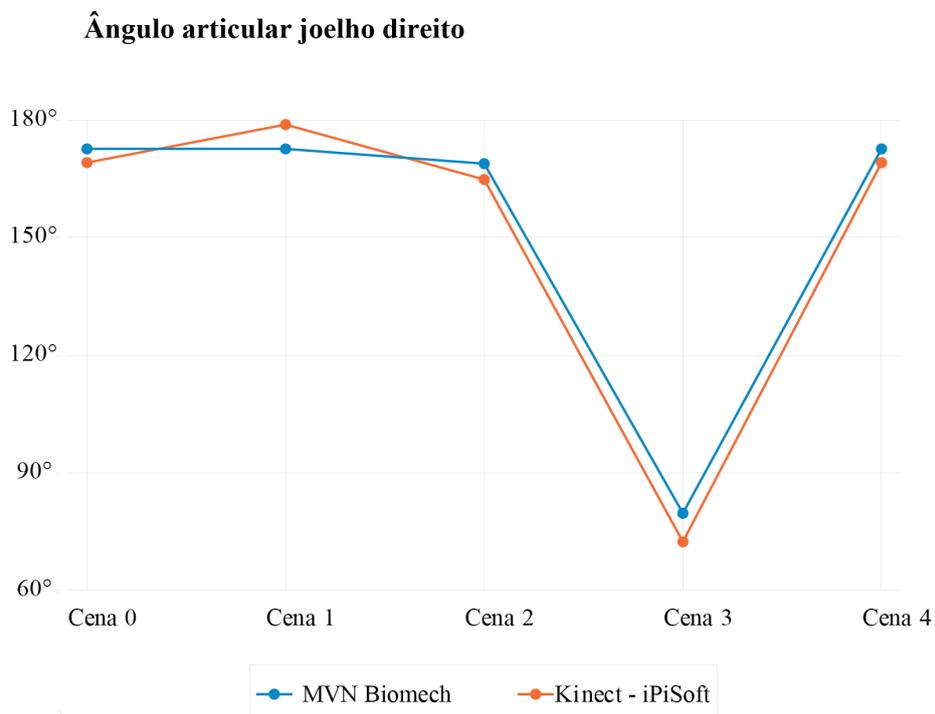
Fonte: STREIT, 2013.

Tabela 7: ângulos articulares retirados a partir da reconstrução do modelo biomecânico do MVN Biomech nas 5 cenas estáticas selecionadas

	MVN Biomech	Cena 0	Cena 1	Cena 2	Cena 3	Cena 4
1	Ângulo articular joelho direito	172,8	172,8	169	79,8	172,8
2	Ângulo articular joelho esquerdo	170,3	170,7	167,7	82,8	177,1
3	Ângulo articular cotovelo direito	165,4	168,8	165,1	158,4	137,6
4	Ângulo articular cotovelo esquerdo	167,1	170	166,2	163	145,5
5	Ângulo articular punho direito	175,5	175,5	174,5	175,9	169,2
6	Ângulo articular punho esquerdo	165,6	166,3	172,1	168,2	180

Fonte: STREIT, 2013.

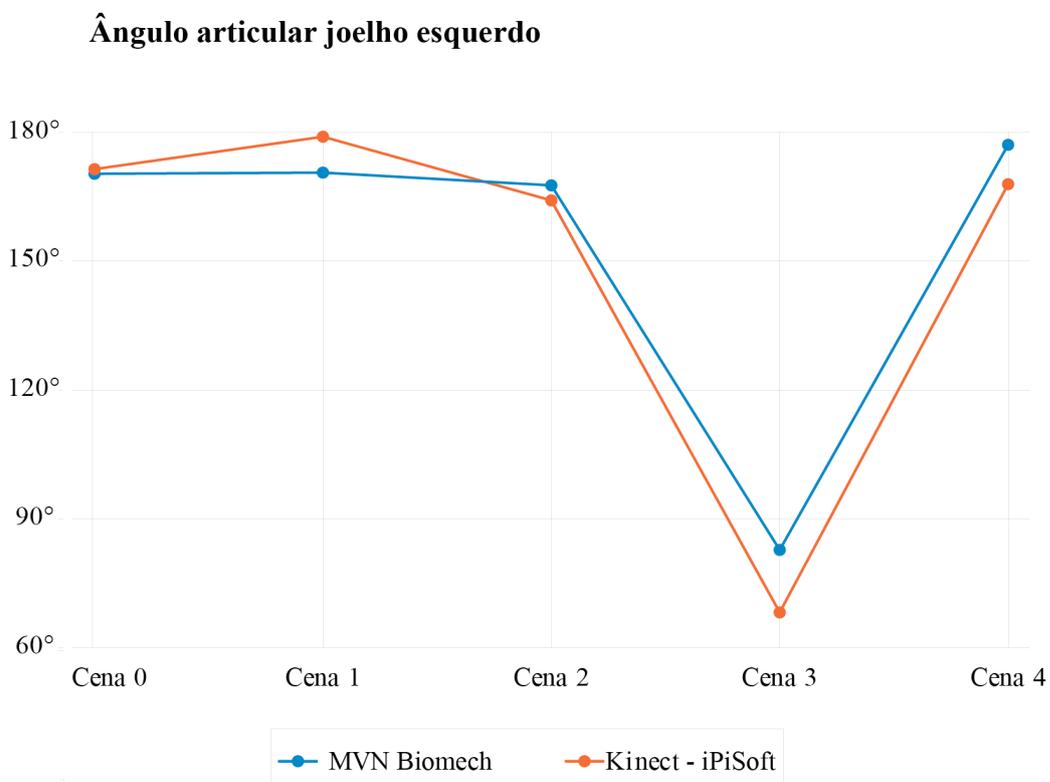
Gráfico 22 – Representação da comparação do ângulo articular do joelho direito



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

Fonte: STREIT, 2013.

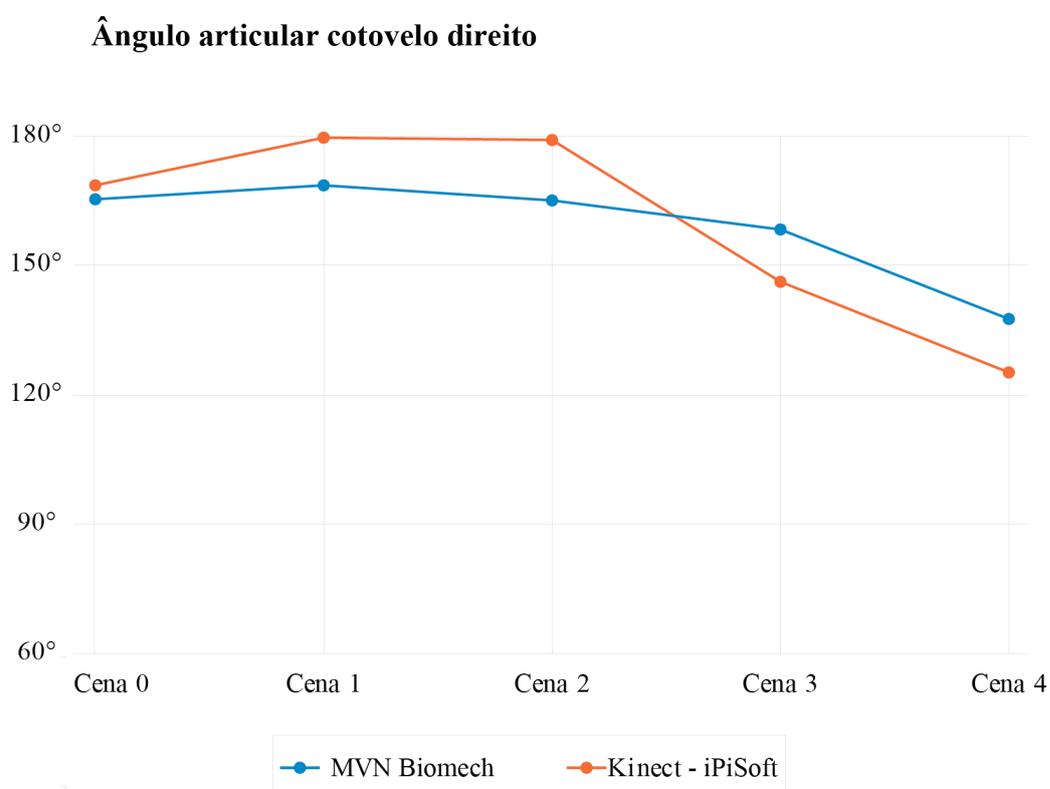
Gráfico 23 – Representação da comparação do ângulo articular do joelho esquerdo



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

Fonte: STREIT, 2013.

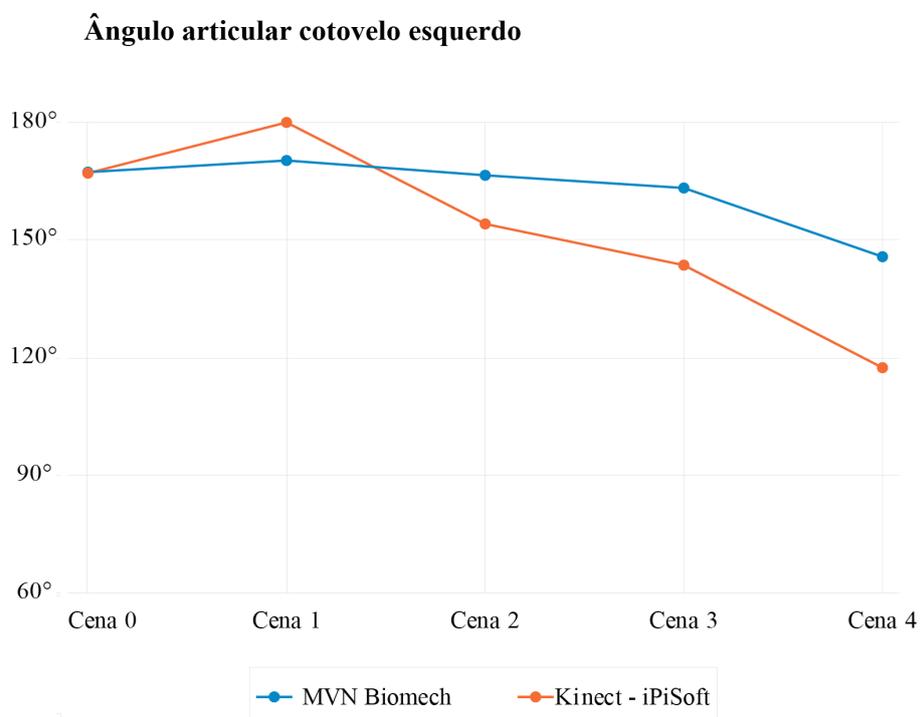
Gráfico 24 – Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo direito



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

Fonte: STREIT, 2013.

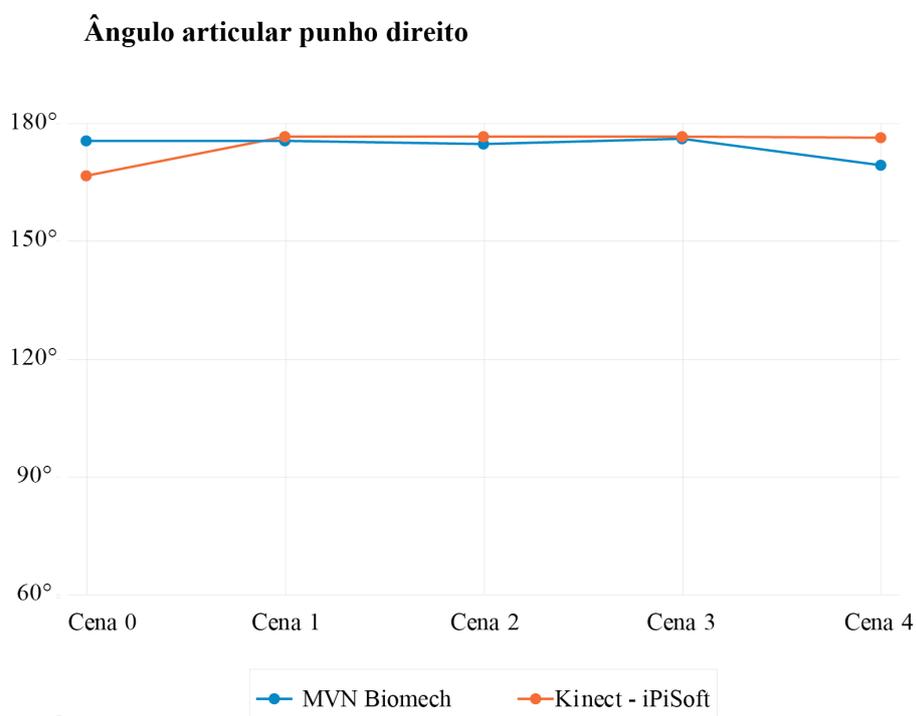
Gráfico 25 – Representação da comparação do ângulo articular do cotovelo esquerdo



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

Fonte: STREIT, 2013.

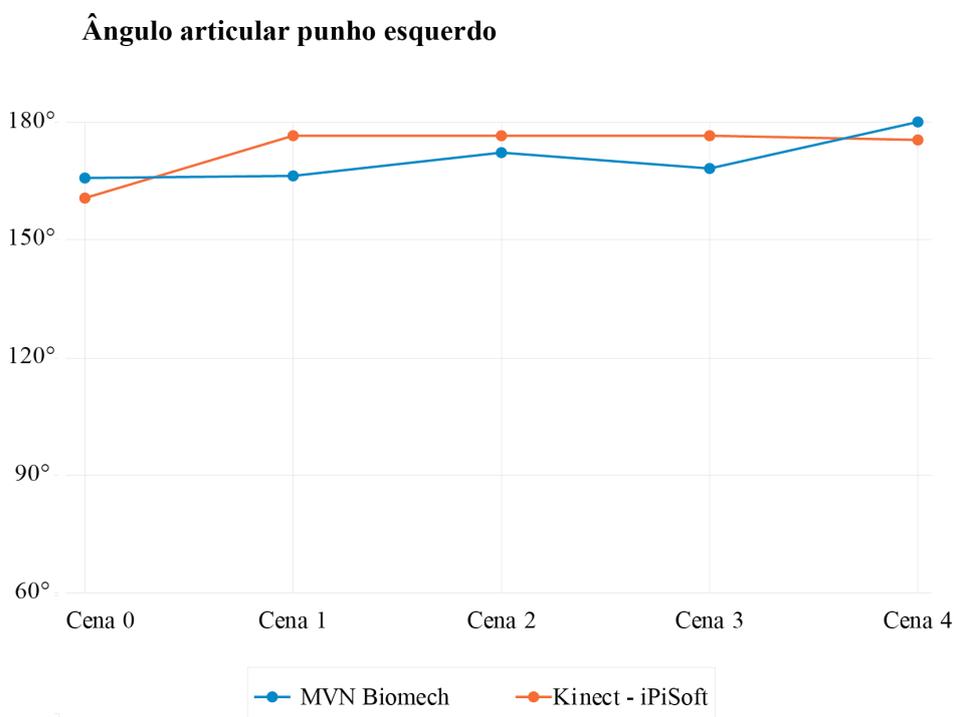
Gráfico 26 – Representação da comparação do ângulo articular do punho direito



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 27 – Representação da comparação do ângulo articular do punho esquerdo



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em azul e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em laranja.

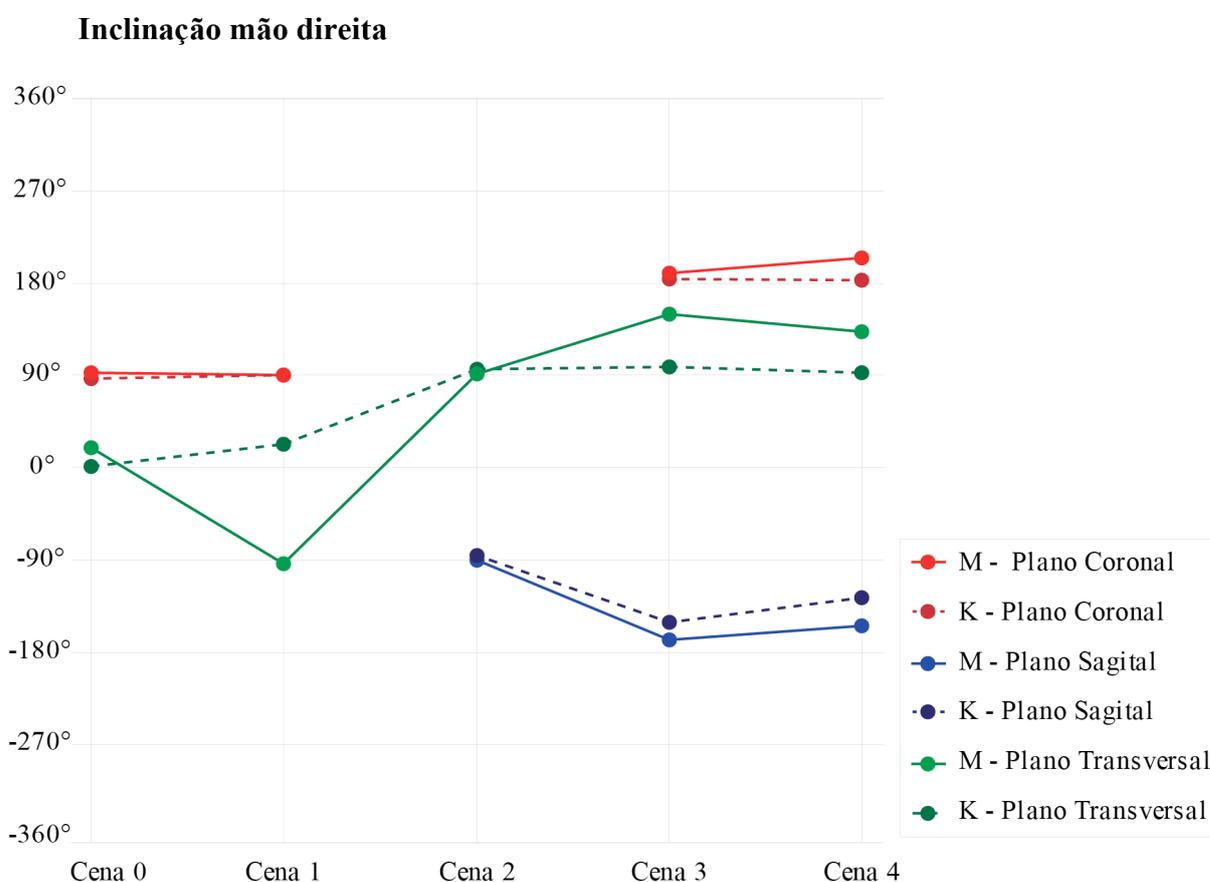
Fonte: STREIT, 2013.

b.4) Comparação angular – inclinação

Os ângulos de inclinação dos segmentos foram extraídos dos planos ortogonais, uma vez que apenas os dados de ângulos articulares não determinam a orientação dos segmentos.

Nos gráficos a seguir, podem ser observadas as inclinações referentes às inclinações das mãos direita e esquerda, antebraços direito e esquerdo, braços direito e esquerdo, perna direita e esquerda e coxa direita e esquerda.

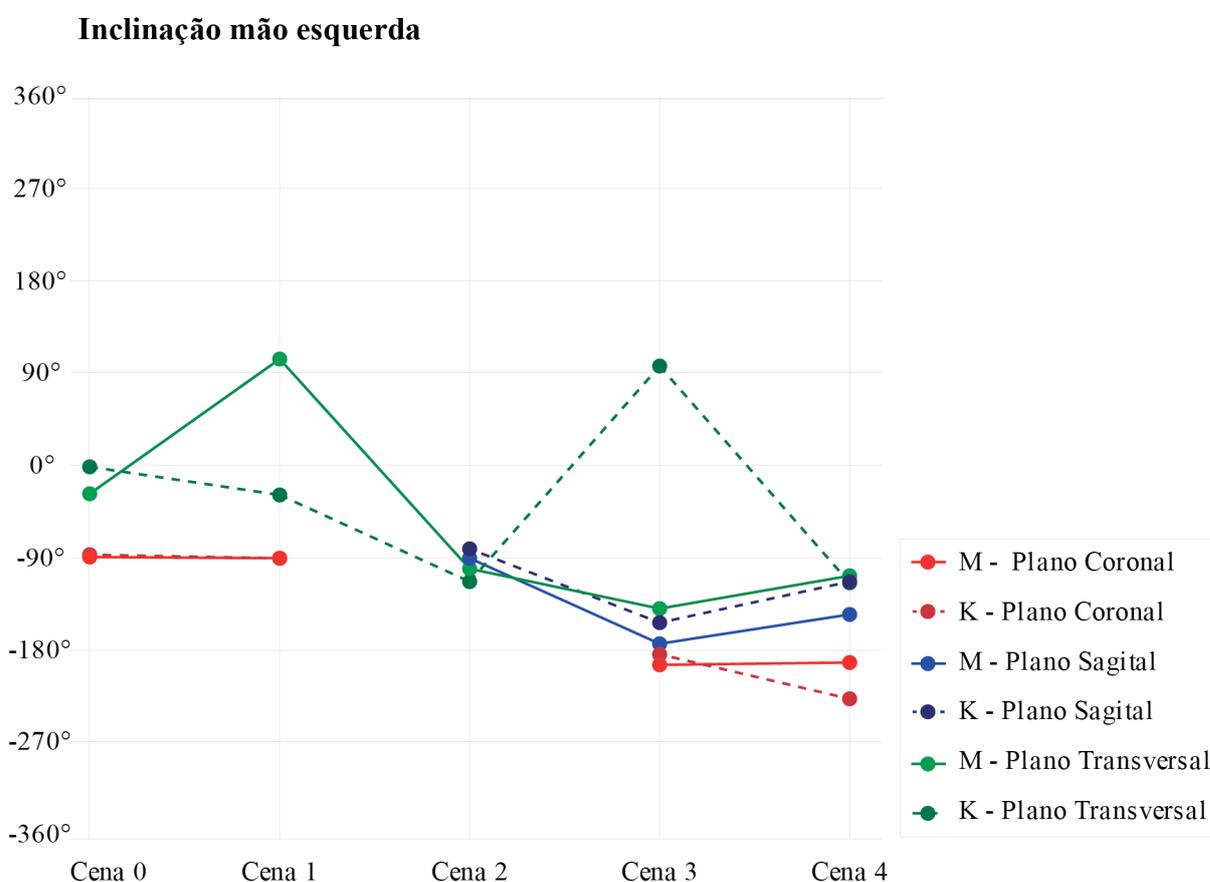
Gráfico 28 - Representação da comparação das inclinações da mão direita



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

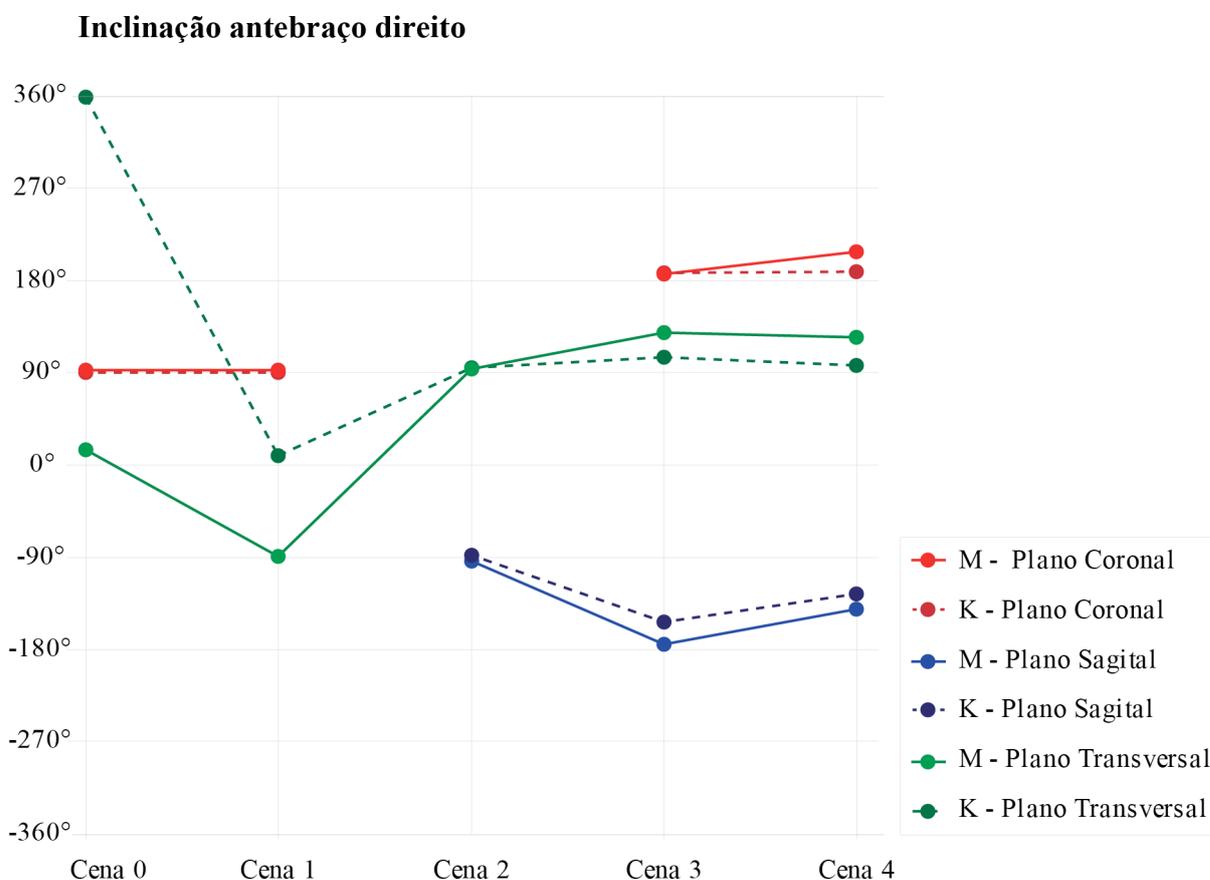
Gráfico 29 - Representação da comparação das inclinações da mão esquerda



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

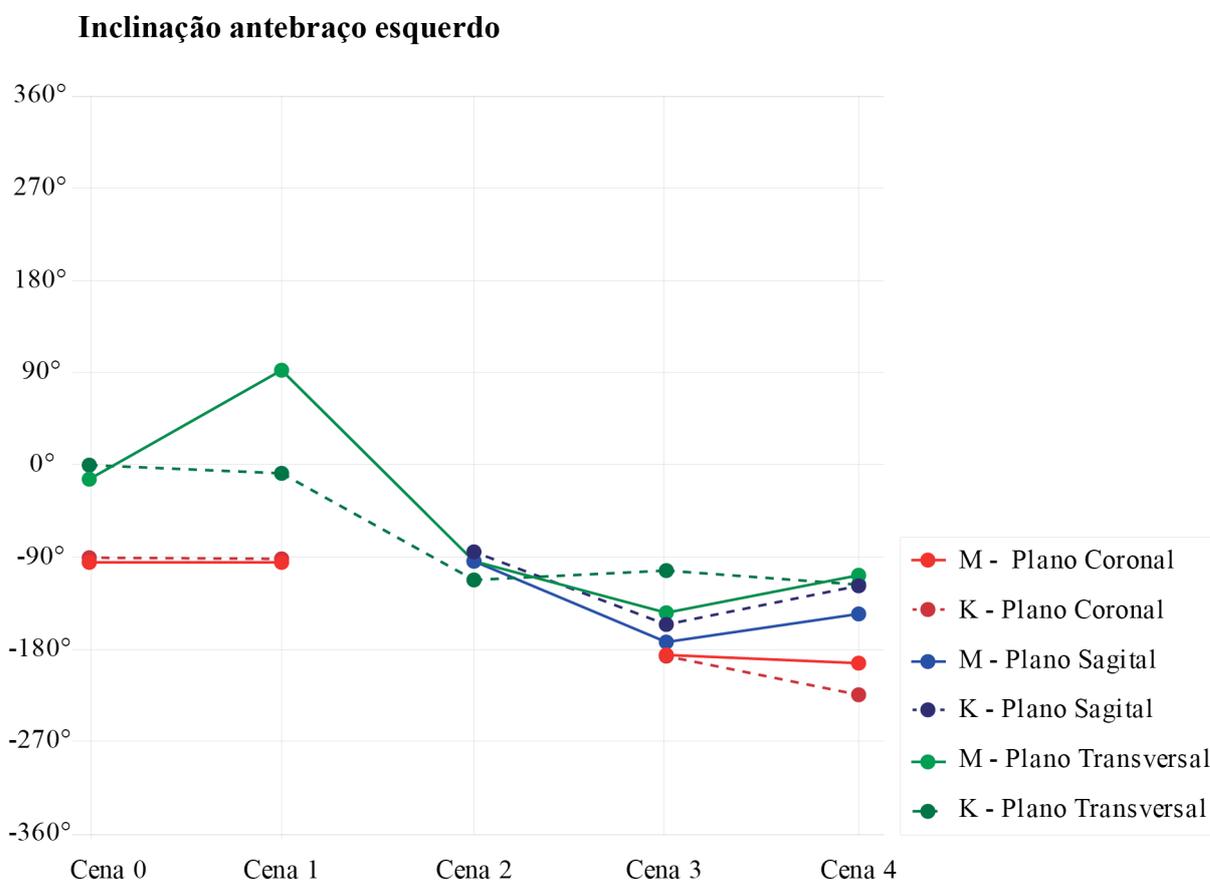
Gráfico 30 - Representação da comparação das inclinações do antebraço direito



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

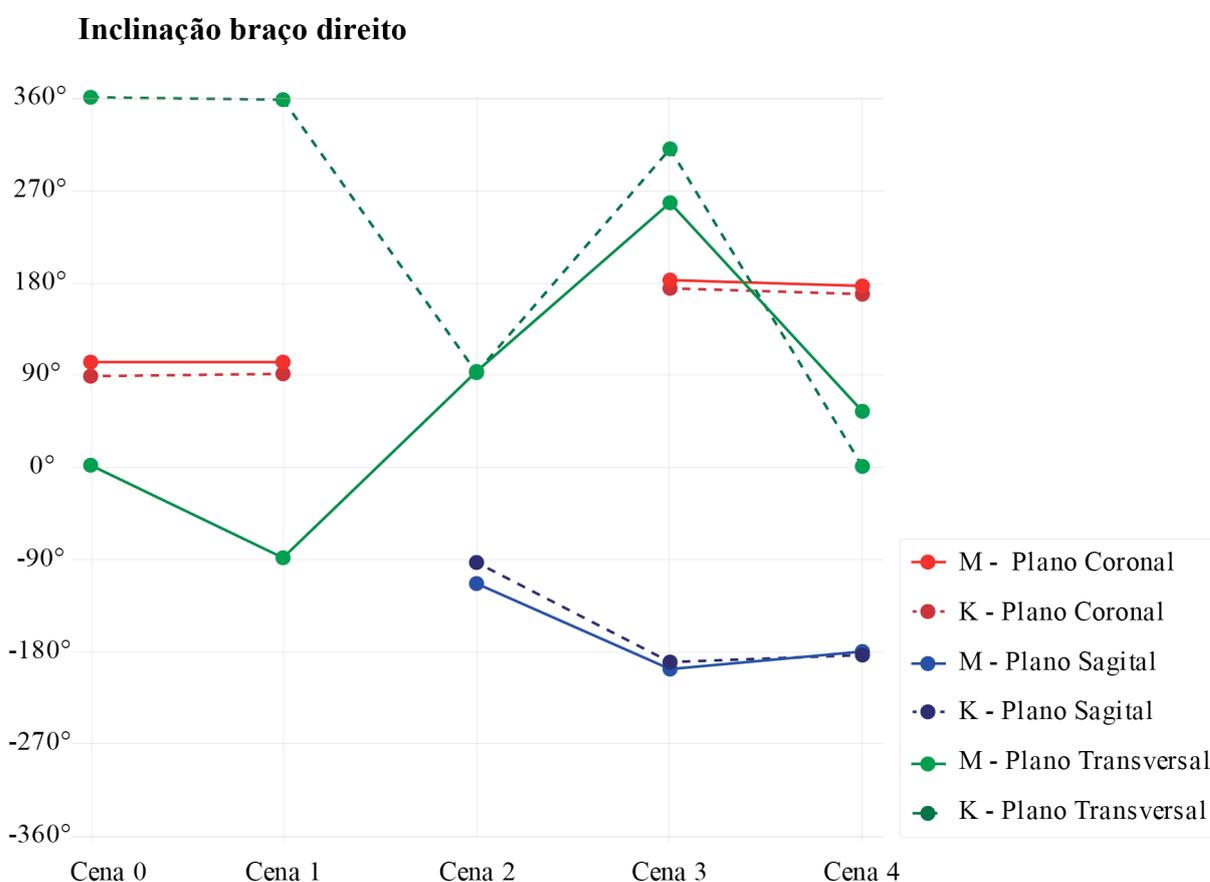
Gráfico 31 - Representação da comparação das inclinações do antebraço esquerdo



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

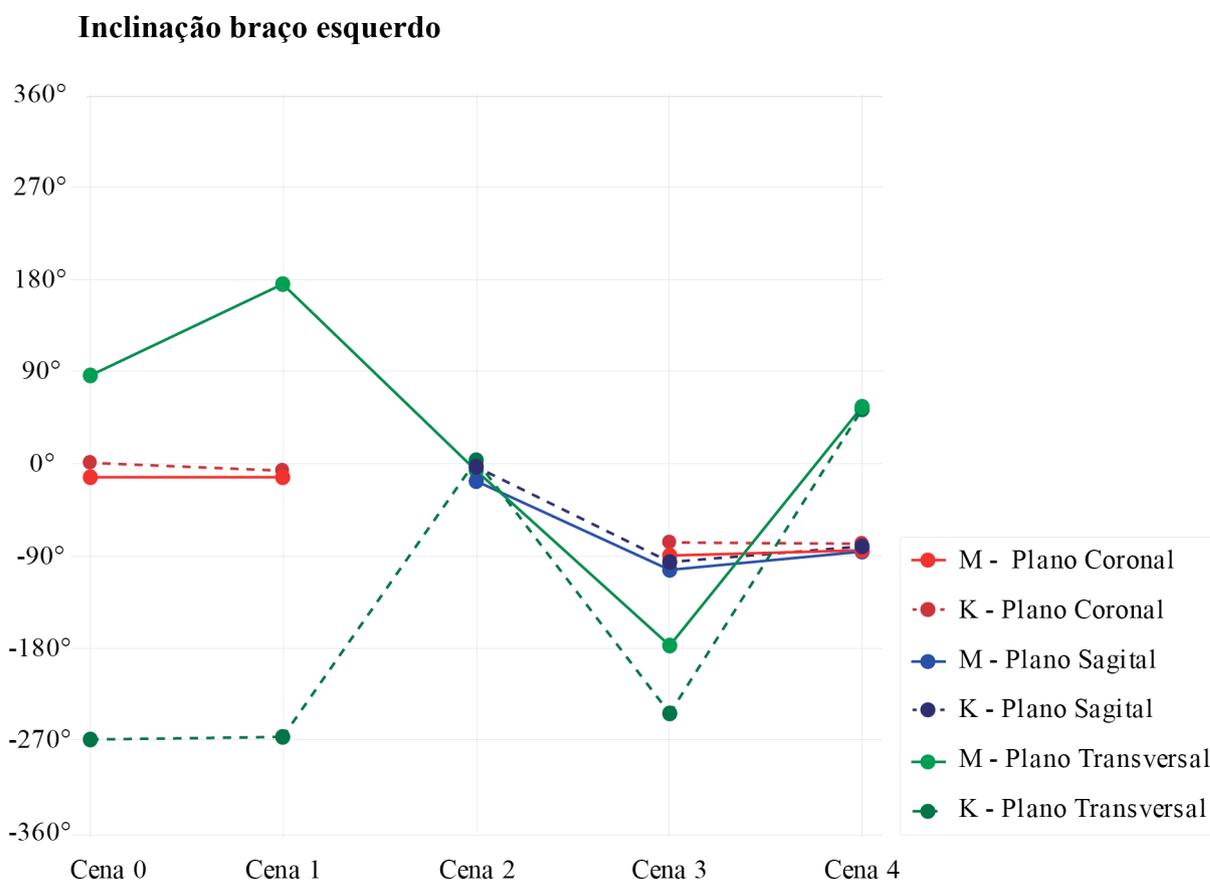
Gráfico 32 - Representação da comparação das inclinações do braço direito



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

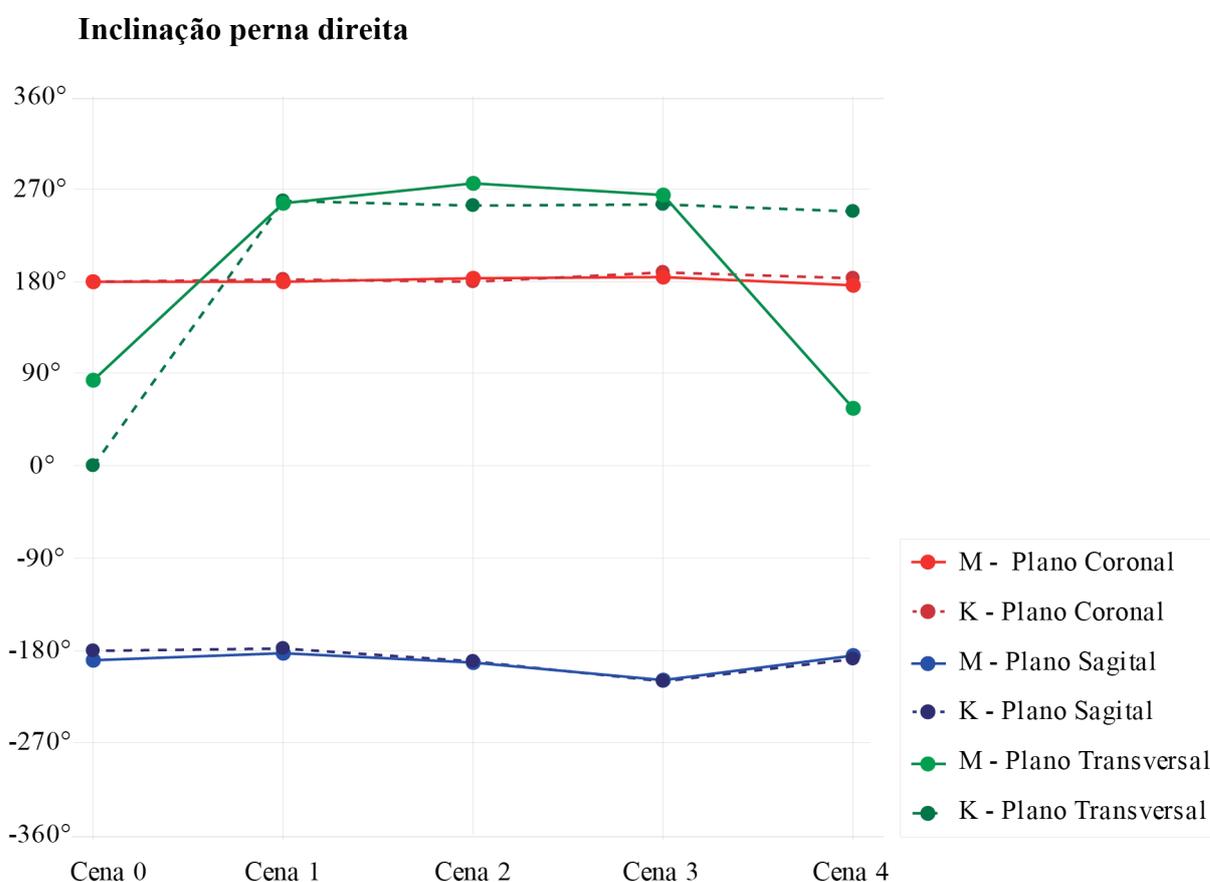
Gráfico 33 - Representação da comparação das inclinações do braço esquerdo



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

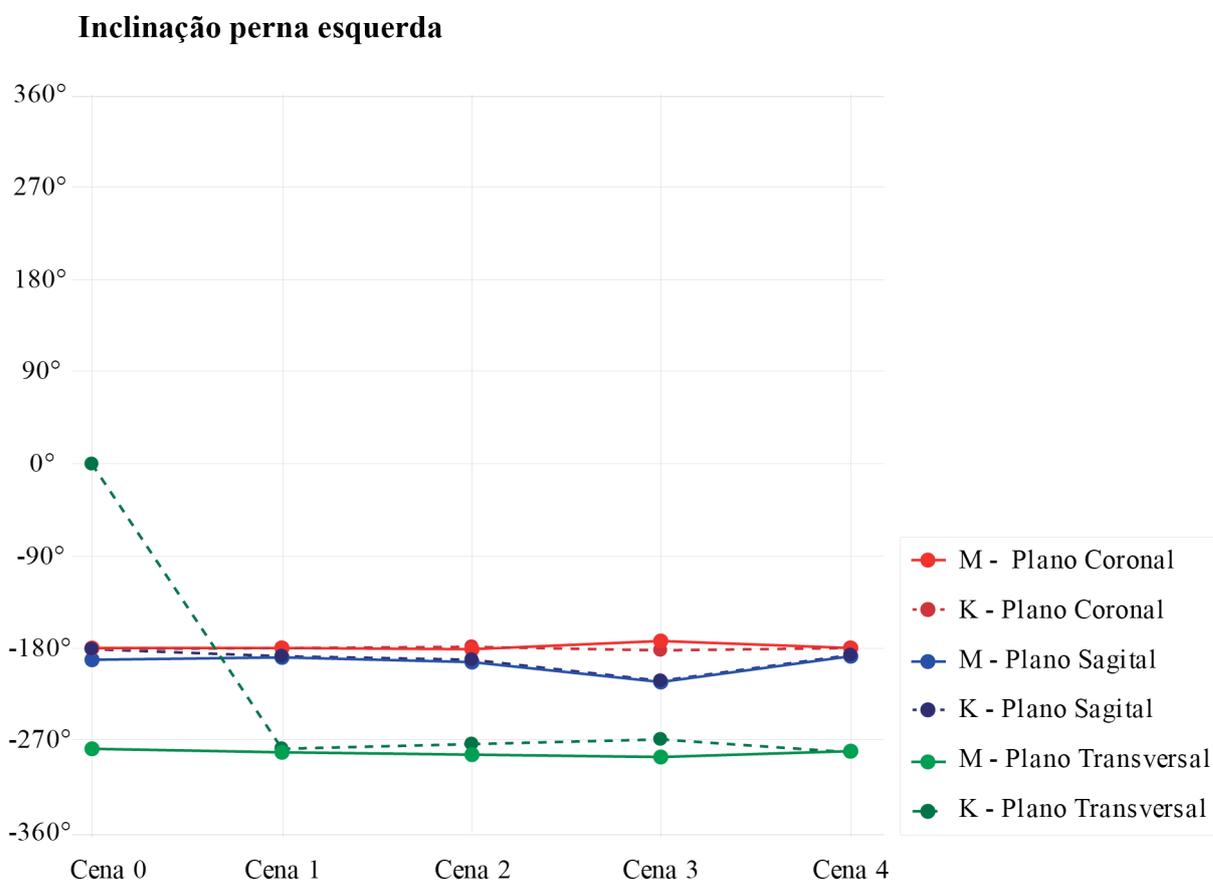
Gráfico 34 - Representação da comparação das inclinações da perna direita



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

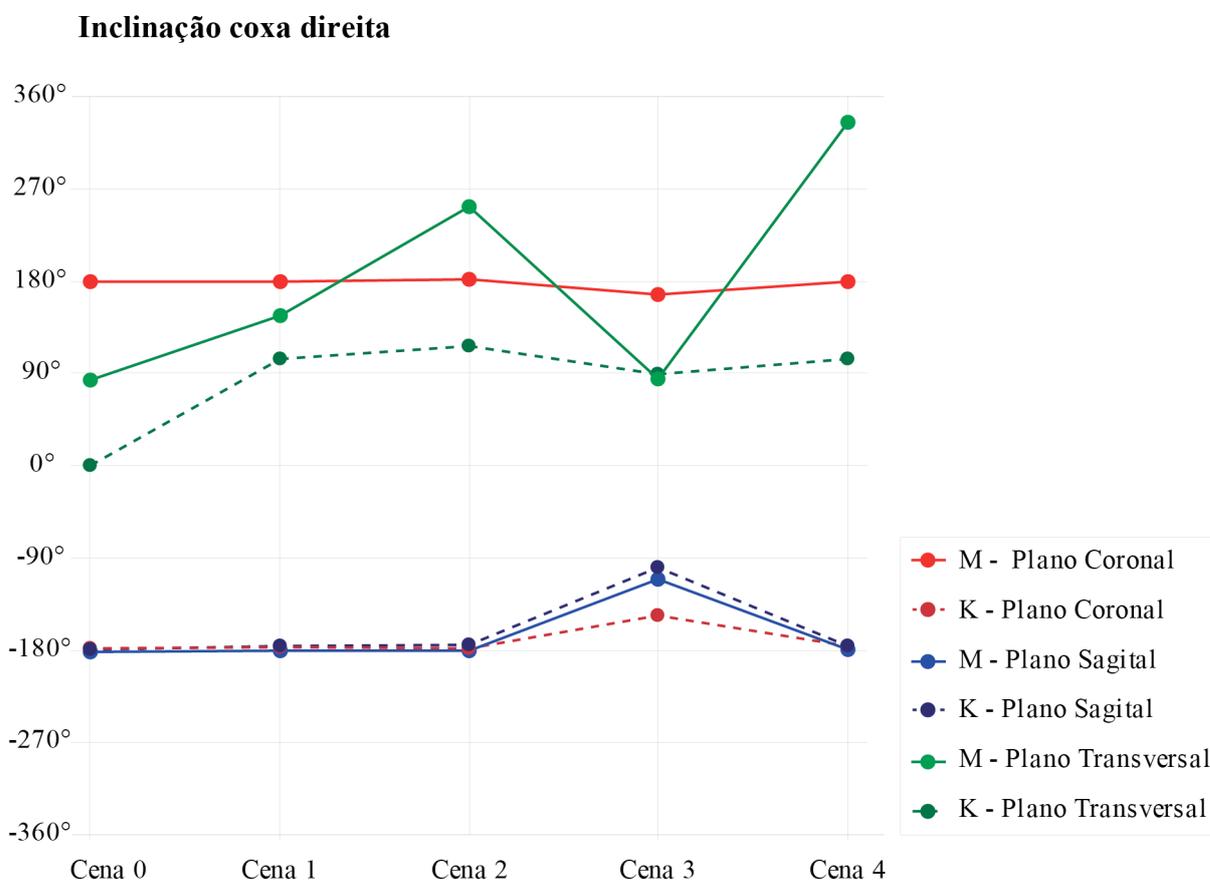
Gráfico 35 - Representação da comparação das inclinações da perna esquerda



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

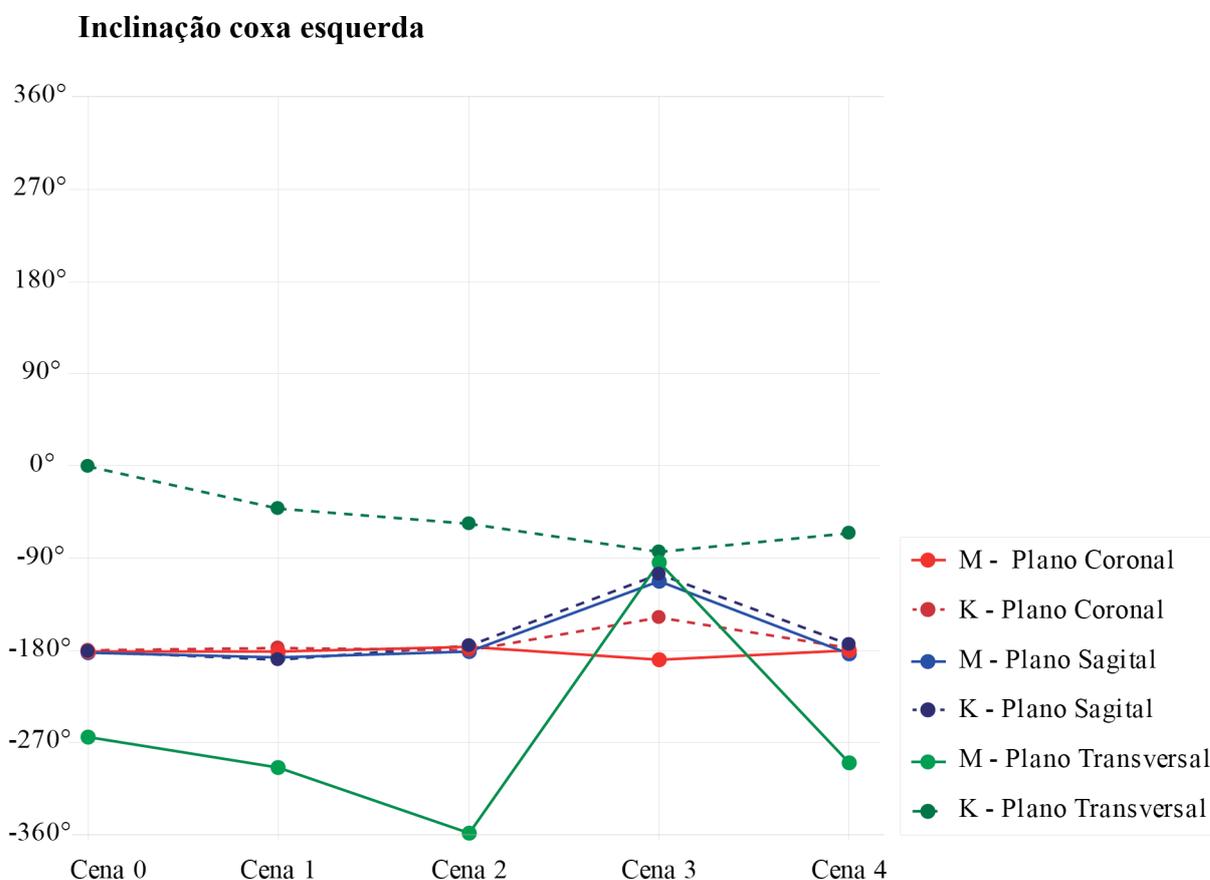
Gráfico 36 - Representação da comparação das inclinações da coxa direita



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

Gráfico 37 - Representação da comparação das inclinações da coxa esquerda



Legenda: Os dados obtidos pelo sistema MVN Biomech estão representados em linha cheia e os dados referentes ao sistema Kinect – iPiSoft estão representados em linha tracejada. A cor vermelha representa a inclinação do segmento em relação ao plano coronal; a cor azul representa a inclinação em relação ao plano sagital e a cor verde representa a inclinação em relação ao plano transversal. Os dados acima foram retirados das 5 cenas estáticas selecionadas.

Fonte: STREIT, 2013.

b.5) Inclinação do tronco

A última comparação diz respeito à comparação da variação da inclinação do tronco, retirada com base na norma ISO 11266. A postura de referencia utilizada foi a cena 0, onde ambos os modelos biomecânicos 3D estavam sem movimentação. A variação angular foi retirada a partir do angulo inicial (observado na cena 0), em relação às cenas posteriores. Os resultados podem ser observados na tabela abaixo:

Tabela 8: Variação da inclinação do tronco com base na ISO 11266 entre os sistemas 3D nas 4 posturas estáticas selecionadas.

	MVN Biomech	MS Kinect - iPiSoft
Cena 1	0°	0,7°
Cena 2	1,2°	1,6°
Cena 3	-66,1°	-70,4°
Cena 4	1,4°	1,8°

Fonte: STREIT, 2013.

5 DISCUSSÃO

Dentro das condições nas quais o experimento foi realizado, o uso dos consoles MS Kinect junto ao iPiSoft foram bem sucedidos.

Algumas limitações puderam ser levantadas no segundo experimento em relação à utilização dos consoles, principalmente no que se refere à áreas de oclusão. Áreas de oclusão ocorrem quando uma ou ambas as câmeras ficam obstruídas, o que resulta na perda de referencia para o rastreamento do movimento durante o pós-processamento. Pôde ser observado que objetos com maior dimensionamento podem causar perdas de referencia irreparáveis, uma vez que impossibilitam sua correção manual.

Uma maneira de evitar que estas áreas de oclusão invalidem toda a movimentação registrada é a adoção da pose T sempre que possível. Ao ter a referencia da pose T em outros momentos alem do inicio, é possível rastrear o movimento de forma reversa.

Em relação aos deslocamentos globais, as diferenças de posicionamento das curvas já eram esperadas, uma vez que os modelos biomecânicos possuem configurações e a forma de calcular os segmentos diferentes. Sendo assim, o que foi avaliado nesta comparação foi a variação de deslocamento nas curvas, ou seja, se as diferenças se mantêm durante os movimentos. Nesse sentido, puderam ser observadas similaridades de variação entre os sistemas, validando a utilização do console.

Em relação ao comparativo de dados dimensionais segmentares, pode ser observado que 11 das 15 medidas obtidas pelos consoles MS Kinect através do iPiSoft tiveram valores mais próximos às medidas reais obtidas por meio de antropômetros em relação ao sistema inercial. A maior variação, encontrada em ambos os sistemas, foi nas dimensões segmentares da coxa direita – consideráveis 6,9cm no MS Kinect através do iPiSoft e 5,7cm no MVN Biomech. Já o segmento com menor diferença foi o antebraço esquerdo – no MVN Biomech, a variação foi de 0,1cm e no MS Kinect através do iPiSoft foi 0 cm. O sistema inercial foi o mais preciso em relação às medidas segmentares dos membros superiores.

Outro resultado obtido neste comparativo diz respeito à lateralidade do modelo biomecânico do sistema inercial, que é simétrico. Pode ser assumido, com base nas medidas inseridas no processo de calibragem, que a correspondência é feita da direita para a esquerda.

A comparação entre os ângulos articulares utilizando também os dados obtidos por meio de registro por vídeo no plano sagital também demonstraram maior relação com os resultados obtidos a partir do MS Kinect – iPiSoft. Porém, como nenhum equipamento de

medição angular foi utilizado em tempo real durante a movimentação do voluntário, não é possível validar qual resultado foi mais preciso de forma efetiva. Já as diferenças entre os ângulos articulares 3D se mostraram mais proeminentes no cotovelo e mais relacionadas entre si nos ângulos do joelho. Da mesma forma, as inclinações segmentares também não podem ser validadas, embora os resultados se mostrem satisfatórios com exceção da inclinação da coxa.

Os resultados mais irregulares foram observados na comparação de inclinação dos segmentos no plano transversal. Embora nos outros planos a variação tendesse a se manter, no plano transversal o mesmo não foi observado.

Em relação à inclinação do tronco, os resultados foram positivos, uma vez que a maior variação encontrada foi durante o agachamento, de $4,3^\circ$. É importante notar que a aplicação que será dada a um sistema define o erro que é aceitável. Fernandez-Baena, Susín e Lligadas (2012), por exemplo, colocam que um erro de até 10 graus é aceitável em aplicações de terapias físicas. No entanto, a tolerância deve ser estudada, uma vez que outros fatores, como deslocamento das marcas anatômicas, podem influenciar nos resultados

Foi possível observar a relação entre os resultados do sistema de registro por meio de vídeo e dos consoles MS Kinect – iPiSoft no que se refere à retirada de ângulos no plano de predominância. Embora o movimento seja realizado com predominância de movimento no plano sagital, é possível observar que a projeção acumula um pequeno erro decorrente das inclinações nos planos coronal e transversal que não estão sendo consideradas.

5.1 Avaliação dos sistemas em ambientes reais de trabalho

Visando avaliar a aplicabilidade e o comportamento dos sistemas em situações reais de trabalho, foram realizados estudos e registros em laboratórios químicos no setor de petróleo, gás e energia. Estes registros foram realizados com base na análise da atividade, que estava sendo realizada no contexto da AET com o objetivo de subsidiar o projeto arquitetônico dos laboratórios da Divisão de Catálise e Processos do Instituto Nacional de Tecnologia.

Seis atividades foram selecionadas para análise a partir de parâmetros como frequência de realização e riscos inerentes à organização do espaço. No contexto do presente trabalho, foram realizados os levantamentos dimensionais e fotográficos dos laboratórios,

incluindo mobiliário, equipamentos e rotas de fuga, assim como aspectos técnicos de acesso aos equipamentos, adequação do mobiliário relacionados às atividades selecionadas.

A etapa de acompanhamento das atividades – registradas por meio de vídeo e roteiro da atividade, aliada ao levantamento dimensional dos laboratórios serviram de base para avaliar quais movimentos poderiam ser capturados, tendo em vista as limitações dos sistemas e as situações. Nesta avaliação, foram realizados os estudos de posicionamento dos consoles MS Kinect e sua área de captura, assim como interferências com metais em relação ao sistema inercial MVN Biomech.

Em visitas realizadas nos laboratórios onde as atividades são realizadas e, acompanhando o fluxo das atividades, os equipamentos foram conectados e testados, viabilizando ou não sua eventual captura no que se refere à áreas de oclusão, reflexão e superfícies metálicas.

Em relação aos estudos relacionados ao sistema de captura inercial, foram observadas interferências magnéticas nos sensores causadas por metais. Isso pode ser observado tanto nos sensores dos pés, devido à estrutura metálica do prédio, como nos sensores que se aproximavam à equipamentos ou objetos com superfícies metálicas. Embora houvesse interferência, esta foi considerada aceitável pelo sistema nas atividades observadas.

Para a alimentação dos sistemas e seus equipamentos adjacentes, foi encontrada a necessidade de utilizar extensões, tanto para eletricidade de laptops, quanto para os consoles Kinect, assim como uma extensão USB para seu posicionamento.

Uma limitação não observada anteriormente e nem prevista a partir da literatura em relação aos consoles Kinect diz respeito à interferência que um console pode causar no outro. Durante seu posicionamento, foi observada uma grande área de interferência no monitor. Ao buscar a origem desta área, foi observado que o próprio sensor de profundidade de um dos consoles causava esta interferência.

Outras observações feitas a partir do registro por vídeo que podem ser prejudiciais aos equipamentos óticos são relacionadas ao fluxo de pesquisadores nos laboratórios, gerando áreas de oclusão. Sendo assim, para uma eventual captura, é necessário que estas interrupções sejam consideradas. Da mesma forma, atividades onde são utilizados materiais não compatíveis com o sistema inercial, apenas os sistemas óticos podem ser utilizados.

CONCLUSÃO

A partir dos dados obtidos nesta pesquisa, é possível afirmar que o sistema composto por dois consoles MS Kinect junto ao iPiSoft pode ser utilizado de forma complementar em situações onde outros sistemas tenham restrições, ou até de forma independente.

Na tabela 9, podem ser observadas as principais vantagens e limitações levantadas:

Tabela 9: vantagens e desvantagens no uso do sistema iPiSoft – Kinect com base nos experimentos realizados

Vantagens	É um sistema acessível, portátil e de fácil utilização;
	Não é necessária a utilização de marcas anatômicas ou uma vestimenta específica no usuário, o que aumenta sua mobilidade e possibilidade de trabalhar com diferentes materiais;
	O processo de calibragem é simples e não impõe interrupções na atividade;
	Não sofre interferências por metal;
	Pode ser utilizado em atividades que utilizem líquidos ou outros materiais que, utilizando o sistema inercial seria inviável;
	Em termos de precisão, é uma alternativa viável
Desvantagens	Para um maior aproveitamento da captura, no que diz respeito à liberdade em planos de movimento predominantes, é necessária a utilização de dois consoles;
	É sujeito à áreas de oclusão, geradas tanto por obstruções em frente ao equipamento, quanto ao próprio corpo;
	Na versão atual do software utilizado gera arquivos com grandes volumes de dados, o que pode restringir em alguns casos o intervalo de captura ;
	Na versão atual do software, não é possível obter dados confiáveis de captura dos pés.

Fonte: STREIT, 2013.

Partindo para um aspecto mais geral, é possível utilizar este sistema para aferir parâmetros biomecânicos, ou em outras análises que requeiram parâmetros cinemáticos do movimento humano. Porém, é importante ressaltar que o sistema possui todas as características funcionais de um sistema ótico, ficando sujeito à áreas de oclusão e área de captura limitada.

Algumas observações devem ser feitas, as quais não são restritas apenas ao sistema MS Kinect - iPiSoft, no que diz respeito à calibragem adequada e à consideração dos fatores do ambiente na qual a captura será realizada - como iluminação, área de captura, fluxo de movimentação e os requisitos dos sistemas.

Da mesma forma, as características do modelo biomecânico do sistema utilizado devem ser levadas em consideração durante a realização de uma análise biomecânica. Inclinações segmentares do modelo em estado neutro devem ser levantadas quando estudos de variação, tanto de deslocamento quanto angulares, forem realizados.

Posteriores estudos devem ser realizados para obter uma validação estatística dos dados obtidos no sentido cinemático e antropométrico do rastreamento. Para isto, deve ser utilizada uma amostragem utilizando um grupo mais significativo, com pessoas de diferentes padrões corporais. Da mesma forma, devem ser avaliadas as variações em um mesmo rastreamento.

Outro ponto que deve ser levado em consideração ao console é que a maioria dos problemas mencionados estão sujeitos à tecnologia utilizada. O lançamento do novo Kinect (periférico do Xbox One) traz novas vantagens, como o reconhecimento de peso, maior resolução, etc. McQuade (2013) colocou que em termos de precisão, o novo console é extremamente poderoso e que os mecanismos de reconhecimento do esqueleto também tiveram um significativo avanço.

A principal conclusão, portanto, é que esta tecnologia está apenas no início, e seus avanços prometem modificar a maneira com a qual a captura de movimentos é disseminada. Se for colocado como exemplo o mercado da animação digital, a transposição de movimentos para o meio digital poderá ser abordada por outros, além das grandes empresas do entretenimento. No aspecto do design, permitirá que mais pesquisadores possam obter dados cinemáticos do movimento, o que é uma importante ferramenta não só para entender situações, mas para projetá-las de maneira mais eficiente.

REFERÊNCIAS

- AÑES, C.R.R. *Antropometria na ergonomia*. Ensaios de Ergonomia. 2000. Disponível em <<http://www.eps.ufsc.br/ergon>> (Acesso em 5 fev. 2013)
- ARRUDA, G. S. *A captura de movimento como ferramenta de criação*. Anais do 9º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. P&D 2010. 2010.
- AZOUZ, Z. B. et al. *Analysis of human shape variation using volumetric techniques*. 17th Annual Conference on Computer Animation and Social Agents (CASA2004). Geneva, Switzerland. 2004
- AZOUZ, Z. B.; SHU, C.; MANTEL, A. *Automatic locating of anthropometric landmarks on 3D human models*. Third International Symposium on 3D Data Processing. Chapel Hill, North Califórnia, EUA. 2006.
- BADLER, N.I.; PHILIPS, C.B.; WEBBER, B.L. *Simulating Humans: Computer Graphics, Animation, and Control*. Department of Computer and Information Science. University of Pennsylvania – Philadelphia. Oxford University Press. 1999.
- BADLER, N.I. *Virtual humans for animation, ergonomics, and simulation*. IEEE Workshop on Non-Rigid and Articulated Motion. Porto Rico, Junho 1997.
- BAIRRÃO, J. F. M. H.; TOLEDO, G. M.; ANDRADE, W. M. *O desenho animado como ferramenta de auxílio à pesquisa: a aplicação da rotoscopia em estudos de movimentos corporais*, Intercom – Sociedade Brasileira de Estudos Interdisciplinados da Comunicação. INTERCOM SUDESTE 2006 – XI Simpósio de Ciências da Comunicação na Região Sudeste. 2006.
- BERGER K, et al. *Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors*. Vision, Modeling, and Visualization. The Eurographics Association 2011.
- BEUNEN, G.; BORMS, J. *Cineantropometria: raízes, desenvolvimento e futuro*. Revista Brasileira de Ciência & Movimento - v.4 - n.3 - 76-97.1990.
- CHAFFIN, D.B.; ANDERSSON, G.B.J.; MARTIN, B.J. *Biomecânica Ocupacional*. Tradução da terceira edição Norte Americana de Occupational Biomechanics. Ergo Editora. Wiley & Sons. 1999.

CHAFFIN, D.B. *Human motion simulation for vehicle and workplace design*. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, Wiley Periodicals, Inc. Vol. 17 (5) 475–484. 2007

CHAFFIN, D.B.; FARAWAY, J.; ZHANG, X. *Simulating reach motions*. SAE Human Modeling for Design and Engineering Conference, Holanda. 1999

CHAMBERLAIN, T.J. *Measuring Pedestrian Gait Using Low Resolution Infrared People Counter*. School of Computing. Napier University. 2009

CHANG et al. *Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect*. 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2012

CLARK, T. S.; CORLETT, E. N. *The ergonomics of workspaces and machines: a design manual*. Taylor & Francis. London & Philadelphia. 1984

CLEGG, B. *The man Who stopped time: the illuminating story of Eadweard Muybridge: father of motion Picture, Pioneer of photography, murderer*. Joseph Henry Press; 2007.

CORLETT, E.N.; MADELEY, J.; MANENICA, I. *Posture targetting: a technique for recording working postures*. Ergonomics. Volume 22. Taylor & Francis. p. 357-66. 1979.

COUTO, H. A. *Ergonomia aplicada ao trabalho: o manual técnico da máquina humana*. Belo Horizonte. Ergo. 1995.

DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. *Anatomia Humana, Sistêmica e Segmentar*. 3a. ed. São Paulo: Editora Atheneu. 2007.

DOCKSTADER, S.L.; TEKALP, A.M. *A Kinematic Model for Human Motion and Gait Analysis*. Workshop on Statistical Methods in Video Processing. 2002.

DRAKE, R. L.; VOGL, A. W.; MITCHEL, A. W. M. *Gray's anatomia para estudantes*. Tradução da 2ª. edição do original: Gray's Anatomy for Students. Elsevier Editora Ltda. 2010.

DUTTA, T. *Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace*. Applied Ergonomics 43. 645-649. 2012.

EADWEARD MUYBRIDGE. Copyright 1888 Disponível em <<http://www.muybridge.org/>> (Acesso em 27 fev. 13)

EAGLEMAN, D. *Incógnito: as vidas secretas do cérebro*. Tradução de Ryta Vinagre. Rio de Janeiro: Rocco, 2012.

FERNANDEZ-BAENA, A; SUSÍN, A.; LLIGADAS, X. *Biomechanical Validation of upper-body and lower-body joint movements of Kinect motion capture data*. In: Fourth International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems. 2012

FERREIRA, M. S.; RIGHI, C. A. R. *Análise Ergonômica do Trabalho*. Disponível em: http://www.pucrs.br/fau/pg_professores/mf_15.pdf (Acesso em 29 de novembro de 2012)

GAROFALO, P. *Development of motion analysis protocols based on inertial sensors*. PhD Thesis. Bioengineering. University of Bologna. Italy. 2010.

GOMIDE, J. V. B. et al. *Captura de movimento e animação de personagens em jogos*. Departamento de Ciência da Computação, UFMG. s/d

GRANDJEAN, E. *Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem*. 4 ed. Porto Alegre: Bookman, 1998.

GRIMPAMPI, E. et al. *Considerations on marker soft tissue artefact propagation to bone pose estimates*. In: Proceedings of the XXIV Congresso of the International Society of Biomechanics. ISB 2013. Natal-RN. Brasil.

GUANGYAN L.; BUCKLE, P. *Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal disorders*. *Ergonomics*, 42:5 674-695. 1999

HODGINS, J.K. et al. *Animating Human Athletics*. College of Computing, Georgia Institute of Technology. 1995.

IIDA, I. *Ergonomia: Projeto e produção*. São Paulo, Edgard Blücher, 1990.

INTERNATIONAL STANDARD ISO 11226:2000. *Ergonomics: Evaluation of static working postures*. 2000.

IPI SOFT LCC. 2008-2013

IPISOFT Manual. iPISoft, LLC. 2008-2013. Disponível em: wiki.ipisoft.com

KIDER, J. T.; STOCKER, C. R.; BADLER, N. I. *UMCE-FM: Untethered Motion Capture Evaluation for Flightline Maintenance Support*. Center for Human Modeling and Simulation. Department of Computer and Information Science. University of Pennsylvania. Philadelphia. Air Force Research Laboratory. Final Report, June 2008

KROEMER et al. 1990 apud MACIEL A. *Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia*. 2001.

KWON, Y. *Measurement for deriving kinematic parameters: numerical methods*. In HONG, Y.; BARTLETT, R. *Routledge Handbook of Biomechanics and Human Movement Science*. Routledge. 2008.

LU, J. M. et al. *Ingress/egress motion strategies of the elderly people for the rear seat of minivand with sliding doors*. Proceedings of the 2nd International Digital Human Modeling Symposium. Ann Arbor, MI. USA. 2013

MA, R. et al. *A framework of motion capture system based human behaviours simulation for ergonomic analysis*. 14th International Conference on Human-Computer Interaction, Orlando. Estados Unidos. 2011.

MACIEL, A. *Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia*. Agosto 2001. Dissertação de Mestrado. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL. INSTITUTO DE INFORMÁTICA. PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO. 2009.

MARGHITU, D. *Kinematic Chains and Machine Components Design*. Elsevier Academic Press. 2005.

MCQUADE, K. J. et al. Criterion & concurrent validity of the Microsoft Kinect System for markerless motion capture. In: Proceedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics. ISB 2013. Natal-RN. Brasil.

MEDVED, Vladimir. *Measurement of Human Locomotion*. CRC Press. Boca Raton, FL. 2001.

MORAES, A. M.; SOARES, M. M. *Ergonomia no Brasil e no Mundo: um quadro, uma fotografia*. Ed. ABERGO – Associação Brasileira de Ergonomia. 1989.

MOTION CAPTURE TECHNOLOGY. Disponível em:
<http://www.motioncapturedata.com/2009/05/motion-capture-technology.html>

MOVING PICTURES. Disponível em <<http://www.theslideprojector.com/>> (Acesso em 27 fev. 2013)

NOULIN, M. *Ergonomie*. Paris, Techniplus. 1992.

PERALES, F. J. *Human Motion Analysis & Synthesis using computer vision and graphics techniques: State of Art and Applications*. Pattern Recognition and Image Analysis: Proceedings of the IX Spanish Symposium on Pattern Recognition and Image Analysis. Universitat Jaume I. 2001

PHEASANT apud AÑES, C.R.R. *Antropometria na ergonomia*. Ensaios de Ergonomia. Disponível em <<http://www.eps.ufsc.br/ergon>> 2000.

PORTER et al. 1995 apud SANTOS, V. Et al *Confiabilidade humana e projeto ergonômico de centros de controle de processos de alto risco*. Synergia Editora, 2009

REGRAS DE FLEMING. In Infopédia. Porto: Porto Editora, 2003-2013. Disponível em <[http://www.infopedia.pt/\\$regras-de-fleming](http://www.infopedia.pt/$regras-de-fleming)>. (Acesso em 23 nov. 2012)

RINCÓN, P.; ZAMBRANO, E. *Motion Capture*. Universidad Simon Bolívar. S/A.

ROBINETTE, M.K.; DAANEN, H. A.M.; ZEHNER, G. F.; *Three-Dimensional Anthropometry*, In Working Postures and Movements: tools for evaluation and engineering, edited by Nico J. Delleman, Christine M. Haslegrave and Don B. Chaffin, 2004

ROBINSON, M.; PARKINSON, M. B. *Estimating Anthropometry with Microsoft Kinect..* Proceedings of the 2nd Digital Human Modeling Symposium. Ann Arbor, Michigan. 2013.

ROETENBERG, D. *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*. PhD Thesis. Universiteit Twente 2006.

ROSSE C.; CLAWSON D.K. *The Musculoskeletal System in Health & Disease*. Hagerstown, PA: Harper & Row, 1980.

SANTOS, V. et al. *3D DHM and Collaborative Virtual Environments: a Case Study in Oil and Gas Laboratories*. In: International Symposium on Occupational Safety and Hygiene, 2013, Guimarães. Proceedings book of the International Symposium on Occupational Safety and Hygiene - SHO 2013. Vila Nova de Gaia: Sociedade Portuguesa de Segurança e Higiene Ocupacionais (SPOSHO), 2013. v. 1. p. 351-352.

SCHEPERS, M. *Ambulatory assessment of human body kinematics and kinetics*. H.M. Schepers, Hengelo, The Netherlands. 2009.

SCHOENARDIE, R. P. et al. *Design e Biomecânica: relações estratégicas para o desenvolvimento de produtos*. 12o Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano-Tecnologia: Produto, Informações, Ambiente Construído e Transporte. Natal – RN. 2012

SILVA, F.W.; VELHO, L. *Um sistema de animação baseado em movimento capturado*. In Proceedings of XXV Latin American Conference on Computer Science - CLEI'99 – UNESCO. 1999.

SILVA, J. C. P.; PASCHOARELLI, L. C. *A evolução histórica da ergonomia no mundo e seus pioneiros*. Editora UNESP. 2010.

STREIT, P. et al. *Comparison and evaluation of biomechanical parameters of motion capture systems*. 2nd International Digital Human Modeling Symposium. Ann Arbor, MI. 2013.

STREIT, P. et al. *Kinematic comparison of MS Kinect and inertial motion capture system in load lifting task*. In: Proceedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics. ISB 2013. Natal-RN. Brasil.

SUTHERLAND, D. H. *The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG*. Gait and Posture 14 p.61-70. Elsevier. 2001.

THE BILL DOUGLAS CENTRE. *The Bill Douglas Centre for The History of Cinema and Popular Culture*. Desenvolvido por Hester Higton, 30 jan. 2002. Disponível em: <<http://www.exeter.ac.uk/bdc/>> (Acesso em 4 dez. 2012.)

TICHAUER, E.R. *The biomechanical basis of ergonomics: anatomy applied to the design of work situations*. Wiley. 1ª ed. 1978.

VISIBLE BODY, Skeleton Premium 2, 2012.

VEIGA, J. A.; ROSA, M. A.; SIRGADO, T. A. *Análise cinemática de um movimento humano*. INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO. Disciplina de Biomecânica do Movimento. Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica. 2010.

WEBER, B. L.; PHILIPS, C. B.; BADLER, N.I. *Simulating Humans: computer graphics, animation and control*. New York: Oxford University Press, 1993.

WEBER, I. et al. *Is the MS Kinect suitable for motion analysis?*, Biomedizinische Technik. Biomedical engineering, Aug. 2012.

WELTER Jr., A, HOUNSELL, M.S. *Representação de humanos virtuais*. Revista Eletrônica de Iniciação Científica. 4(1):1-20, Disponível em www.sbc.org.br/reic/, 2004.

WHITTLE, M. W. *Gait Analysis, an introduction*. 4th edition. Elsevier. 2007.

WINTER, D.A. *Biomechanics of human movement*. John Wiley & Sons Inc; 1979.

WISCHNIEWSKI, S. *Delphi Survey: Digital Ergonomics 2025*. Proceedings of the 2nd International Digital Human Modeling Symposium. Ann Arbor, MI. USA. 2013

WU, G.; CAVANAGH, P.R. *ISB Recommendations for Standardization in the Reporting of Kinematic Data*. Journal of Biomechanics. Vol. 28. No. 10. PP. 1257-1261. Copyright Elsevier Science Ltd. 1995.

XIN, X et al. *Motion Capture as a User Research Tool in “Dynamic Ergonomics”*. International Association of Societies of Design Research. 2007.

XSENS Technologies, 2009.

XSENS Technologies, 2009. Document MV0319P. MVN User Manual.

YANG, J. et al. *Digital Warfighter Modeling for Military Applications*. Handbook of Military Industrial Engineering. CRC Press. 2009. p. 26-1 26-20.

YANG, J. *Human modeling and simulation*. In Handbook of Digital Human Modeling. DUFFY, V. 29.1-29.23. 2009

ZAMBERLAN, M. C. P. L. *Atenção aos limites do ser humano*. BOLETIM ABNT. Volume 11, nº 126. Fev 2013. p. 6-9

ZAMBERLAN, M. C. P. L. ; et al. *Simulation in virtual environments: a case-study on control room design*. Work (Reading, MA), v. 41, p. 2243-2247, 2012.

ZATSIORSKY, V. M. *Kinematics of Human Motion*. Vladimir M. Zatsiorsky. 1998.