



**Rafael Macedo Sulino**

**AVALIAÇÃO AUTOMATIZADA DE UMA HABILIDADE MOTORA FUNDAMENTAL  
COM O KINECT**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, câmpus de Rio Claro, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, área de concentração Tecnologias nas Dinâmicas Corporais.

**Orientador:**

Prof<sup>a</sup>. Dra. Cynthia Yukiko Hiraga

**Co-orientador:**

Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso

Rio Claro-SP  
2014

796.0132 Sulino, Rafael Macedo  
S949a Avaliação automatizada de uma habilidade motora fundamental com o  
Kinect / Rafael Macedo Sulino. - Rio Claro, 2014  
81 f. : il., figs., gráfs., tabs., quadros

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Instituto de  
Bióciências de Rio Claro

Orientador: Cynthia Yukiko Hiraga

Coorientador: Daniel Gustavo Goroso

1. Capacidade motora. 2. Avaliação motora. 3. Habilidade motora  
fundamental. 4. Salto horizontal. I. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais, Cidinha e Gilson, que sempre apoiaram e me incentivaram na realização de meus sonhos e objetivos.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus queridos pais, Cidinha e Gilson, meu irmão Junior e meus familiares, pelo apoio e compreensão, principalmente nos momentos mais difíceis.

À Profa. Dra. Cynthia Hiraga pela orientação, dedicação e generosidade.

Ao Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso pela co-orientação do trabalho.

Aos colegas do LABORDAM pela generosidade e rica contribuição para meu crescimento pessoal e acadêmico.

Ao Prof. Dr. Afonso Antônio Machado, coordenador do programa, pela generosidade, apoio e aconselhamentos em momentos importantes, e pelo incentivo desde quando nos conhecemos no congresso de Educação Física de Jundiaí em 2011.

Ao Prof. Dr. Luiz Dantas e Prof. Dr. Carlos Fischer pelas relevantes contribuições ao trabalho.

Aos professores e colaboradores da Unesp, pela cordialidade e dedicação.

À Secretaria Municipal de Educação de Rio Claro e às escolas Clara Freire, Sylvio de Araújo e Marasca (diretores, coordenadores, professores, colaboradores, pais e alunos) pela participação no desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores da graduação em Muzambinho, em especial Waguinho e Elisângela, que sempre me incentivaram a trilhar o caminho acadêmico.

Ao Prof. Rafael Kociam, por ter me apresentado ao Prof. Afonso no congresso em Jundiaí, abrindo as portas para trilhar este caminho.

Ao Prof. Wellington Roberto Carvalho pela amizade e imenso apoio desde a graduação em Muzambinho.

A todos aqueles que de alguma forma, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização desta importante etapa da minha vida.

"Seja você quem for, seja qual for a posição social que você tenha na vida, a mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá."

(Ayrton Senna)

## RESUMO

Avaliar o movimento do corpo humano é essencial tanto na pesquisa acadêmica quanto na prática profissional, principalmente no que diz respeito a avaliação de habilidades motoras fundamentais ao longo da infância, a fim de identificar possíveis atrasos e possibilitar intervenção motora adequada. Tecnologias recentemente disponibilizadas no mercado de entretenimento, como o sensor *Kinect*, apresentam grande potencial para aplicação nas mais diversas áreas, de modo especial no que diz respeito à captura e análise de movimentos corporais possibilitando a aquisição de dados de forma rápida e eficiente, sem utilização de marcadores, e com baixo custo comparado a sistemas de alta precisão disponíveis no mercado. No presente estudo propomos um sistema baseado no *Kinect* para avaliação automatizada do PFM salto horizontal. O estudo foi realizado em duas etapas, abrangendo a construção, teste e aplicação do sistema. A primeira etapa, de construção do sistema, consistiu na elaboração dos algoritmos necessários para a aquisição, armazenamento, tratamento e análise dos dados, e a segunda etapa consistiu na realização de três estudos experimentais. No primeiro estudo avaliamos o *Kinect* para aquisição de dados estáticos, comparando-o com o *Optotrak*, um sistema óptico de alta precisão, que permitiu avaliar a precisão do *Kinect* no que diz respeito à variação na captura de coordenadas tridimensionais e concordância na medida de ângulos com um sistema de alta precisão de laboratório. Os resultados indicam variação mínima na coleta de dados referentes a pontos fixos durante 50 segundos, e alta correlação nas medidas quando comparado ao *Optotrak*. No segundo estudo avaliamos o *Kinect* para aquisição de dados dinâmicos, comparando-o novamente com o *Optotrak*, em cinco diferentes movimentos articulares, e em três diferentes velocidades de execução. Os resultados indicam que a diferença entre as medidas obtidas a partir do *Kinect* comparadas com as medidas obtidas a partir do *Optotrak* ficam dentro de um intervalo de confiança de 95%, e as diferentes velocidades de execução do movimento analisadas não afetaram significativamente o resultado. No terceiro estudo usamos o sistema para avaliar o salto horizontal, aplicando a avaliação automatizada em 335 crianças de 3 a 15 anos de idade, de ambos os gêneros, comparando os resultados do sistema automatizado com a análise em vídeo realizada por dois avaliadores treinados. Os resultados confirmaram o potencial do *Kinect* ao apresentar resultados similares dos avaliadores nas faixas etárias de 3 a 6 anos e de 11 a 15 anos. Quanto à faixa etária de 7 a 10 anos, os resultados foram significativamente inferiores aos das outras faixas etárias, principalmente nos critérios que envolvem o uso do braço na realização do movimento. Diante dos resultados apresentados, podemos confirmar o potencial do *Kinect* como instrumento para avaliação de movimentos articulares, bem como especificar algumas restrições que necessitam ser investigadas de modo a possibilitar maior precisão nas futuras versões do sistema, explorando melhor os recursos tecnológicos disponíveis.

**Palavras chave:** *Kinect*. Avaliação motora. Habilidade motora fundamental. Salto horizontal.

## ABSTRACT

The assessment of the human body displacement is essential for both, the academic scientific research and the professional practice, especially with regard to the assessment of fundamental movement patterns (FMP) throughout childhood in order to identify possible delays and provide adequate motor intervention. Technologies available recently in the entertainment market, as the Kinect sensor, have great potential for application in several areas, especially with regard the capture and movement analysis, enabling the acquisition of data quickly and efficiently without the use of markers, and at low cost compared to high precision systems available in the Laboratories. In this study we propose a system based on Kinect for automated assessment of the FMP standing long jump. The study was conducted in two stages, including the construction, testing and implementation of the system. The first stage, related to the construction of the system, consisted of the development of algorithms necessary for the acquisition, storage, processing and analysis of data, and the second stage consisted of three experimental studies. In the first study we evaluated the Kinect for static data acquisition, in comparison with the *Optotrak*, a high precision optical system, with the aim of assessing the accuracy of the device on variation in the capture of three-dimensional coordinates and measure of angles agreement with a high precision laboratory system. The results indicated minimal variation in data acquisition related to fixed points for 50 seconds, and high correlation measures when compared to the *Optotrak*. In the second study we evaluate the Kinect for dynamic data acquisition, comparing it again with *Optotrak* in five different joint displacements, and three different speeds. The results indicated that the difference between the measurements obtained from the Kinect compared with the measurements obtained from the *Optotrak* are within a confidence interval of 95%, and the different speeds of movement execution analyzed did not significantly affect the results. In the third study we used the system to assess the horizontal jump, applying the automated assessment in 335 boys and girls from 3 to 15 years of age, comparing the results of the automated system with video analysis performed by two trained raters. The results confirm the potential of the Kinect, showing similar results for examiners in the age groups 3-6 years old and 11-15 years old. In the 7-10 years age group, the results were significantly lower, mainly on criteria that involve arms in the performance. Considering the presented results, we can attest the potential of Kinect as a tool for the assessment of body displacement as well specify some constraints, which need further investigation in order to improve future versions of the system by exploring the technological resources available.

**Keywords:** Kinect. Motor assessment. Fundamental movement pattern. Standing long jump.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> – Sensor <i>Kinect</i> . .....	18
<b>Figura 2</b> – Sensor <i>Kinect</i> com a capa externa removida, mostrando os três principais componentes: emissor de infravermelho (esquerda), câmera RGB (centro/esquerda) e câmera infravermelho (centro/direita). .....	19
<b>Figura 3</b> – Projeção de pontos em uma parede (a), uma cena genérica (b) e uma visão aproximada (zoom) do padrão de pontos projetados (c). .....	19
<b>Figura 4</b> – Conjunto de componentes do <i>Kinect</i> , com destaque para o processador central PS1080-A1 .....	20
<b>Figura 5</b> – Limites físicos do sensor <i>Kinect</i> . .....	20
<b>Figura 6</b> – Pontos anatômicos detectados pelo <i>Kinect</i> . .....	21
<b>Figura 7</b> – Salto horizontal proficiente. ....	27
<b>Figura 8</b> – Módulo de aquisição de dados. Os pontos verdes indicam os pontos mapeados pelo <i>Kinect</i> , os vermelhos o centro de massa por segmento e o ponto branco o centro estimado de massa do corpo. ....	29
<b>Figura 9</b> – Algoritmo do software de aquisição de dados com o <i>Kinect</i> . ....	30
<b>Figura 10</b> – Interface do módulo de tratamento e análise de dados. ....	31
<b>Figura 11</b> – Segmentos utilizados para o cálculo dos ângulos. ....	32
<b>Figura 12</b> – Comparação entre dados capturados sem filtro e com filtro: a) dados brutos capturados pelo <i>Kinect</i> . b) dados filtrados (Butterworth $N=2$ , $\Omega_c=5\text{Hz}$ ). ....	35
<b>Figura 13</b> – Algoritmo do programa principal da avaliação automatizada. ....	36
<b>Figura 14</b> – Algoritmo do subprograma de processamento dos dados. ....	37
<b>Figura 15</b> – Algoritmo de identificação das fases do salto. ....	38
<b>Figura 16</b> – Algoritmo de verificação do salto. ....	39
<b>Figura 17</b> – Algoritmo de avaliação do primeiro critério. ....	40
<b>Figura 18</b> – Algoritmo de avaliação do segundo critério. ....	41
<b>Figura 19</b> – Algoritmo de avaliação do terceiro critério. ....	42
<b>Figura 20</b> – Algoritmo de avaliação do quarto critério. ....	43



<b>Figura 21</b> – Representação do modelo humano construído com tubos e conexões de PVC.....	45
<b>Figura 22</b> – Medidas utilizadas para ajuste do ângulo no modelo estático.....	45
<b>Figura 23</b> – Coeficiente de determinação entre o <i>Kinect</i> e o <i>Optotrak</i> . ....	48
<b>Figura 24</b> – Montagem dos equipamentos ( <i>Optotrak</i> e <i>Kinect</i> ) no laboratório.....	51
<b>Figura 25</b> – Movimentos executados: a) flexão e extensão de joelho. b) adução e abdução de quadril. c) adução e abdução de ombro. d) flexão e extensão de ombro. e) flexão e extensão de cotovelo.....	52
<b>Figura 26</b> – Pontos anatômicos mapeados pelo <i>Kinect</i> .....	53
<b>Figura 27</b> – Ângulos articulares em função do tempo, sendo o <i>Kinect</i> representado em vermelho e o <i>Optotrak</i> em azul. ....	55
<b>Figura 28</b> – Impacto da velocidade de execução na diferença média em graus para cada movimento executado na captura de dados entre os dois sistemas ( <i>Kinect</i> e <i>Optotrak</i> ). ....	57
<b>Figura 29</b> - Posicionamento dos equipamentos e medidas da área de coleta de dados. ....	62
<b>Figura 30</b> – Concordância entre avaliadores e entre métodos para cada um dos quatro critérios.....	67
<b>Figura 31</b> – Média por idade da concordância entre avaliadores (preto) e entre métodos (cinza escuro e cinza claro), por faixa etária, referentes à classificação do salto como “proficiente” ou “não proficiente”. ....	70

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1</b> – Valores de referência para o comprimento relativo e massa relativa dos segmentos corporais. ....	34
<b>Quadro 2</b> - Critérios para análise do salto horizontal (TGMD-2).....	35
<b>Quadro 3</b> - Valores para interpretação dos resultados da estatística Kappa.....	65

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Valores calculados para ajuste dos ângulos desejados.....	46
<b>Tabela 2</b> - Média dos ângulos para cada sequência de 10 segundos a partir do <i>Kinect</i> . .....	47
<b>Tabela 3</b> - Média dos ângulos para cada sequência de 10 segundos a partir do <i>Optotrak</i> .....	47
A Tabela 4 e Figura 23 mostram o coeficiente de determinação ( $R^2$ ) entre o <i>Kinect</i> e <i>Optotrak</i> , entre o <i>Kinect</i> e os ângulos de referência, e entre o <i>Optotrak</i> e os ângulos de referência. Os resultados demonstram uma alta correlação entre os dois sistemas.	
<b>Tabela 4</b> - Coeficientes de determinação ( $R^2$ ) entre <i>Kinect</i> , <i>Optotrak</i> e ângulos de referência. ....	47
<b>Tabela 5</b> – Diferença em graus e fator de correlação para cada movimento em cada uma das três velocidades analisadas.....	54
<b>Tabela 6</b> – Impacto do fator velocidade de execução na diferença em graus para cada movimento realizado. ....	56
<b>Tabela 7</b> - Distribuição da amostra por gênero e faixa etária. ....	60
<b>Tabela 8</b> - Coeficiente Kappa com intervalo de confiança (95%) representando a confiabilidade inter-avaliadores. ....	65
<b>Tabela 9</b> - Coeficiente Kappa com intervalo de confiança (95%) representando a confiabilidade intra-avaliador.....	66
<b>Tabela 10</b> - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre a avaliação automatizada e a avaliação pelos avaliadores.....	66
<b>Tabela 11</b> - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre a classificação do salto por meio da avaliação automatizada e a avaliação pelos avaliadores. ....	68
<b>Tabela 12</b> - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre os dois métodos de avaliação utilizados, por faixa etária.....	69

**LISTA DE EQUAÇÕES**

(1).....	32
(2).....	32
(3).....	32
(4).....	32
(5).....	33
(6).....	33
(7).....	33
(8).....	33
(9).....	34
(10).....	45

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	12
2	JUSTIFICATIVA .....	14
3	OBJETIVOS .....	16
3.1	Objetivo geral .....	16
3.2	Objetivos específicos.....	16
4	REVISÃO DA LITERATURA.....	17
4.1	Tecnologia e captura de dados do movimento humano .....	17
4.1.1	O <i>Kinect</i> como instrumento para captura de movimentos.....	21
4.1.2	Avaliação de uma habilidade motora fundamental .....	24
5	CONSTRUÇÃO DO SISTEMA.....	28
5.1	Módulo de aquisição de dados .....	28
5.2	Módulo de tratamento e análise de dados.....	30
5.2.1	Cálculo de ângulos.....	31
5.2.2	Cálculo do centro de massa estimado .....	33
5.2.3	Processamento dos sinais .....	34
5.2.4	Avaliação automatizada do salto horizontal .....	35
6	ESTUDOS EXPERIMENTAIS.....	44
6.1	Estudo Experimental 1.....	44
6.1.1	Material e método .....	44
6.1.2	Tratamento e análise de dados.....	46
6.1.3	Resultados .....	47
6.1.4	Discussão .....	48
6.2	Estudo Experimental 2.....	49
6.2.1	Material e Método .....	50
6.2.2	Resultados .....	53
6.2.3	Discussão .....	57

6.3	Estudo experimental 3 .....	59
6.3.1	Material e método .....	59
6.3.2	Procedimentos .....	60
6.3.3	Tratamento e análise de dados.....	63
6.3.4	Resultados .....	65
6.3.5	Discussão .....	70
7	DISCUSSÃO GERAL.....	72
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	75
	REFERÊNCIAS.....	76

## 1 INTRODUÇÃO

A indústria do entretenimento tem buscado desenvolver tecnologias que possibilitem explorar o movimento do corpo humano em jogos eletrônicos, trazendo ao mercado de consumo diversos dispositivos, destacando-se o sensor *Kinect* (MICROSOFT, 2010). O *Kinect* é um sensor que conta com ferramentas gratuitas para a confecção de programas computacionais (i.e., *softwares*), vasta documentação técnica e possibilidade para utilização nas mais diversas aplicações. Além da utilização tradicional com jogos eletrônicos, tal dispositivo tem sido explorado em diversas áreas de atuação profissional, como a Educação Física, a Fisioterapia, a Ergonomia, a Medicina e a Robótica, geralmente por meio da combinação de ferramentas e programas computacionais customizados. Este dispositivo se destaca pela possibilidade de capturar dados da posição dos segmentos corporais para análise do movimento humano.

Variáveis cinemáticas são geralmente empregadas para analisar a posição e deslocamento do corpo humano em uma perspectiva espacial e temporal (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Em geral, estas avaliações são restritas a laboratórios ou clínicas especializadas que utilizam sistemas de alta precisão em ambientes controlados. Com possibilidade para suprir tais restrições em aplicações que não necessitem de muita precisão, o *Kinect* conta com tecnologia capaz de obter dados da posição dos segmentos corporais em ambientes diversos, sem grande controle. Em específico, o *Kinect* conta com um conjunto de sensores capazes de mapear tridimensionalmente vinte pontos articulares do corpo humano, sem necessidade do uso de marcadores (BORENSTEIN; ODEWAHN; JEPSON, 2012), o que torna viável sua utilização na construção de um sistema voltado para avaliação do movimento humano.

A avaliação do movimento humano é essencial tanto na pesquisa acadêmica quanto na prática profissional. Em específico, avaliar habilidades motoras fundamentais (Gallahue e Ozmum, 2005) que emergem ao longo da infância é útil para controle do desenvolvimento motor considerado típico e/ou na identificação de possíveis atrasos. Conforme Gallahue e Ozmum (2005), habilidades motoras fundamentais podem ser definidas como:

Padrões observáveis de comportamento motor classificados em estágio inicial, elementar e maduro, compostos por atividades locomotoras básicas como correr e saltar, manipulativas como lançar e agarrar, e estabilizadoras como equilibrar-se num pé só ou andar num local estreito (Gallahue e Ozmum, 2005, pg. 555).

Nesse contexto, a avaliação das habilidades motoras fundamentais para identificar o estágio de desenvolvimento motor de uma criança poderá possibilitar uma intervenção motora precisa e adequada às necessidades dessa criança. Em particular, se a criança se encontrar em estágios de desenvolvimento motor aquém da sua idade e nível maturacional. Dentre os diversos instrumentos disponíveis no mercado ou na literatura destacam-se o teste de desenvolvimento motor grosso (TGMD – Test of Gross Motor Development - TGMD e TGMD-2) (ULRICH, 2000); a análise de padrões fundamentais de movimento por componentes (ROBERTON; HALVERSON, 1984); a matriz de critérios para avaliação proposta por McClenaghan em 1976 e ampliada por Gallahue em 1982 (GALLAHUE, 1983); a sequência desenvolvimental para o corpo todo (SEEFELDT; REUSCHLEIN; VOGEL, 1972 apud HAYWOOD; GETCHELL, 2004) e a sequência desenvolvimental por componentes (CLARK; PHILLIPS, 1985).

Em geral, a análise das habilidades motoras fundamentais é realizada por observação direta ou registros em vídeo, a partir de um conjunto de critérios que compõem uma lista de checagem ou de verificação. Trata-se de um trabalho dispendioso em termos de tempo e de recursos humanos, motivo pelo qual muitas vezes o profissional acaba por não executar tal avaliação, dedicando seu tempo ao planejamento e execução de atividades, seja em programas de educação física escolar ou em programas envolvendo habilidades esportivas.

O presente estudo integra uma ferramenta (i.e., o *Kinect*) e um programa computacional customizado para aquisição, armazenamento e análise de dados. Trata-se de um sistema que permite capturar dados referentes à posição e deslocamento dos segmentos corporais, armazenando-os em arquivos digitais. Por meio de algoritmos desenvolvidos especialmente para o propósito do estudo, o sistema analisa automaticamente a qualidade do movimento, nesse caso, a qualidade do salto horizontal, conforme critérios estabelecidos no TGMD-2 (ULRICH, 2000). O salto horizontal foi escolhido por ser um movimento presente em diversas atividades, como nos esportes, nas brincadeiras de rua e na dança, envolvendo várias articulações e a coordenação de membros superiores e inferiores. O presente estudo teve como meta desenvolver e aplicar um sistema automatizado para avaliação de um padrão fundamental de movimento, especificamente o salto horizontal.



## 2 JUSTIFICATIVA

A automação de qualquer sistema tende a tornar o processo rápido, seguro e eficiente. Em específico, um sistema automatizado de avaliação motora, baseado em uma ferramenta usada originalmente no mundo do entretenimento, pode ser um instrumento valioso no estudo do movimento humano, particularmente pelo seu baixo custo e tempo para uso. Avaliar as habilidades motoras fundamentais em crianças, por exemplo, seja na educação física escolar ou na iniciação esportiva, demanda tempo e recursos humanos especializados. Na maioria das vezes, o professor ou o técnico acaba por abortar tal avaliação ou realizar uma avaliação superficial, a fim de administrar os conteúdos curriculares e cumprir com suas metas educacionais. Nesse contexto, automatizar os procedimentos de avaliação das habilidades motoras será importante não só para os educadores físicos, mas para os fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e outros profissionais que atuam em áreas relacionadas diretamente ao movimento do corpo) humano.

O desenvolvimento de um sistema de avaliação do movimento humano baseado em sistemas de realidade virtual pode trazer algumas vantagens (BURDEA, 2003), destacando-se: (a) *Feedback* imediato e medidas objetivas dos movimentos, tais como: velocidade de deslocamento dos membros, amplitude de movimento, taxas de acertos e erros, entre outros; (b) Armazenamento dos dados coletados em computador, de forma que possam ser manipulados e analisados posteriormente; (c) avaliação de um conjunto maior de habilidades motoras fundamentais num contexto prático; (d) construção de um banco de dados para avaliação das habilidades motoras fundamentais. A utilização de dispositivos baseados em realidade virtual como ferramenta para avaliação do movimento é ainda pouco discutida, especialmente no que diz respeito a movimentos praticados em ambientes naturais, como as habilidades motoras fundamentais.

No contexto da perspectiva tecnológica, o desenvolvimento de um sistema livre de marcadores (i.e., marcadores anexados às articulações corporais) leva a economia de tempo e esforço de quem necessita avaliar o comportamento motor infantil em ambientes naturais. Os sistemas óticos baseados em marcadores, além do alto custo, apresentam certa complexidade no seu uso, tais como tempo dispendido para fixação dos marcadores nos pontos anatômicos do corpo, domínio técnico para operar o

sistema, limitação nos movimentos dos segmentos corporais, entre outras (BEGG; PALANISWAMI, 2006). Ainda que existam no mercado sistemas alternativos para captura de movimento sem a necessidade de marcadores (Mundermann e colaboradores, 2006), alguns desses sistemas expõem o participante a altos níveis de radiação, como a fluoroscopia (uma técnica que utiliza raios X para obter imagens de movimento em tempo real), ou ainda restringem a execução de movimentos naturais. Uma técnica que dispense o uso de marcadores pode expandir a aplicabilidade da captura de movimentos, reduzindo consideravelmente o tempo de preparação do participante e possibilitando uma análise simples e rápida de movimentos do corpo humano tanto no contexto da pesquisa quanto da prática clínica (MUNDERMANN et al., 2006).

A recente inovação tecnológica identificada como sensor *Kinect*, disponível no mercado do entretenimento, abre uma oportunidade para o desenvolvimento de um sistema integrado portátil, de baixo custo para automatizar a avaliação do comportamento motor, especificamente das habilidades básicas fundamentais, nesse primeiro momento.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

Desenvolver um sistema para avaliação automatizada do desempenho de uma habilidade motora fundamental.

#### **3.2 Objetivos específicos**

Os objetivos específicos foram:

- a) Construir um sistema integrado, sensor *Kinect* e programa computacional customizado, para aquisição, tratamento e análise dos dados.
- b) Validar o sistema integrado para aquisição de dados em ângulos articulares estáticos com boneco humano.
- c) Validar o sistema integrado para aquisição de dados em movimento uni articular com modelo humano.
- d) Validar o sistema integrado para aquisição de dados em modelo humano na habilidade fundamental salto horizontal.

## 4 REVISÃO DA LITERATURA

### 4.1 Tecnologia e captura de dados do movimento humano

A captura de dados relativos ao movimento dos segmentos corporais é um passo essencial para análise do movimento humano. Em geral, a captura de dados é feita por sistemas óticos que utilizam câmeras e marcadores para reconstruir o posicionamento do corpo em um espaço tridimensional (GUERRA-FILHO, 2005). Em geral, os sistemas de captura de movimento, se baseiam em sistemas óticos que gravam, em tempo real, a posição momento a momento do segmento corporal por meio de pelo menos dois marcadores ativos fixados nos pontos anatômicos reconstruídos dentro das coordenadas cartesianas e em espaço tridimensional (GUERRA-FILHO, 2005).

Os sistemas óticos podem ser classificados de acordo com o tipo de marcadores utilizados. Alguns sistemas óticos de captura de movimento utilizam marcadores passivos (exemplos: *Vicon* e *Motion Analysis*) fixados no participante. Em sistemas deste tipo, as coordenadas tridimensionais são rastreadas através de múltiplas câmeras de vídeo, que emitem luz infravermelha que reflete nos marcadores é capturada de volta pelas lentes. Outros sistemas óticos utilizam marcadores ativos (exemplos: *Optotrak* e *CODA*), ou seja, os marcadores são diodos emissores de luz infravermelha, que é capturada por um conjunto de três câmeras pré-calibradas, montadas em uma estrutura rígida. Ambos os sistemas de marcadores para captura de dados são de alta precisão, mas com custo elevado para sua aquisição e de complexidade relativamente alta para operacionalização. A escolha do sistema mais adequado vai de acordo com o tipo de aplicação (BEGG; PALANISWAMI, 2006).

Sistemas alternativos para captura de movimento que não necessitam de marcadores estão também disponíveis do mercado (Mundermann et al., 2006). Estes sistemas são invasivos, expõem o participante a altos níveis de radiação ou ainda restringem a execução de movimentos naturais. De acordo com esses autores, o próximo grande avanço na área de captura de movimentos do corpo humano é o desenvolvimento de sistemas não invasivos e sem a utilização de marcadores.

Um sistema que dispensa uso de marcadores, não-invasivo e de baixo custo ainda está para ser lançado no mercado. Contudo, uma ferramenta que faz parte de

uma plataforma de jogos, lançada pelo mercado do entretenimento, o sensor *Kinect*, permite captura de dados para análise de movimentos do corpo humano para fins pedagógicos, clínicos ou esportivos. Em novembro de 2010, a *Microsoft* lançou o sensor *Kinect*, inicialmente conhecido como Projeto Natal. A tecnologia presente neste dispositivo foi desenvolvida pela empresa israelense *PrimeSense*, e se baseia no conceito de interface natural de usuário (NUI – *Natural User Interface*). A idéia dessa interface é a da interatividade do ser humano em um ambiente virtual sem a necessidade de um controle físico, utilizando apenas gestos e movimentos corporais (MICROSOFT, 2010). O *Kinect* foi lançado em novembro de 2010 como acessório do vídeo game XBOX360 da empresa americana *Microsoft*. O dispositivo consiste em uma barra horizontal de cerca de 23 centímetros de comprimento contendo câmeras e sensores (Figura 1).

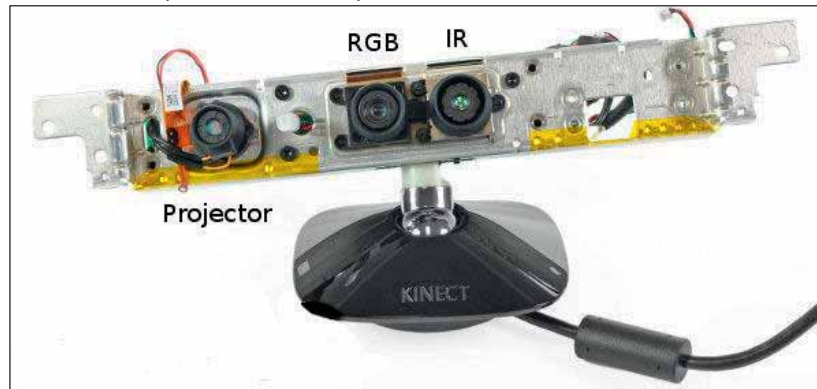
**Figura 1 – Sensor *Kinect*.**



Fonte: Microsoft (2010)

O equipamento é composto por uma câmera RGB (*red, green, blue*), uma câmera infravermelha e uma fonte emissora de raios infravermelho (Figura 2). O conjunto dessas câmeras é capaz de capturar imagens em tempo real a uma taxa de amostragem de 30 quadros por segundo (frequência de 30 Hz), com uma resolução de vídeo de 640x480 pixels, 11 bits de precisão e 2048 níveis de sensibilidade (KHOSHELHAM; ELBERINK, 2012).

**Figura 2** – Sensor *Kinect* com a capa externa removida, mostrando os três principais componentes: emissor de infravermelho (esquerda), câmera RGB (centro/esquerda) e câmera infravermelho (centro/direita).



Fonte: iFixit

A fonte de raios infravermelho emite um feixe de laser o qual é dividido em múltiplos feixes por meio de difração, criando um padrão constante de pontos projetados no ambiente (Figura 3) (FREEDMAN et al., 2012). Dessa forma, cada quadro é formado por uma nuvem de aproximadamente 300 mil pontos, os quais são capturados pela câmera com infravermelho, possibilitando o rastreamento do ambiente em três dimensões (KHOSHELHAM; ELBERINK, 2012).

**Figura 3** – Projeção de pontos em uma parede (a), uma cena genérica (b) e uma visão aproximada (zoom) do padrão de pontos projetados (c).

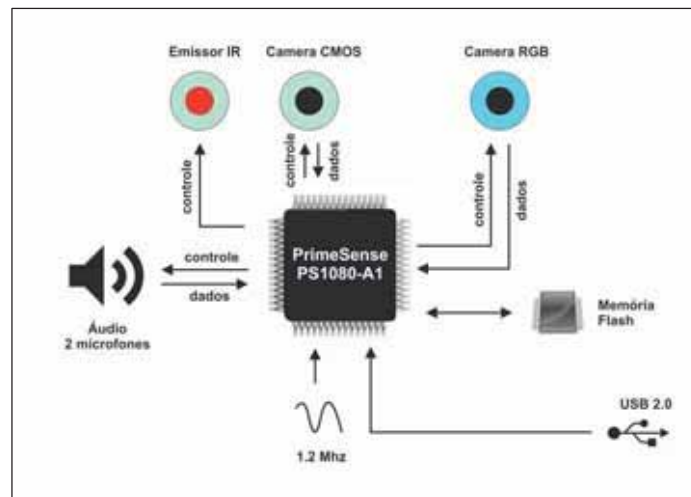


Fonte: Adaptado de Menna et al. (2011)

Um processador (PS1080-A1) controla todo o sistema, integrando seus componentes (BILLIE, 2011). O processador PS1080-A1 (Figura 4) inclui um processador central e um processador integrado para mapeamento 3D, o qual contém uma porta de entrada para receber dados da câmera RGB e uma segunda porta de entrada para receber dados da câmera com infravermelho. Este processador integrado utiliza os dados para gerar um mapa de profundidade e utiliza uma porta de

saída para enviar os dados resultantes para o processador central (SPEKTOR; MOR; RAIS, 2013).

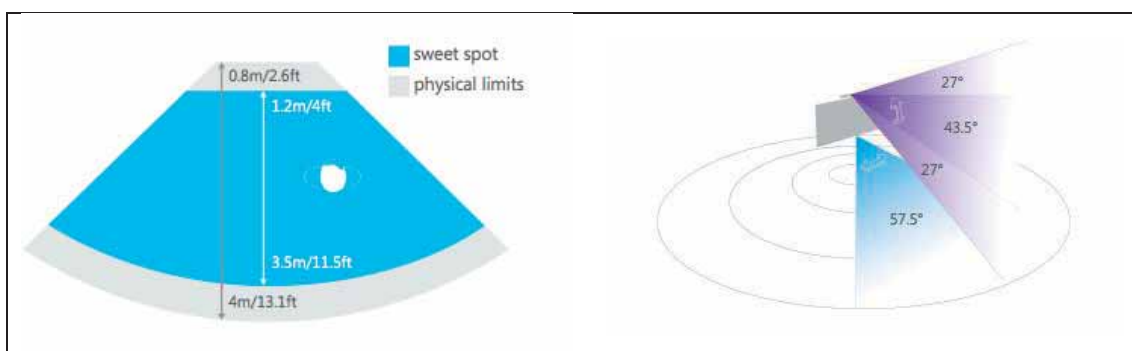
**Figura 4** – Conjunto de componentes do *Kinect*, com destaque para o processador central PS1080-A1



Fonte: Adaptado de Billie (2011)

O sensor *Kinect* possui limites físicos para seu funcionamento. A distância entre o *Kinect* e o objeto considerada ideal varia de 80 centímetros a 4 metros, enquanto o ângulo de visão é de 57 graus na horizontal e 43 graus na vertical (Figura 5), com possibilidade de ajuste de -27 a +27 graus (MICROSOFT, 2013a). Estudos recentes sugerem sua utilização a uma distância entre 1 e 3 metros (DUTTA, 2012; MENNA et al., 2011), sem perder precisão na aquisição de dados.

**Figura 5** – Limites físicos do sensor *Kinect*.

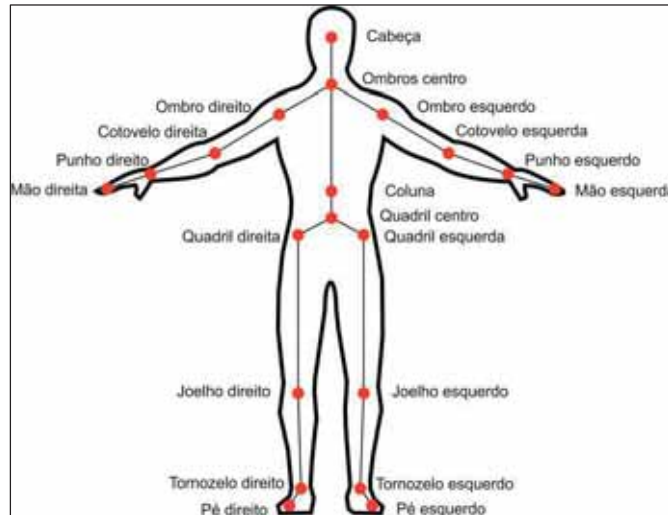


Fonte: Adaptador de Microsoft (2013)

Por meio de algoritmos no kit de desenvolvimento (SDK) fornecido pela *Microsoft*, o *Kinect* possibilita a identificação e mapeamento de 20 pontos anatômicos

humanos (Figura 6). Esses algoritmos, viabilizam a obtenção de dados referentes ao posicionamento do corpo humano em um espaço tridimensional, a uma frequência de 30 quadros por segundo (BERLINER et al., 2012).

**Figura 6** – Pontos anatômicos detectados pelo *Kinect*



Fonte: Adaptado de Microsoft (2011)

#### 4.1.1 O *Kinect* como instrumento para captura de movimentos

Para que o *Kinect* possa ser utilizado como instrumento para captura de movimento para fins acadêmicos, é necessário ajustar o sistema para tal fim e realizar testes de validação (BONNECHERE et al., 2014). Nesse contexto, alguns estudos apresentados na literatura exploraram as capacidades do dispositivo *Kinect* para tal fim (BALLESTER; PHEATT, 2013; CLARK, R. A. et. al., 2012; DUTTA, 2012; ESSMAEEL et. al., 2012; FERN'NDEZ-BAENA; SUSIN; LLIGADAS, 2012; FUNAYA et. al., 2013; GALNA et. al., 2014; SCHLEIF; VILLMANN, 2013).

Ballester e Pheatt (2013) avaliaram as capacidades do *Kinect* como plataforma de aquisição de dados para uso especificamente em experimentos de Física. Os pesquisadores apontaram limitações no que diz respeito à resolução espacial e temporal, principalmente na taxa de amostragem de 30 quadros por segundo (30 Hz). Além disso, o tamanho do objeto e a velocidade devem ser cuidadosamente considerados durante o planejamento de um experimento utilizando o dispositivo. Por exemplo, a taxa de amostragem de 30 Hz limita uma captura de movimentos balísticos, ou seja, movimentos rápidos.



Clark e colaboradores (2012) testaram a validade do *Kinect* como instrumento para avaliação de controle postural. Os pesquisadores compararam os pontos anatômicos identificados pelo *Kinect* com um sistema de análise de movimentos baseado em câmeras 3D de alta precisão (*Vicon*). Os resultados do estudo mostraram que o *Kinect* oferece dados comparáveis a um sistema de análise de movimentos 3D, especificamente na avaliação de posição de pontos anatômicos e deslocamento angular durante a execução de testes clínicos comuns para avaliação da postura na posição em pé. Os resultados deste estudo indicam uma diferença inferior a 5 graus entre os dois sistemas. Há que se considerar que o tipo de movimento utilizado por Clark e colaboradores, quase que estático ou com pouco movimento, contribuiu substancialmente para o êxito do sensor *Kinect* para um sistema de aquisição de dados quando comparado aos dados obtidos com sistema de alta precisão.

Outro estudo semelhante ao de Clark e colaboradores (2012), em termos de movimento, foi o de Dutta (2012) que avaliou a postura corporal de indivíduos em ambientes de trabalho. Segundo o autor, avaliar a postura e movimentos no ambiente de trabalho é importante no sentido de determinar o risco de lesões musculoesqueléticas. Dutta comparou os dados obtidos a partir do *Kinect* com o sistema *Vicon*, reconhecidamente um sistema de alta precisão. Os resultados do estudo de Dutta mostraram que o *Kinect* apresenta uma margem de erro aproximada de 1,6 centímetros no plano x, 3,4 centímetros no plano y, e 1,4 centímetros no plano z, sendo as maiores diferenças encontradas nos pontos mais distantes. O autor considera os resultados satisfatórios, de forma a possibilitar uma avaliação ergonômica do ambiente de trabalho.

Fernández-Baena, Susín e Lligadas (2012) avaliaram o *Kinect* como instrumento para aquisição de dados referentes a movimentos angulares de membros superiores e inferiores, do tipo flexão e extensão ou adução e abdução. Os autores compararam a precisão do *Kinect* frente a um sistema de alta precisão (*Vicon*). Os resultados da comparação entre os dados capturados pelo *Kinect* e o sistema *Vicon* apresentam um erro na medida de ângulos em média inferior a 10 graus. Esses resultados foram considerados satisfatórios pelos autores, considerando a portabilidade, o fácil manuseio e o baixo custo, para uso na prática clínica da Fisioterapia.

Galna e colaboradores (2014) avaliaram a precisão do *Kinect* para analisar movimentos referentes a uma bateria de exames para identificar o comprometimento motor em pacientes com doença de Parkinson. Os autores compararam os dados obtidos pelo sensor *Kinect* com o sistema *Vicon*, tanto em movimentos amplos quanto em movimentos refinados (i.e., finos). Os pesquisadores concluíram que o *Kinect* capturou dados que mediram com precisão os movimentos amplos. Já para os movimentos refinados, os dados adquiridos pelo *Kinect* não mediram com precisão desejável quando comparados com os dados obtidos pelo sistema *Vicon*. Em conjunto, os estudos testando o sensor *Kinect* em comparação com sistema de alta precisão espacial e temporal (e.g., *Vicon*, *Optotrak*) dependem da velocidade em que o movimento é realizado, evidenciando a limitação do *Kinect* devido à baixa frequência de amostragem (i. e., 30 Hz).

Na área de esportes, o *Kinect* foi utilizado por Bianco e Tisato (2013) para avaliar a qualidade dos movimentos executados no Karatê em movimentos de soco, chute e defesa, com participantes de ambos os gêneros, em diferentes níveis de proficiência. O objetivo do estudo foi utilizar o *Kinect* para o reconhecimento automatizado de sequências de movimento do Karate, de forma a mensurar a qualidade dos movimentos realizados, por meio de reconhecimento de padrões. Os resultados mostraram aproximadamente 97% de acerto no reconhecimento de posições estáticas e 96% de acerto no reconhecimento de sequências com diferentes pontos de início e fim do movimento, sendo que, ao analisar os erros, os autores identificaram que basicamente estes são referentes às sequências executadas por executantes novatos, provavelmente por apresentarem qualidade baixa na execução dos movimentos.

Alexiadis e colaboradores (2011) desenvolveram um sistema para avaliar automaticamente, em tempo real, o desempenho na dança, comparando-o com um modelo considerado ideal, além de fornecer *feedback* ao dançarino em um ambiente virtual. Para tanto, os autores utilizaram informações referentes a ângulos articulares e velocidade de movimento. O sistema com *Kinect*, utilizado pelos autores, foi criado de forma a analisar em tempo real e atribuir scores a três diferentes características da dança (tempo musical, balanço corporal e coreografia). Os scores atribuídos à performance dos dançarinos foram comparados com a avaliação de professores de dança profissionais. Os resultados do estudo apontam uma correlação forte entre o

sistema automatizado e a avaliação profissional, demonstrando ser possível processar em tempo real os dados capturados pelo *Kinect*, atendendo ao objetivo do estudo.

#### **4.1.2 Avaliação de uma habilidade motora fundamental**

A avaliação do movimento é essencial tanto na pesquisa acadêmica quanto na prática profissional. Por exemplo, avaliar habilidades motoras fundamentais ao longo da infância é útil no acompanhamento do desenvolvimento motor considerado típico ou na identificação de possíveis atrasos, de modo a buscar uma intervenção motora adequada (GALLAHUE; OZMUN, 2005; HALVERSON, 1971). Segundo Gallahue e Ozmun (2005), uma avaliação organizada pode fornecer informações valiosas no sentido de criar estratégias instrutivas individualizadas, na medida em que os alunos progridem ao longo do período educacional. Habilidades motoras adotadas de forma inadequada na infância podem gerar impacto negativo no desempenho motor ao longo da vida (GALLAHUE; OZMUN, 2005). Além disso, dominar tais habilidades é pré-requisito para o sucesso na prática de modalidades esportivas específicas (BURTON; MILLER, 1998; GALLAHUE; OZMUN, 2005).

Os instrumentos de avaliação motora podem ser classificados como instrumentos orientados ao produto e instrumentos orientados ao processo. Os instrumentos orientados ao produto são de natureza quantitativa e são focados no desempenho, ou seja, no resultado final de um desempenho específico, como a distância alcançada no salto horizontal ou a que velocidade a criança consegue correr. Já os instrumentos orientados ao processo são focados na forma utilizada para desempenhar determinada habilidade, ou seja, leva em conta a técnica e a mecânica envolvidas na execução do movimento (GALLAHUE; OZMUN, 2005).

Dentre os instrumentos orientados ao produto disponíveis podemos destacar o Teste de Proficiência Motora Bruininks-Oseretsky (BRUININKS; BRUININKS, 2005), desenvolvido em 1978. Este teste tem como objetivo avaliar o funcionamento motor de crianças de 4 a 14 anos e é composto por oito subtestes projetados para mensurar importantes aspectos do comportamento motor, tanto no que diz respeito a habilidades motoras refinadas quanto a habilidades motoras rudimentares (GALLAHUE; OZMUN, 2005).

Existem também diversos instrumentos disponíveis do tipo orientado ao processo. O instrumento de avaliação de padrões fundamentais de movimento apresentado por McClenaghan (1976) e ampliado posteriormente por Gallahue (1982) é um instrumento observacional cuidadosamente desenvolvido e utilizado para classificar os indivíduos em estágios inicial, elementar e maduro de desenvolvimento. Outro instrumento observacional é o inventário de sequência desenvolvimental de habilidades motoras fundamentais desenvolvido por Seefeldt e Haubenstricker (1976), no qual 10 padrões fundamentais de movimento são classificados em 4 ou 5 estágios.

Um dos instrumentos mais amplamente utilizados para a avaliação de padrões fundamentais de movimento é o Teste de Desenvolvimento Motor Global (Test of Gross Motor Development, Ulrich, 1985, 2000) criado por Ulrich (1985) e atualizado em sua edição, o Test of Gross Motor Development-2 (2000). O instrumento foi desenvolvido especificamente para avaliar o desenvolvimento das habilidades motoras fundamentais em crianças com idade entre 3 e 10 anos. O TGMD-2 avalia doze habilidades, sendo seis no subteste de habilidades locomotoras (correr, galopar, saltar com um pé, saltar por cima de obstáculo, saltar na horizontal e deslocar lateralmente) e seis no subteste de habilidades de controle de objetos (rebater, quicar, receber, chutar, arremessar por cima e arremessar por baixo). Para o desenvolvimento do instrumento, o autor contou com uma amostra normativa de 1208 crianças de dez estados americanos (ULRICH, 2000).

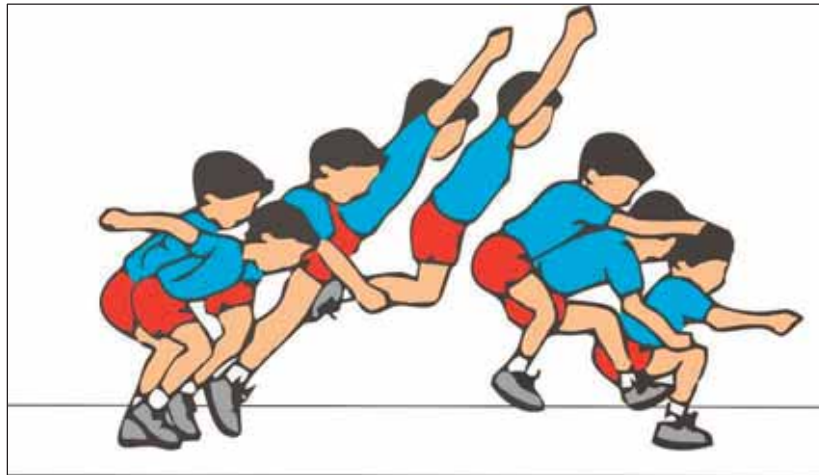
O TGMD-2 é um instrumento validado e amplamente utilizado pelos pesquisadores da área. No Brasil, o TGMD-2 foi traduzido e validado primeiramente para a população gaúcha (VALENTINI et al., 2008). Alguns anos depois, Valentini validou o instrumento para a população brasileira, recrutando crianças de dez diferentes estados (VALENTINI, 2012). O TGMD-2 tem sido utilizado por diversos pesquisadores, tanto em estudos transversais (BRAGA et al., 2009; COTRIM et al., 2011) quanto em estudos longitudinais (BASSO et al., 2009). A avaliação do salto horizontal no TGMD-2 se baseia em critérios que dividem o movimento em quatro diferentes etapas: o primeiro critério avalia o movimento preparatório, o qual inclui a flexão dos joelhos com os braços estendidos atrás do corpo; o segundo critério avalia o momento em que os braços são estendidos fortemente para frente e para cima, alcançando a extensão total acima da cabeça; o terceiro critério avalia se o movimento foi realizado com a decolagem e aterrissagem de ambos os pés simultaneamente; por

fim, o quarto critério avalia se os braços são impulsionados rapidamente para baixo durante a fase de aterrissagem (ULRICH, 2000).

A habilidade do salto horizontal pode ser definida como uma habilidade motora na qual o corpo é projetado no ar, pelo impulso de ambas as pernas, aterrissando com ambos os pés (STEWART, 1980; WICKSTROM, 1983). A execução do salto horizontal apresenta quatro fases distintas. A primeira fase, denominada preparatória, caracteriza-se pela flexão das pernas, de forma a gerar força para o impulso. A segunda fase, de propulsão, caracteriza-se pelo corpo sendo impulsionado para o alto e para frente, até o início da perda de contato com o solo, iniciando-se a fase aérea (terceira fase). Na quarta fase, de aterrissagem, as pernas são flexionadas de forma a absorver o impacto decorrente da retomada de contato do corpo com o solo (WICKSTROM, 1983).

Haywood e Getchell (2004) descrevem detalhadamente as etapas de um salto horizontal proficiente (Figura 7). Segundo as autoras, no salto proficiente o indivíduo direciona a força para baixo e para trás, iniciando a decolagem com os calcanhares e deixando o solo antes de os joelhos se estenderem. Neste momento, o tronco parece inclinar-se para frente. A seguir, flexiona os joelhos durante a fase aérea, trazendo a coxa para frente em uma posição paralela ao solo. Balança as pernas adiante para uma aterrissagem com ambas as pernas. Deixa o tronco ir para frente em relação à flexão da coxa, colocando o corpo em uma posição de “canivete”. Flexiona os tornozelos e os joelhos quando os calcanhares tocam o solo e o corpo continua a mover-se para frente.

**Figura 7** – Salto horizontal proficiente.



Fonte: Adaptado de Haywood e Getchell (2004)

O salto horizontal tem sido uma das principais habilidades motoras fundamentais estudadas por diversos pesquisadores da área de desenvolvimento motor, principalmente por se tratar de um movimento universal, que surge na infância, provavelmente por volta dos 2 anos de idade (HELLEBRANDT et al., 1961; POE, 1976). O salto horizontal se desenvolve ao longo da infância, e seu padrão, requerido em diversas atividades, é mantido ao longo de toda a vida (CLARK; PHILLIPS, 1985; PETERSEN, 1989).

Diversos estudos (CLARK; PHILLIPS, 1985; ROBERTON, 1984) identificaram uma relação entre a idade cronológica e diferenças qualitativas no uso das mãos e pernas, especificamente no salto horizontal. Para Clark (1985), estas diferenças são devido às mudanças nas restrições internas, provocando inconsistência na organização do movimento, até que ocorra a emergência de um novo padrão do movimento. Nessa fase de mudanças, a utilização dos braços de forma mais efetiva para a propulsão no salto pode provocar uma mudança na organização dos segmentos dos membros inferiores (CLARK, 1985). Petersen (1984) analisou o tempo relativo entre os segmentos corporais para a habilidade saltar e encontrou diferenças significativas na faixa etária de 7 a 9 anos de idade.

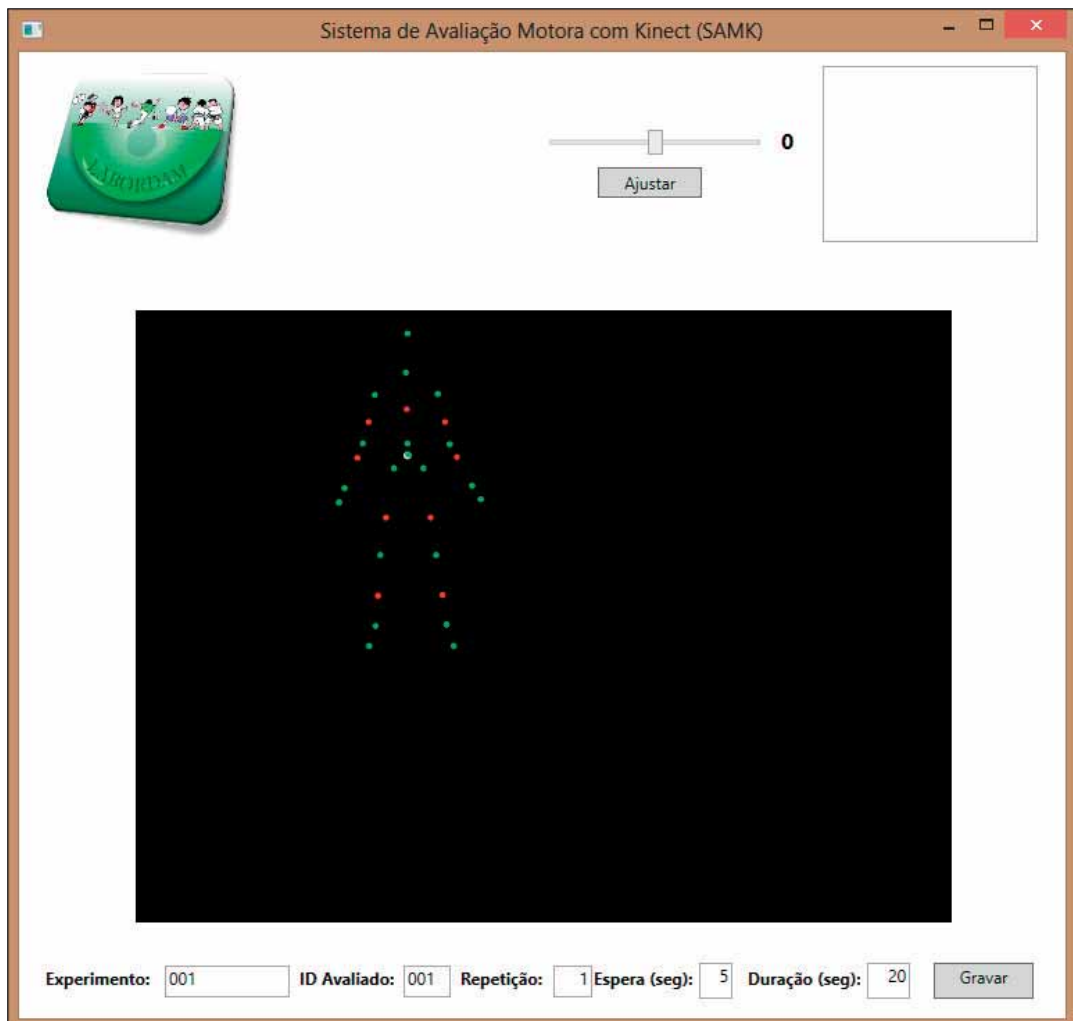
## 5 CONSTRUÇÃO DO SISTEMA

O sistema proposto neste estudo é composto pelo hardware do dispositivo *Kinect* (MICROSOFT, 2013b) e um aplicativo para aquisição, armazenamento, tratamento e análise automatizada dos dados. Um adaptador específico foi utilizado para conectar o dispositivo à porta USB, além de receber energia elétrica via conexão a uma tomada convencional. O aplicativo foi desenvolvido para atender especificamente aos requisitos desta pesquisa, e foi dividido em dois módulos, sendo um para aquisição e armazenamento dos dados, e outro para tratamento e análise automatizada dos dados. O primeiro módulo foi desenvolvido utilizando-se o kit de desenvolvimento *Kinect* SDK (MICROSOFT, 2013b) fornecido gratuitamente pela fabricante do dispositivo, combinado com o ambiente de desenvolvimento Visual Studio Express (MICROSOFT, 2012), utilizando-se a linguagem de programação C# (C-sharp). O segundo módulo foi criado no ambiente de desenvolvimento Delphi XE5 (EMBARCADERO, 2013), utilizando-se a linguagem de programação Object Pascal.

### 5.1 Módulo de aquisição de dados

O módulo de aquisição de dados (Figura 8) consiste em transferir para o computador as coordenadas x, y e z capturadas pelo *Kinect* e armazená-las em arquivo digital.

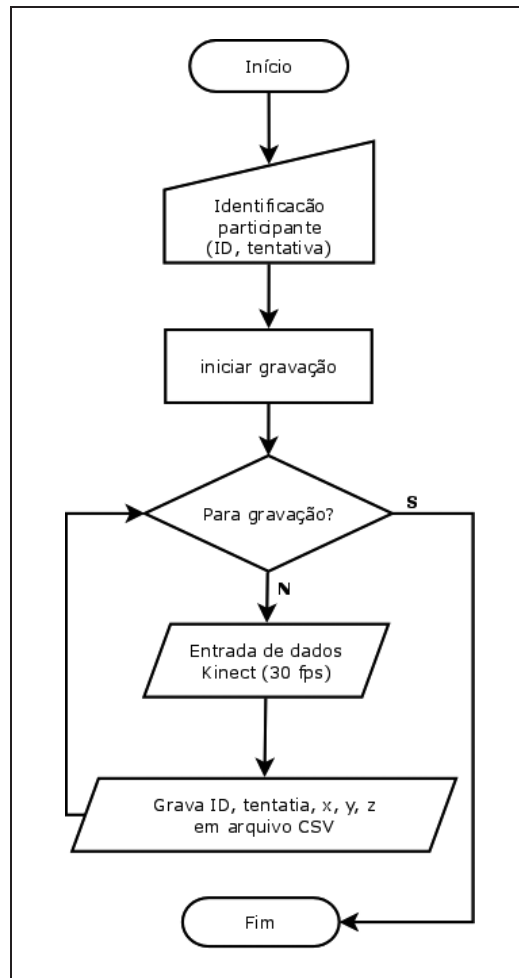
**Figura 8** – Módulo de aquisição de dados. Os pontos verdes indicam os pontos mapeados pelo *Kinect*, os vermelhos o centro de massa por segmento e o ponto branco o centro estimado de massa do corpo.



O algoritmo para aquisição de dados (Figura 9) inicia com a identificação do participante, quando o usuário deve fornecer o código identificador (ID) e o número da tentativa. Em seguida, inicia-se a aquisição de dados, gravando em arquivo texto (com extensão CSV, compatível com o Microsoft Excel) os dados referentes ao ID, tentativa e coordenadas x, y e z, de acordo com a frequência de amostragem do *Kinect* (30 registros por segundo).



**Figura 9** – Algoritmo do software de aquisição de dados com o *Kinect*.

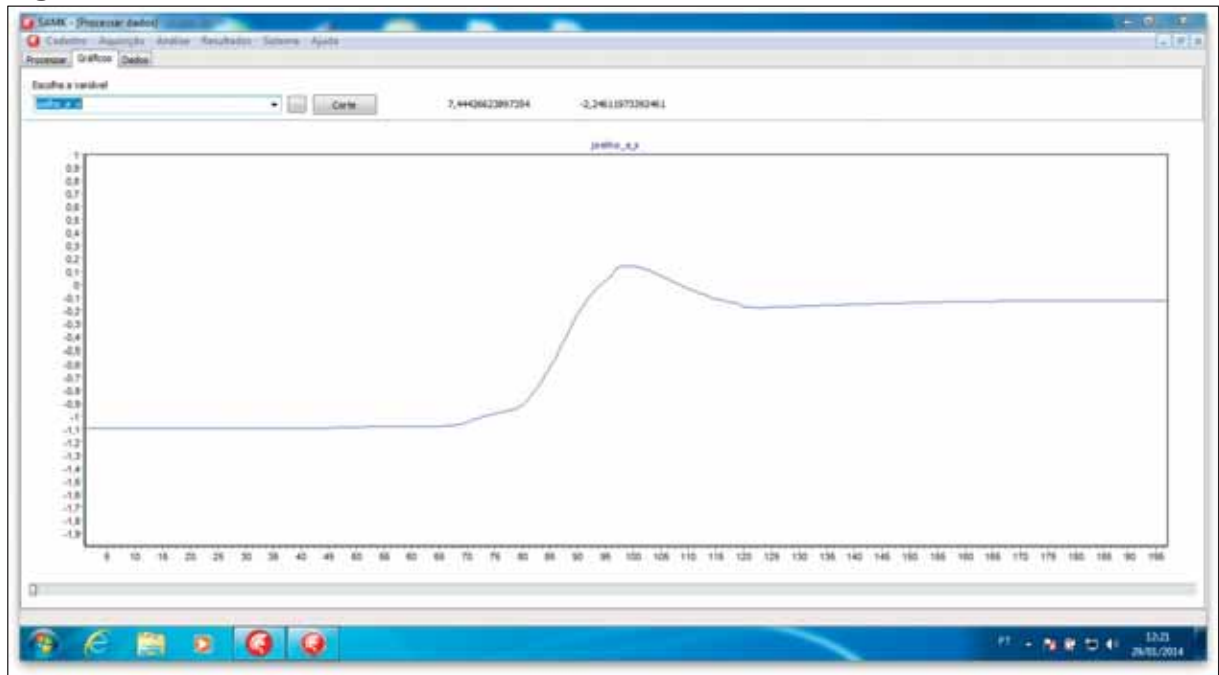


O módulo de aquisição grava os dados brutos, sem nenhum tratamento. Todos os tratamentos e cálculos serão realizados no módulo de tratamento e análise de dados.

## 5.2 Módulo de tratamento e análise de dados

A interface do módulo de tratamento e análise dos dados (Figura 10) consiste em um aplicativo com um conjunto de algoritmos projetados para filtrar os dados brutos capturados pelo *Kinect*, realizar as conversões de medidas e cálculos necessários, e por fim utilizar os dados tratados para realizar a análise qualitativa do movimento de forma automatizada, checando os critérios referentes à habilidade do salto horizontal e classificando o movimento como “proficiente” ou “não proficiente”.

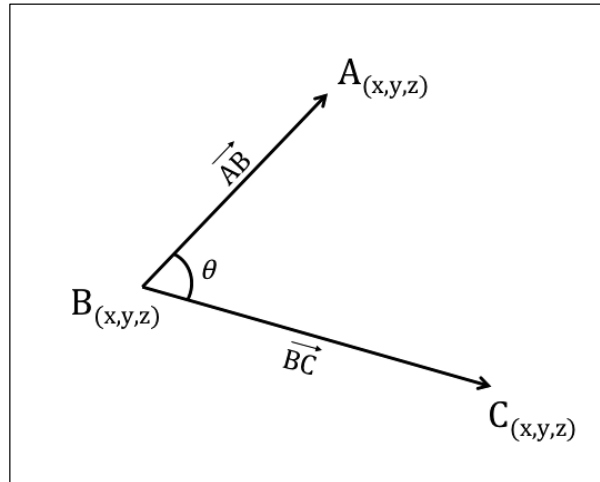
**Figura 10** – Interface do módulo de tratamento e análise de dados.



### 5.2.1 Cálculo de ângulos

Devido a utilização de duas unidades de medidas diferentes pelo Microsoft *Kinect* SDK (pixels para as coordenadas x e y, e milímetros para a coordenada z), o aplicativo conta com um algoritmo específico para realizar a conversão das medidas em unidades vetoriais, de forma a padronizá-las e possibilitar o cálculo de ângulos das articulações. Os cálculos são feitos a partir dos segmentos (Figura 11) produzidos pelas coordenadas tridimensionais de cada ponto anatômico.

**Figura 11** – Segmentos utilizados para o cálculo dos ângulos.



Inicialmente é necessário determinar os vetores referentes aos dois segmentos:

$$\vec{AB} = \begin{pmatrix} Ax \\ Ay \\ Az \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} Bx \\ By \\ Bz \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\vec{BC} = \begin{pmatrix} Cx \\ Cy \\ Cz \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} Bx \\ By \\ Bz \end{pmatrix} \quad (2)$$

Em seguida é calculada a magnitude destes vetores pelas equações:

$$\|\vec{AB}\| = \sqrt{AB_x^2 + AB_y^2 + AB_z^2} \quad (3)$$

$$\|\vec{BC}\| = \sqrt{BC_x^2 + BC_y^2 + BC_z^2} \quad (4)$$

Para calcular o ângulo formado pelos dois vetores, deve-se obter o produto escalar:

$$\vec{AB} \odot \vec{BC} = \begin{pmatrix} ABx \\ AB_y \\ AB_z \end{pmatrix} \odot \begin{pmatrix} Cx \\ Cy \\ Cz \end{pmatrix} \quad (5)$$

Por fim o ângulo é calculado pela função do cosseno e arco-cosseno:

$$\cos\theta = \frac{\vec{AB} \odot \vec{BC}}{|\vec{AB}| \times |\vec{BC}|} \quad (6)$$

$$\theta = \left( \cos\theta \times \frac{180}{\pi} \right)$$

onde  $\theta$  é o ângulo resultante dos segmentos  $\vec{AB}$  e  $\vec{BC}$ .

### 5.2.2 Cálculo do centro de massa estimado

A partir do cálculo do centro de massa dos segmentos corporais é possível determinar o centro de massa de todo o corpo. Primeiramente deve-se calcular o centro de massa de cada segmento corporal:

$$S_o = A_o + (B_o - A_o) \times m \quad (7)$$

sendo  $S_o$  o centro de massa do segmento corporal,  $A_o$  o valor referente ao ponto proximal do segmento,  $B_o$  o valor referente ao ponto distal do segmento e  $m$  o comprimento relativo do segmento (WINTER, 2009), conforme valores de referência do Quadro 1. Em seguida, deve-se calcular o centro de massa total do corpo:

$$CM_{(x,y,z)} = \sum_{i=1}^n \frac{S_{o_i} m_i}{M} \quad (8)$$

sendo  $CM$  o centro de massa total,  $n$  a quantidade de segmentos corporais utilizados para o cálculo,  $i$  o índice do segmento,  $m$  a massa relativa do segmento e  $M$  a somatória dos valores da massa relativa dos segmentos (WINTER, 2009) conforme

valores de referência do Quadro 1. O cálculo deve ser repetido para as coordenadas dos pontos x, y e z, de forma a estimar o centro de massa no plano tridimensional.

**Quadro 1** – Valores de referência para o comprimento relativo e massa relativa dos segmentos corporais.

<b>Segmento corporal</b>	<b>Comprimento relativo do segmento</b>	<b>Massa relativa do segmento</b>
Tronco	0,500	0,497
Braço	0,436	0,028
Antebraço	0,430	0,016
Coxa	0,433	0,100
Perna	0,433	0,047

Fonte: Adaptado de Winter (2009)

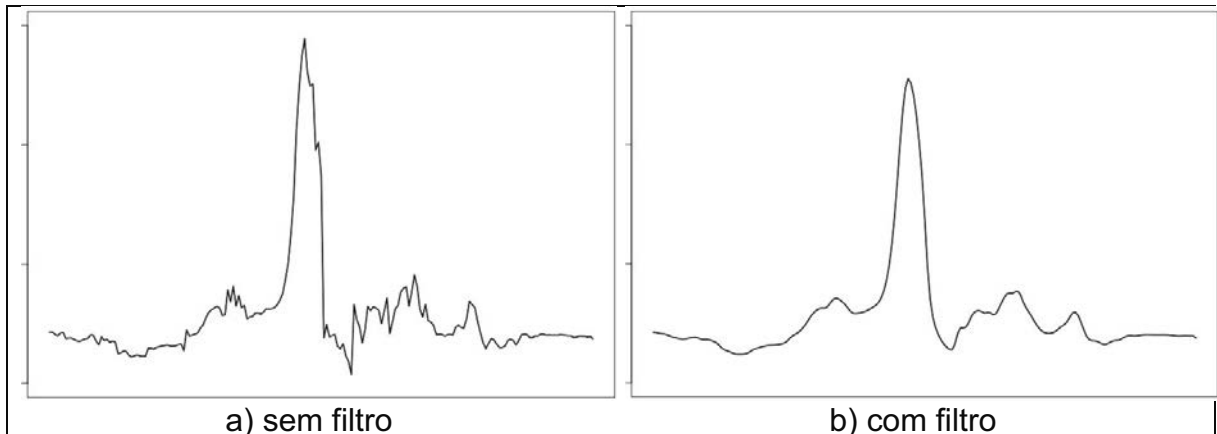
### 5.2.3 Processamento dos sinais

Os dados capturados com o *Kinect* apresentam uma quantidade considerável de ruído. Foi implementado um algoritmo, com a aplicação de um filtro Butterworth do tipo passa-baixa de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz para tratar o sinal. O filtro foi implementado de acordo com a equação básica:

$$|H_a(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{j\Omega}{j\Omega_c}\right)^{2N}} \quad (9)$$

sendo  $H_a$  a frequência de resposta,  $\Omega_c$  a frequência de corte em radianos por segundo e  $N$  a ordem do filtro (RANGAYYAN, 2002). A Figura 12 apresenta um exemplo de dado bruto capturado pelo *Kinect* (a) e o mesmo dado filtrado (b).

**Figura 12** – Comparação entre dados capturados sem filtro e com filtro: a) dados brutos capturados pelo *Kinect*. b) dados filtrados (Butterworth  $N=2$ ,  $\Omega_c=5\text{Hz}$ ).



#### 5.2.4 Avaliação automatizada do salto horizontal

Para o desenvolvimento dos algoritmos para fins da análise automatizada, foram utilizados como referência os critérios da habilidade salto horizontal da bateria de testes TGMD-2 (ULRICH, 2000) (Quadro 2).

**Quadro 2** - Critérios para análise do salto horizontal (TGMD-2)

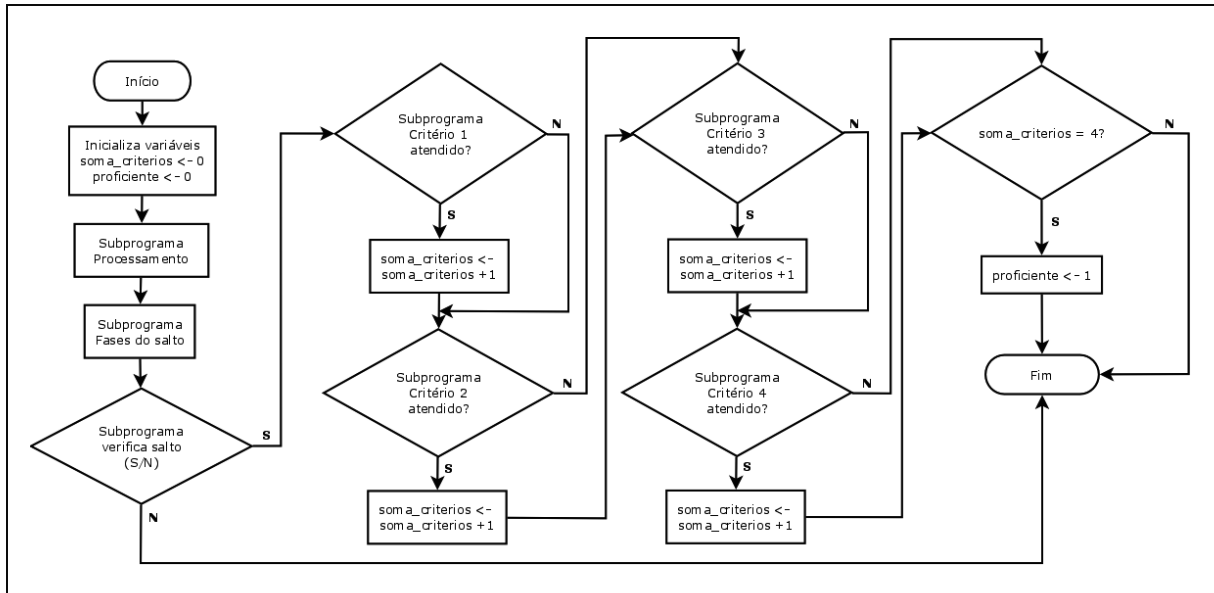
<b>Critério</b>	<b>Descrição</b>
1	O movimento preparatório inclui flexão de ambos os joelhos com os braços estendidos atrás do corpo.
2	Os braços se estendem forçadamente para frente e para cima alcançando a extensão máxima acima da cabeça.
3	A decolagem e aterrissagem ocorrem com ambos os pés simultaneamente.
4	Os braços são empurrados para baixo durante a aterrissagem.

Fonte: Traduzido de Ulrich (2000)

O aplicativo dedicado à análise automatizada conta com um programa principal (Figura 13), o qual inicializa as variáveis correspondentes à soma dos resultados da avaliação dos critérios (“soma\_critérios”) e a proficiência do salto (“proficiente”), e executa sete subprogramas, sendo o primeiro destinado a processar os dados, aplicando o filtro Butterworth e realizando os cálculos necessários, o segundo destinado a identificar os quadros inicial e final de cada uma das quatro fases do salto, o terceiro destinado a verificar se o movimento realizado foi um salto horizontal, e em seguida um subprograma para a avaliação de cada um dos quatro critérios. Ao final de cada subprograma de avaliação dos critérios, se o critério foi atendido, a

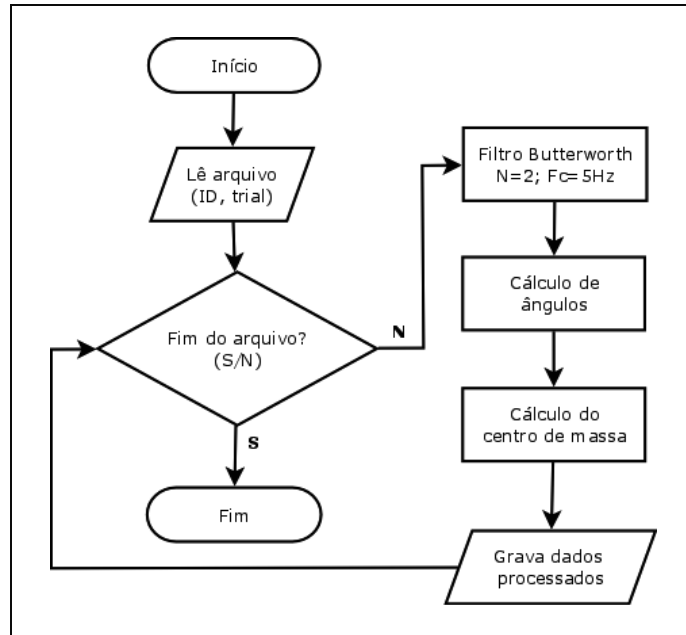
variável “soma\_critérios” é incrementada. Ao final do programa principal, se o valor da variável “soma\_critérios” for igual a 4, ou seja, todos os critérios foram atendidos, a variável “proficiente” recebe o valor 1, classificando o salto como proficiente.

**Figura 13** – Algoritmo do programa principal da avaliação automatizada.



O primeiro subprograma (Figura 14) realiza o processamento dos dados, de forma a prepará-los para serem utilizados na avaliação dos critérios. Nesta etapa aplica-se o filtro Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz, e são realizados os cálculos de ângulos e o centro de massa é estimado.

**Figura 14** – Algoritmo do subprograma de processamento dos dados.

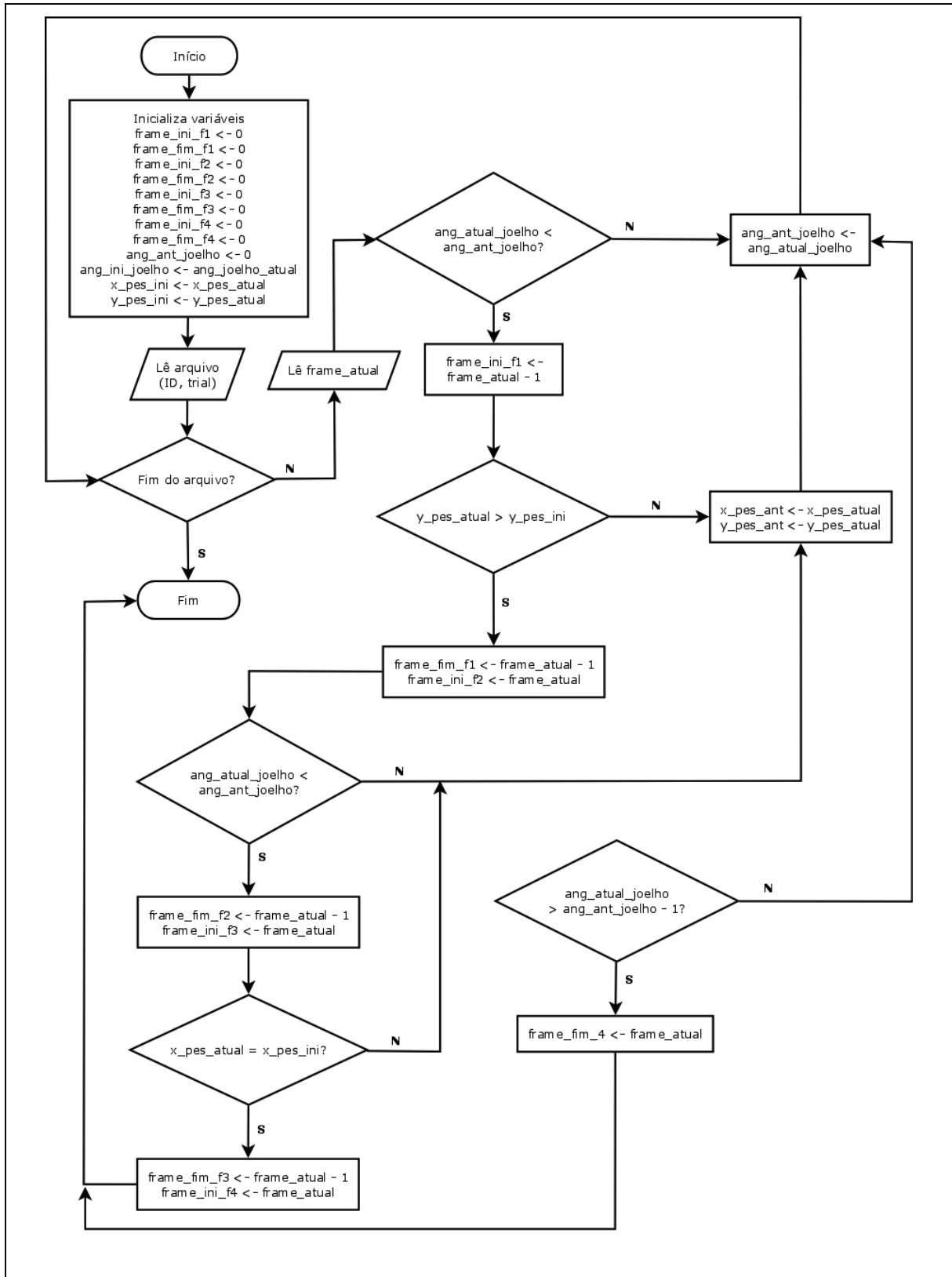


O segundo subprograma (Figura 15) inicializa as variáveis referentes ao quadro inicial e final de cada uma das quatro etapas do salto (preparatória, propulsão, aérea e aterrissagem) e verifica os pontos cruciais do salto, determinando qual o quadro inicial e final de cada fase. A separação do movimento em fases é necessária para que os subprogramas de avaliação dos critérios possam realizar as devidas comparações no momento correto.

A primeira fase, a preparatória, inicia no momento em que os joelhos começam a flexionar e termina quando os pés começam a se deslocar no eixo y, momento em que se inicia a segunda fase, de propulsão. A fase de propulsão termina quando os joelhos se estendem e os pés começam a deslocar, além do eixo y, também no eixo x, quando inicia a terceira fase, aérea. A fase aérea termina quando a posição dos pés no eixo y retorna à posição inicial, ou seja, os pés tocam novamente o solo, quando se inicia a quarta fase, a de aterrissagem. A fase de aterrissagem termina no momento da flexão máxima dos joelhos, finalizando o salto.

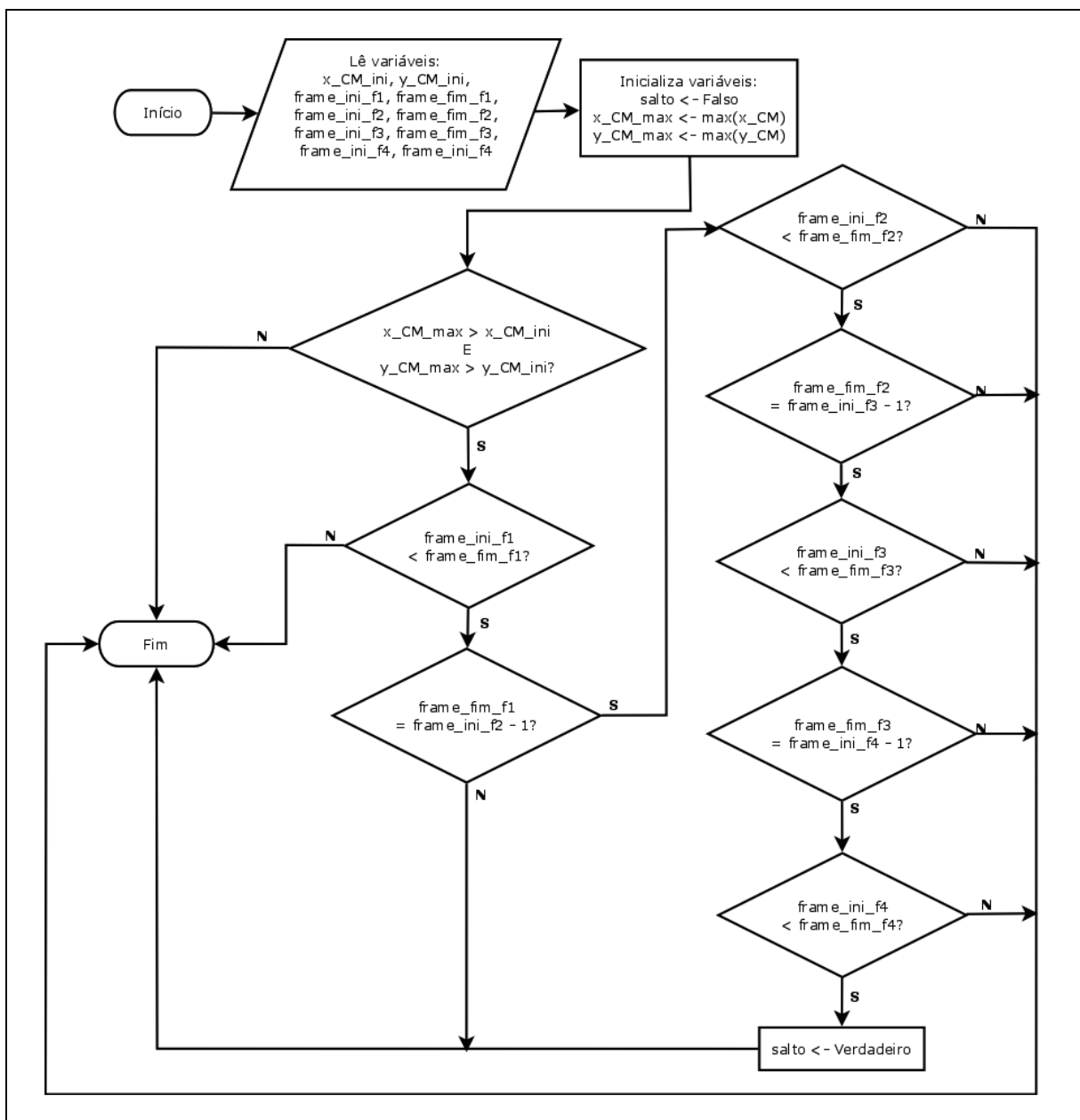


**Figura 15** – Algoritmo de identificação das fases do salto.



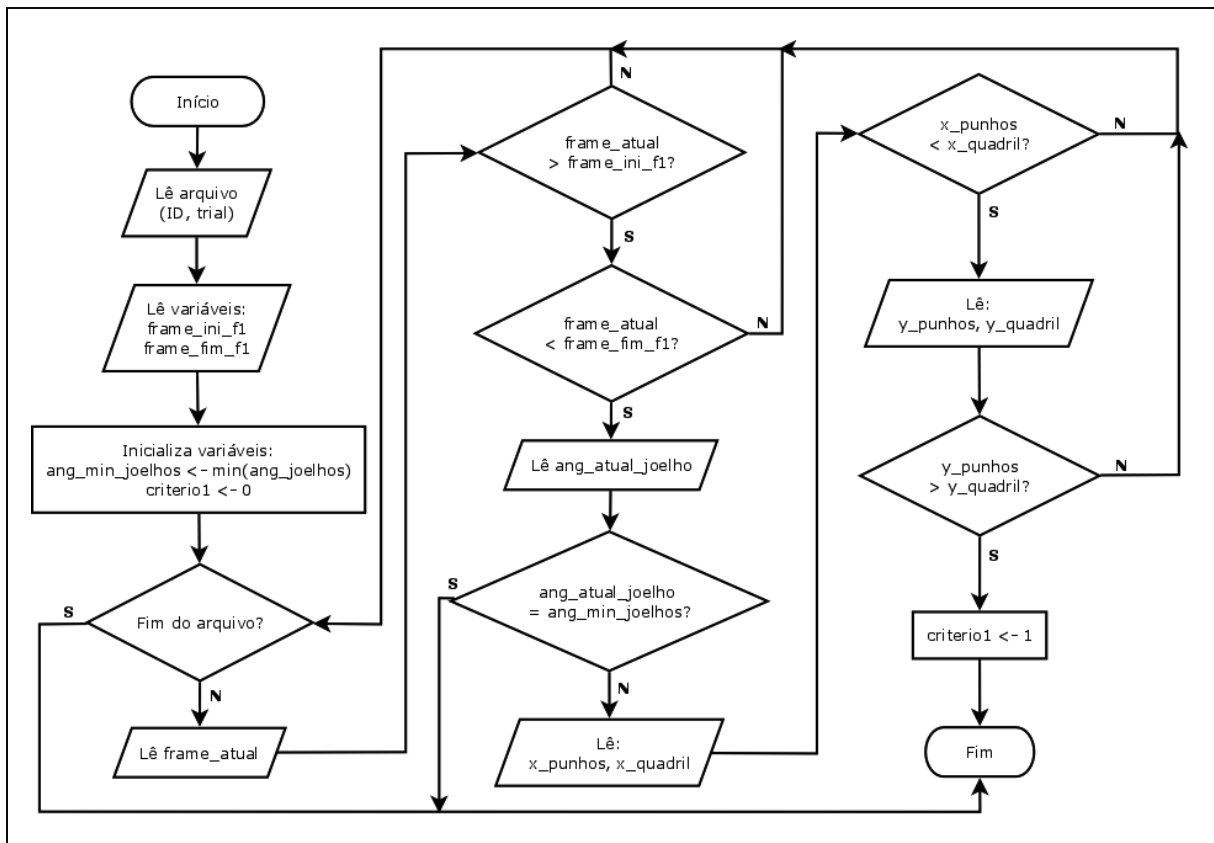
O terceiro subprograma (Figura 16) verifica se o movimento realizado foi um salto horizontal. O algoritmo verifica se houve deslocamento do centro de massa tanto no eixo x quanto no eixo y e em seguida verifica a sequência de quadros correspondentes às fases do salto. Para que o movimento seja considerado um salto horizontal, além do deslocamento do centro de massa é necessário que o quadro inicial de cada fase seja anterior ao quadro final da mesma fase, e o quadro final seja imediatamente inferior ao quadro inicial da fase seguinte.

**Figura 16** – Algoritmo de verificação do salto.



O quarto subprograma (Figura 17) verifica o primeiro critério de avaliação do salto. Inicialmente o algoritmo lê o arquivo, de acordo com o ID do participante e tentativa a ser avaliada. Após ler e inicializar as variáveis necessárias, o algoritmo percorre o arquivo, verificando se durante a flexão preparatória dos joelhos os braços são estendidos atrás do corpo, atendendo ao critério. O algoritmo respeita o intervalo entre o quadro inicial e final da fase preparatória, na qual o critério deve ser analisado.

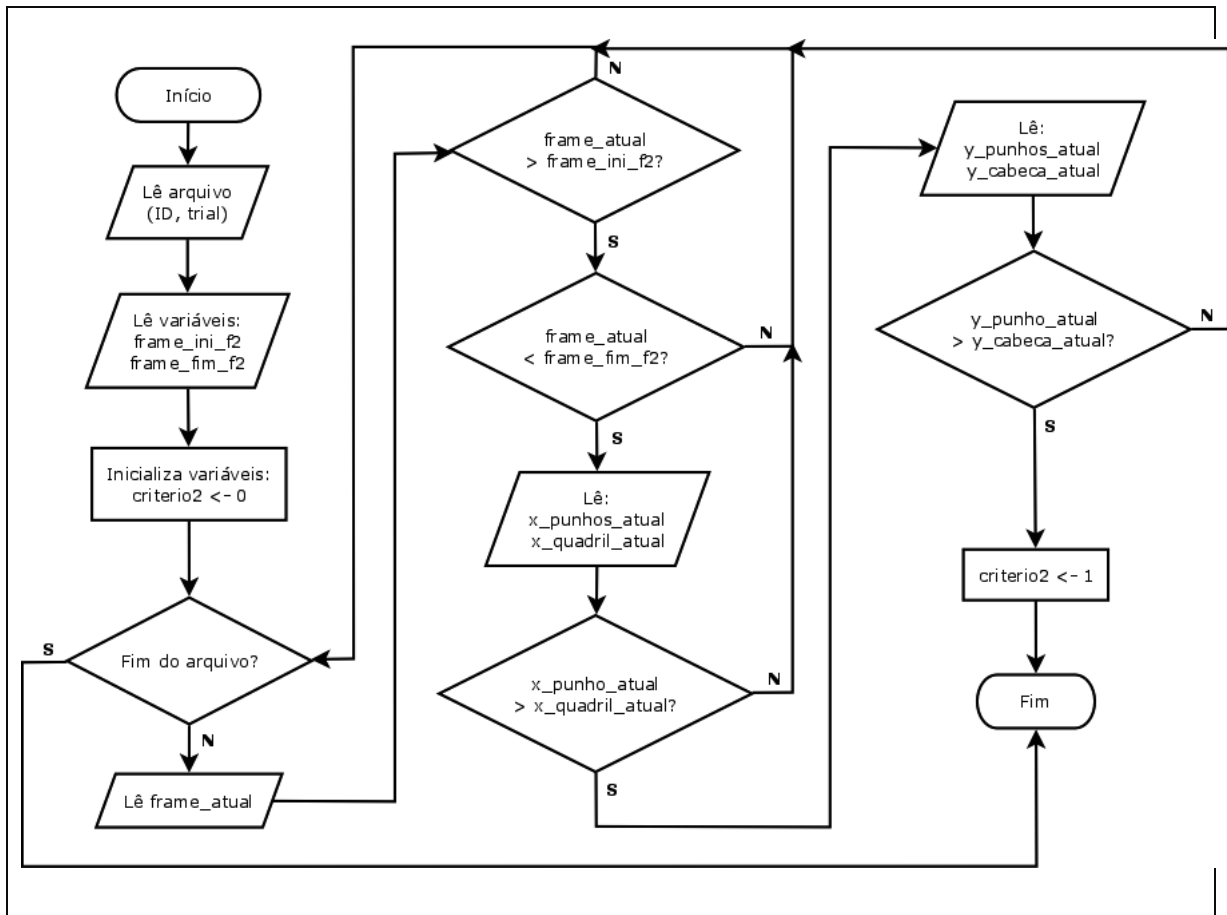
**Figura 17** – Algoritmo de avaliação do primeiro critério.



Fonte: próprio autor

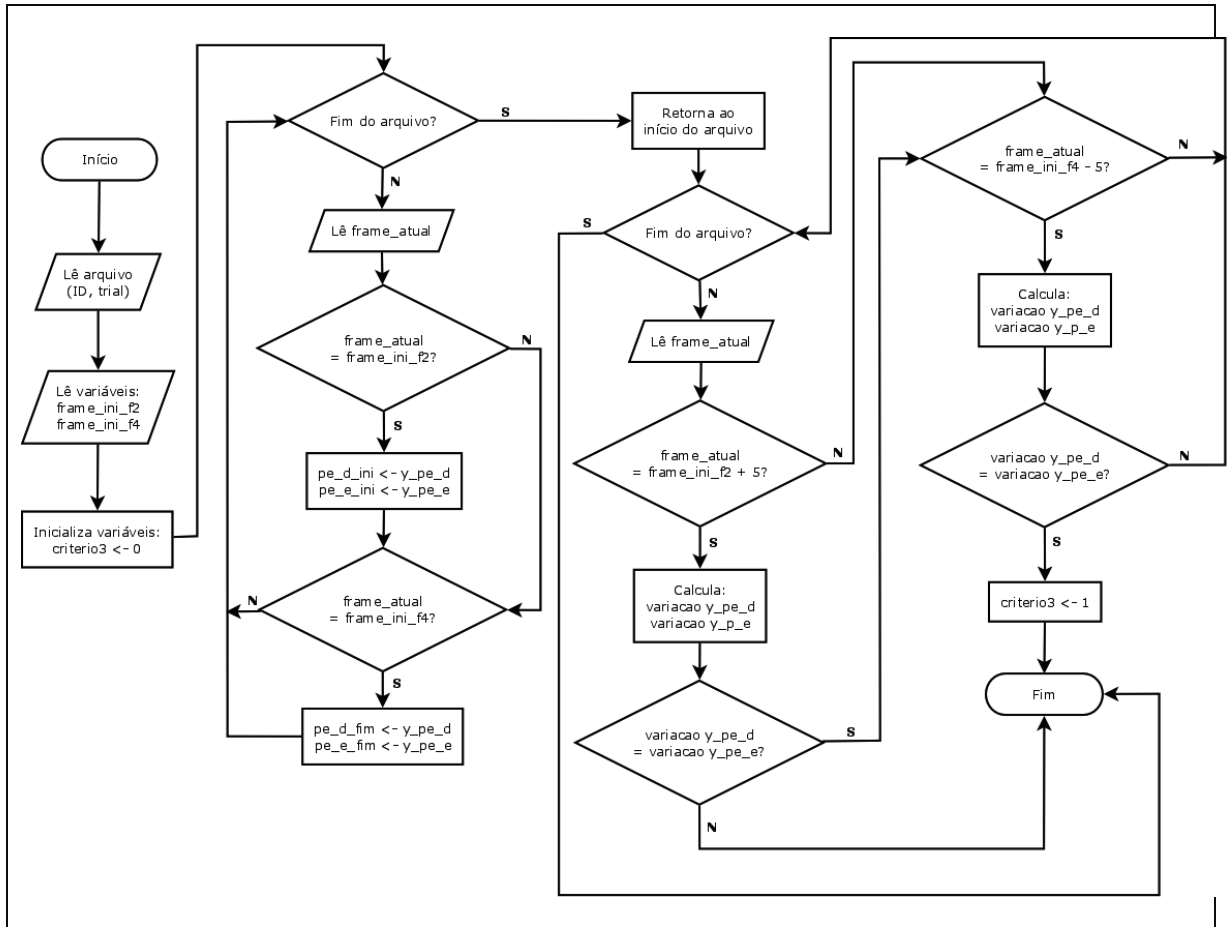
O quinto subprograma (Figura 18) verifica o segundo critério de avaliação do salto. Inicialmente o algoritmo lê o arquivo, de acordo com o ID do participante e tentativa a ser avaliada. Após ler e inicializar as variáveis necessárias, o algoritmo percorre o arquivo e verifica se os braços são estendidos para frente e para cima, alcançando extensão máxima acima da cabeça. A posição dos punhos é comparada com a posição do quadril e da cabeça, durante a fase de propulsão.

**Figura 18** – Algoritmo de avaliação do segundo critério.



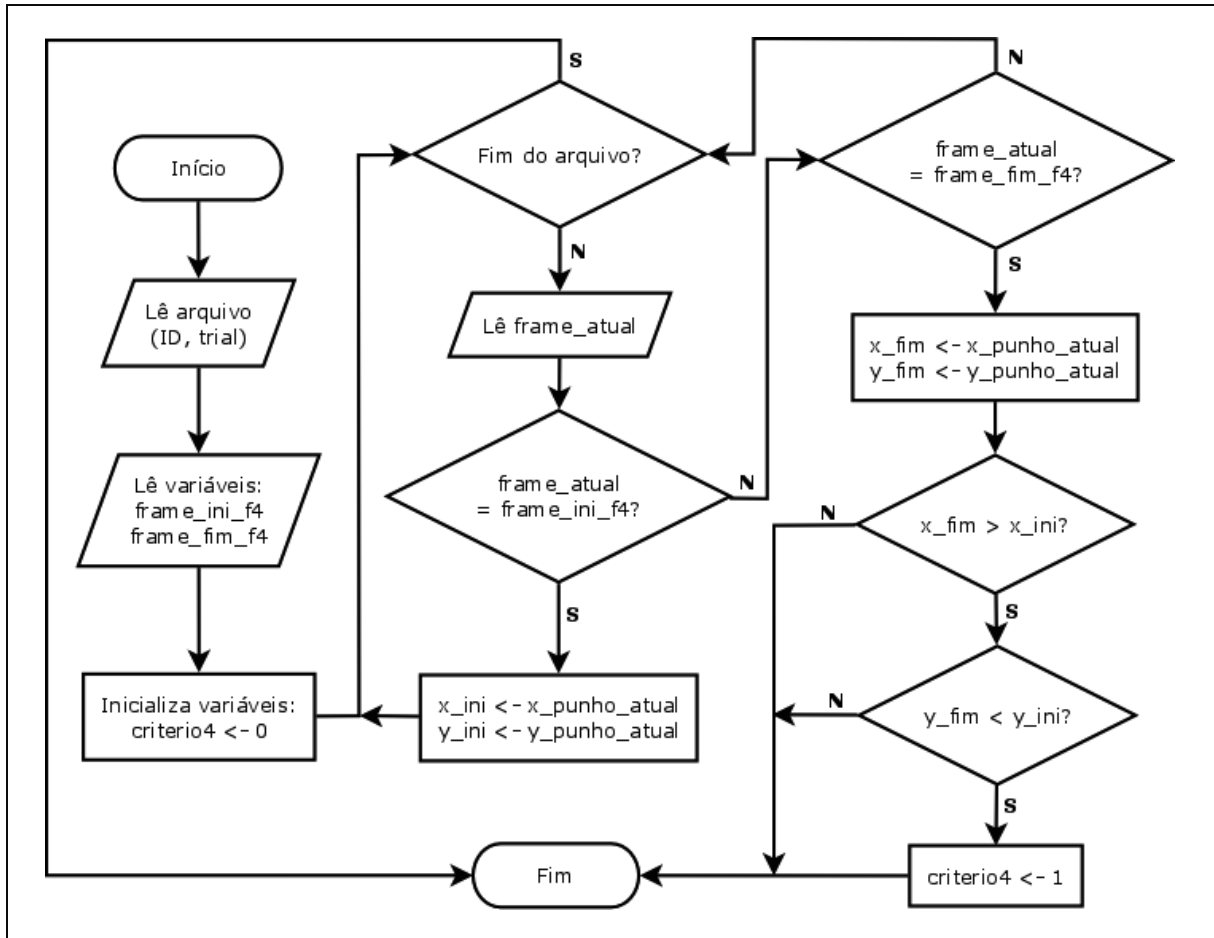
O sexto subprograma (Figura 19) verifica o terceiro critério de avaliação do salto. Inicialmente o algoritmo lê o arquivo, de acordo com o ID do participante e tentativa a ser avaliada. Após ler e inicializar as variáveis necessárias, o algoritmo percorre o arquivo e compara a posição do pé esquerdo com o pé direito tanto no início da fase aérea, quando os pés deixam o solo, quanto no início da fase de aterrissagem, quando os pés retornam ao solo.

**Figura 19** – Algoritmo de avaliação do terceiro critério.



O sétimo subprograma (Figura 20) verifica o quarto critério de avaliação do salto. Inicialmente o algoritmo lê o arquivo, de acordo com o ID do participante e tentativa a ser avaliada. Após ler e inicializar as variáveis necessárias, o algoritmo percorre o arquivo e compara a posição dos punhos no final da fase de aterrissagem com a posição no início da fase de aterrissagem, verificando se os braços foram levados para frente e para baixo.

Figura 20 – Algoritmo de avaliação do quarto critério.



## 6 ESTUDOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo apresentamos os três estudos experimentais que compõem este trabalho. O primeiro estudo consiste em avaliar a precisão do *Kinect* para a captura de dados estáticos, comparando-o com o *Optotrak*, um sistema ótico de alta precisão. O segundo estudo consiste em avaliar a precisão do *Kinect* para a captura de movimentos dinâmicos, em diferentes velocidades de execução, comparando-o com o *Optotrak*. O terceiro estudo consiste em aplicar o sistema proposto na avaliação automatizada do salto horizontal em um contexto real, ou seja, na avaliação de crianças em diferentes faixas etárias.

### 6.1 Estudo Experimental 1

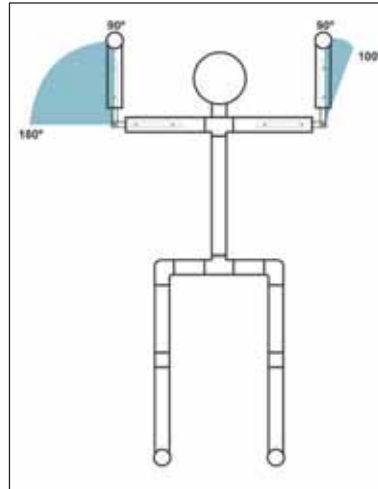
O primeiro estudo consiste em avaliar a precisão do sistema proposto na aquisição de dados estáticos, por meio da comparação entre os dados coletados simultaneamente com o sensor *Kinect* e com o sistema *Optotrak*. Neste primeiro momento, optou-se por utilizar um modelo estático de forma a garantir o cálculo das variáveis (ex. ângulos) sem variações na posição dos segmentos.

#### 6.1.1 Material e método

##### 6.1.1.1 Material

Para este experimento foi construído um modelo do corpo humano utilizando tubos e conexões de PVC, com 50 mm de diâmetro (Figura 21). O modelo foi construído de forma a simular o corpo humano, contendo articulações que podem ser ajustadas pelo experimentador. As articulações dos cotovelos foram construídas utilizando-se hastes de madeira fixadas aos tubos de PVC que representam o braço e antebraço, unidas com um parafuso de forma a possibilitar o ajuste do ângulo. Em sua base, o modelo possui uma estrutura simulando os pés, de forma a manter o modelo de pé em condição estável.

**Figura 21** – Representação do modelo humano construído com tubos e conexões de PVC.



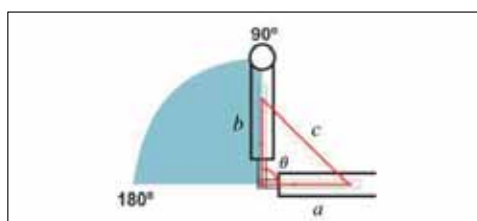
### 6.1.1.2 Procedimento

A articulação escolhida para este experimento foi o cotovelo direito. Os ângulos foram ajustados no modelo de PVC em uma faixa de 90 a 180 graus, calculando-se o tamanho do lado oposto ao ângulo desejado, de forma a possibilitar o ajuste da articulação (Figura 22). O cálculo do lado oposto ao ângulo foi realizado por meio da equação:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cdot \cos\left(\theta \cdot \frac{\pi}{180}\right)} \quad (10)$$

onde  $\theta$  é o ângulo desejado,  $c$  é o lado oposto ao ângulo desejado, e  $a$  e  $b$  são os lados correspondentes ao braço e antebraço.

**Figura 22** – Medidas utilizadas para ajuste do ângulo no modelo estático.





Os valores calculados para ajuste dos ângulos são apresentados na Tabela 1. O tamanho das hastes (a, b) foi mensurado utilizando-se fita métrica metálica com precisão de 1 mm. Após calcular o tamanho do lado c, oposto ao ângulo desejado (formado pelos lados a e b), um barbante foi cortado no mesmo tamanho de forma a auxiliar no ajuste do ângulo.

**Tabela 1** - Valores calculados para ajuste dos ângulos desejados.

$\theta$	a (cm)	b (cm)	c (cm)
90	42,0	50,0	65,3
92	42,0	50,0	66,4
94	42,0	50,0	67,5
96	42,0	50,0	68,6
98	42,0	50,0	69,6
100	42,0	50,0	70,7
120	42,0	50,0	79,8
150	42,0	50,0	88,9
180	42,0	50,0	92,0

O modelo de PVC foi reconhecido pelo módulo de aquisição de dados como um modelo humano, por meio do algoritmo de reconhecimento de padrões utilizado pelo *Kinect* SDK, mapeando os 20 pontos articulares. Os três pontos articulares utilizados neste experimento foram ombro, cotovelo e punho, formando o ângulo da articulação do cotovelo. Os três marcadores do *Optotrak* foram posicionados de forma a coincidir com cada um dos três pontos mapeados pelo *Kinect*. A aquisição de dados foi realizada pelos dois sistemas, em uma frequência de 30 Hz para o *Kinect* e 120 Hz para o *Optotrak*, repetindo-se 5 vezes, com duração de 10 segundos cada uma das repetições.

### 6.1.2 Tratamento e análise de dados

As coordenadas x, y e z correspondentes à articulação do cotovelo formada pelo braço e antebraço do modelo foram coletadas a partir do *Kinect* e *Optotrak*, em uma faixa de ângulos de 90 a 180 graus, ajustados previamente. Cada posição foi gravada cinco vezes, por um período de 10 segundos cada. Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva baseada em frequência de distribuição, média e desvio padrão. O coeficiente de determinação ( $R^2$ ) foi utilizado de forma a

identificar a correlação entre os dois sistemas. Todo o tratamento estatístico foi feito por meio do software estatístico “R” versão 3.0.2 (R CORE TEAM, 2013).

### 6.1.3 Resultados

Os valores obtidos por meio do aplicativo de aquisição de dados do *Kinect* foram comparados com os valores obtidos pelo sistema *Optotrak*. Todos os valores relacionados a ângulos articulares são expressos em graus. As Tabelas 2 (*Kinect*) e 3 (*Optotrak*) mostram a média e desvio padrão de cada condição, para cada uma das 5 repetições. Cada repetição é representada pela média de 300 pontos (*Kinect*) e 1200 pontos (*Optotrak*). Os resultados mostram uma diferença inferior a três graus comparando o *Kinect* com o *Optotrak*. Além disso, os valores obtidos pelo *Kinect* em geral são superestimados em relação ao *Optotrak*, pois apresentaram valores consistentemente superiores.

**Tabela 2** - Média dos ângulos para cada sequência de 10 segundos a partir do *Kinect*.

Sequência	Ângulo médio por posição (graus)								
	90	92	94	96	98	100	120	150	180
1	90,8	93,8	95,7	98,9	101,4	102,5	119,5	151,6	178,2
2	91,9	93,8	95,9	99,0	101,0	102,5	119,4	151,6	177,2
3	90,9	93,8	96,2	99,0	100,9	102,5	119,9	151,6	176,8
4	91,5	93,8	95,7	98,8	100,6	102,6	119,6	151,8	177,5
5	92,9	93,7	95,8	99,0	102,0	102,5	119,7	151,7	176,7
Média	91,6	93,8	95,8	98,9	101,2	102,5	119,6	151,7	177,3
(DP)	(0,6)	(0,02)	(0,2)	(0,1)	(0,3)	(0,1)	(0,04)	(0,1)	(0,6)

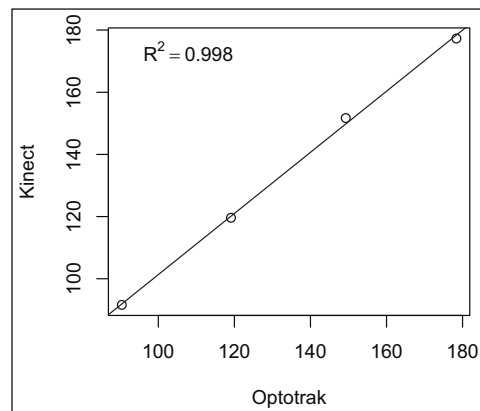
**Tabela 3** - Média dos ângulos para cada sequência de 10 segundos a partir do *Optotrak*.

Sequência	Ângulo médio por posição (graus)								
	90	92	94	96	98	100	120	150	180
1	90,388	92,072	93,532	96,116	98,689	100,620	119,103	149,284	178,395
2	90,383	92,069	93,525	96,111	98,689	100,618	119,103	149,279	178,396
3	90,379	92,065	93,518	96,103	98,685	100,619	119,102	149,275	178,399
4	90,377	92,066	93,513	96,103	98,683	100,617	119,102	149,271	178,393
5	90,373	92,066	93,509	96,100	98,683	100,619	119,101	149,276	178,388
Média	90,380	92,060	93,510	96,100	98,680	100,619	119,103	149,276	178,394
(DP)	(0,002)	(0,001)	(0,002)	(0,002)	(0,002)	(0,002)	(0,002)	(0,002)	(0,022)

A Tabela 4 e Figura 23 mostram o coeficiente de determinação ( $R^2$ ) entre o *Kinect* e *Optotrak*, entre o *Kinect* e os ângulos de referência, e entre o *Optotrak* e os ângulos de referência. Os resultados demonstram uma alta correlação entre os dois sistemas. **Tabela 4** - Coeficientes de determinação ( $R^2$ ) entre *Kinect*, *Optotrak* e ângulos de referência.

Sequência	R <sup>2</sup> (Opto x Kin)	R <sup>2</sup> (Kin x Ref)	R <sup>2</sup> (Opto x Ref)
1	0,999	0,998	0,999
2	0,998	0,998	0,999
3	0,998	0,998	0,999
4	0,998	0,998	0,999
5	0,998	0,998	0,999
Média	0,998	0,998	0,999

**Figura 23** – Coeficiente de determinação entre o *Kinect* e o *Optotrak*.



#### 6.1.4 Discussão

A proposta de um dispositivo barato e portátil para a medida de ângulos articulares é útil para profissionais em áreas como ciências do esporte, fisioterapia, terapia ocupacional e ergonomia. Em muitos casos, a avaliação de ângulos é feita de forma manual, sendo popular o uso do goniômetro, equipamento que embora seja barato, é passível de erro humano e não oferece a possibilidade de tratar os dados coletados em tempo real. Em uma abordagem científica, pesquisadores utilizam equipamentos de alta precisão, como o sistema *Optotrak*, em geral caros e de difícil acesso.

Os resultados apresentados neste estudo indicam uma diferença de até 3 graus para os valores de ângulos obtidos pelo *Kinect* e *Optotrak* e um coeficiente de determinação ( $R^2$ ) de aproximadamente 0,99, representando uma alta correlação entre os dois sistemas. Em estudo recente, Fern'ndez-Baena e colaboradores (2012) compararam o *Kinect* com o sistema ótico *Vicon* na medida de ângulos articulares, em movimento. Os autores encontraram um erro médio entre 6,78 e 8,98 graus. É importante ressaltar que os autores não utilizaram uma técnica precisa para a sincronização na coleta dos dados, e utilizaram o SDK OpenNI, de código aberto,

desenvolvido por uma comunidade de desenvolvedores, considerado inferior ao SDK oficial distribuído pelo fabricante do *Kinect* no que diz respeito à precisão e estabilidade. Os resultados apresentados no presente estudo demonstram uma diferença substancialmente menor comparado aos resultados do estudo citado.

Alguns cuidados são necessários no sentido de minimizar fatores que possam influenciar na precisão do *Kinect*. De acordo com Bó e colaboradores (2011), podem ocorrer erros no posicionamento de segmentos corporais em algumas ocasiões, devido à presença de objetos na cena que possam ser confundidos com parte de um segmento, como uma cadeira próxima ao indivíduo. Ballester e Pheatt (2013) chamam a atenção para o fato de que a aquisição e processamento de dados em tempo real pode ser um problema complexo, pois sistemas precisos tipicamente são implementados utilizando processadores dedicados, e em um PC convencional, o processador trabalha compartilhando recursos em um modelo multitarefa. O sistema proposto no presente estudo se baseia em uma plataforma de PC convencional, de forma que a precisão pode ser afetada por este modelo multitarefa de processamento no caso de se utilizar um equipamento (computador) mais antigo.

O propósito do presente estudo foi verificar a capacidade de um sistema integrando um software customizado e o sensor *Kinect* em medir com precisão aceitável ângulos articulares, especificamente em posições estáticas. Apesar de outras avaliações relacionadas à precisão do sensor *Kinect* serem necessárias, principalmente em situações em que ocorrem ações motoras mais complexas, os resultados apresentados neste experimento demonstram que o sistema proposto foi efetivo na aquisição de dados estáticos.

## **6.2 Estudo Experimental 2**

O segundo estudo consiste em avaliar a precisão do sistema proposto na aquisição de dados com movimentos dinâmicos, por meio dos dados coletados simultaneamente com o sensor *Kinect* e com o sistema *Optotrak*. Neste estudo foram avaliados movimentos articulares de membros inferiores e superiores, em três diferentes velocidades de execução. Os dados foram coletados utilizando-se dispositivo para sincronização desenvolvido especificamente para este estudo, baseado na plataforma Arduino (ARDUINO, 2013).

## **6.2.1 Material e Método**

### **6.2.1.1 Participantes**

Participaram do estudo quatro indivíduos adultos, sendo dois do gênero feminino e dois do gênero masculino, com idade de  $23,75 \pm 1,26$  anos. Os participantes concordaram em participar do estudo livremente e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Os procedimentos adotados atendem às diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (BRASIL, 2012), com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, campus de Rio Claro – SP, protocolo nº 0230 de 16/01/2013.

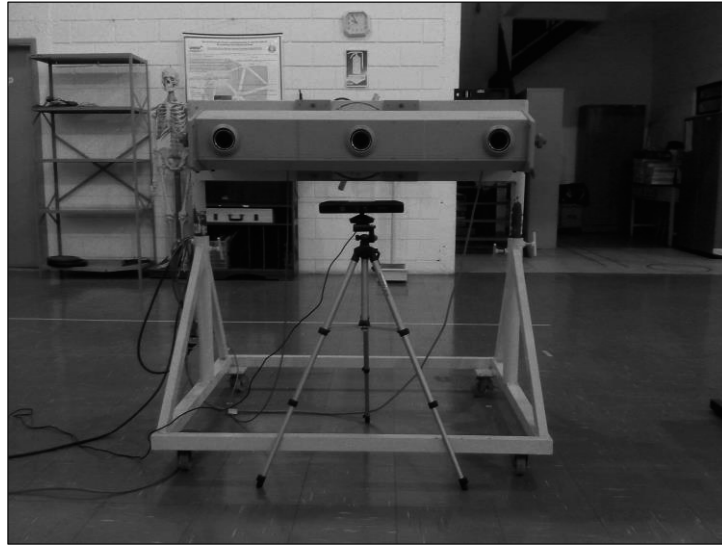
### **6.2.1.2 Material**

No presente estudo utilizamos os equipamentos *Kinect* (Microsoft, USA) e *Optotrak* (Northern Digital Inc., Canada) para a aquisição de dados, um dispositivo eletrônico desenvolvido na plataforma de prototipagem Arduino (ARDUINO, 2013) para a sincronização da aquisição de dados, além de metrônomo para determinar o ritmo e velocidade de execução dos movimentos.

### **6.2.1.3 Procedimentos**

O dispositivo *Kinect* foi montado em frente ao *Optotrak*, de forma centralizada, com altura ajustada em 90 centímetros utilizando-se um tripé fotográfico regulável (Figura 24), de forma a realizar a aquisição de dados simultaneamente por ambos os sistemas.

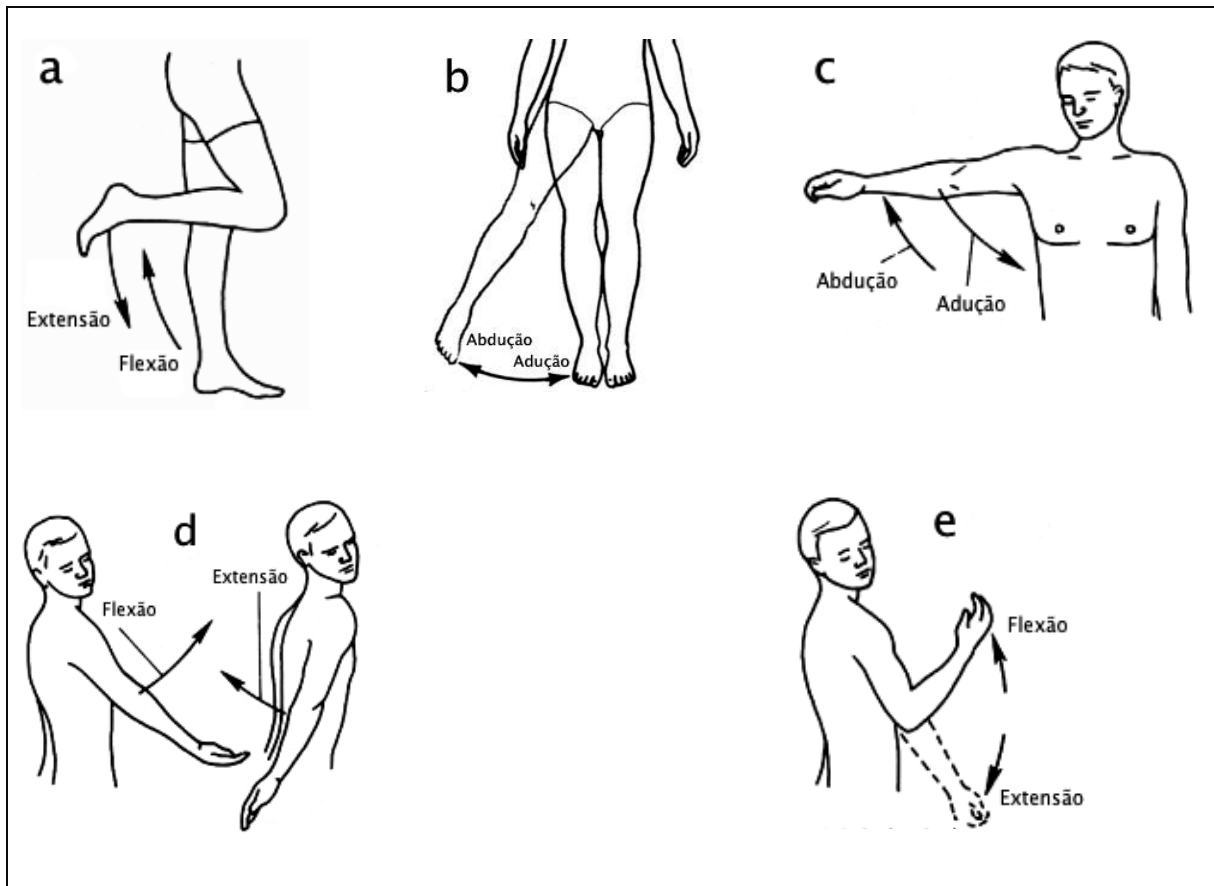
**Figura 24** – Montagem dos equipamentos (*Optotrak* e *Kinect*) no laboratório.



Para a fixação dos marcadores do *Optotrak*, foi capturada uma imagem de referência do participante, em posição anatômica, contendo o mapeamento dos pontos articulares obtidos pelo *Kinect*. Em seguida, os pontos foram marcados na pele com lápis apropriado, de acordo com a imagem de referência. Os marcadores foram fixados coincidindo o mais próximo possível com os pontos mapeados pelo *Kinect*. Solicitamos aos participantes utilizar uma vestimenta mais justa, de forma a evitar oscilações desnecessárias dos marcadores.

Durante a coleta, cada participante foi instruído a realizar cinco movimentos diferentes: flexão e extensão de joelho, adução e abdução de quadril, adução e abdução de ombro, flexão e extensão de ombro e flexão e extensão de cotovelo (Figura 25). Cada movimento foi realizado em três velocidades diferentes, utilizando-se como referência um metrônomo ajustado para 60, 80 e 100 toques por minuto (tpm) respectivamente, de forma que a amplitude mínima do movimento executado coincidia com um “bip” e a amplitude máxima do mesmo movimento coincidia com o “bip” subsequente. Os participantes foram instruídos a realizar cada movimento seguindo o ritmo estabelecido pelo metrônomo, devendo iniciar e parar o movimento atendendo aos comandos do avaliador. Cada movimento foi previamente demonstrado, além de ser oferecida uma prática de 10 repetições.

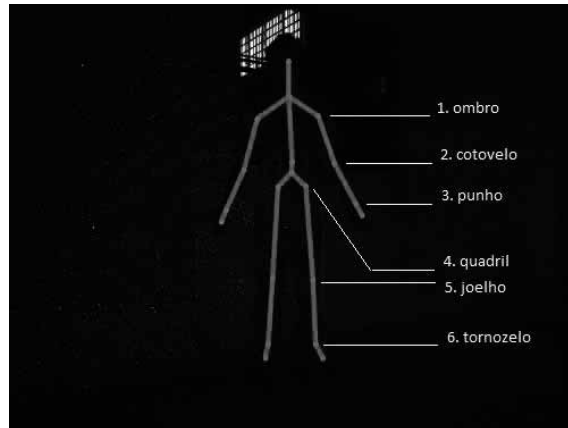
**Figura 25** – Movimentos executados: a) flexão e extensão de joelho. b) adução e abdução de quadril. c) adução e abdução de ombro. d) flexão e extensão de ombro. e) flexão e extensão de cotovelo



Fonte: Google Images

Os dados obtidos a partir do *Kinect* foram coletados por meio do módulo de aquisição de dados, conforme descrito anteriormente. Os dados obtidos a partir do *Optotrak* foram coletados por meio do aplicativo *First Principles*, fornecido com o equipamento. Cada movimento executado foi registrado durante um período de 10 segundos, a uma frequência de amostragem de 30 quadros por segundo (30 Hz). A coleta foi sincronizada por meio do disparo de um pulso de 5 volts a partir do dispositivo eletrônico desenvolvido na plataforma Arduino, registrando o quadro de sincronização (ponto de corte) em ambos os sistemas.

**Figura 26** – Pontos anatômicos mapeados pelo *Kinect*.



#### 6.2.1.4 Tratamento e análise dos dados

Os valores obtidos a partir das coordenadas tridimensionais (x, y, z), tanto do *Kinect* quanto do *Optotrak*, foram convertidos em ângulos (graus), conforme procedimentos descritos no capítulo 5 deste trabalho. Após a tabulação e organização dos dados em planilhas, foi aplicado o filtro digital Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte ajustada para 5 Hz. Foi realizada a comparação entre os dois sistemas por meio do cálculo da diferença média em graus e também pelo fator de correlação (r) de Pearson. Para valores inferiores a 0,30, a correlação é considerada muito fraca ou inexistente; de 0,30 a 0,49, fraca; de 0,50 a 0,69, moderada ou razoável; de 0,70 a 0,89, muito boa; e acima de 0,90, excelente (TRITSCHLER, 2003). Para verificar possíveis diferenças entre as três velocidades utilizadas, o teste ANOVA one-way foi realizado. Todas as análises foram realizadas por meio do software estatístico R versão 3.0.2.

#### 6.2.2 Resultados

A Tabela 5 apresenta a diferença média em graus e a correlação entre o *Kinect* e o *Optotrak*, para cada uma das três velocidades analisadas em cada um dos cinco movimentos executados. Os resultados apresentam uma diferença média de  $5,87 \pm 2,31$  graus, com um fator de correlação (r) médio de  $0,96 \pm 0,05$ , indicando uma forte correlação entre os dois sistemas.

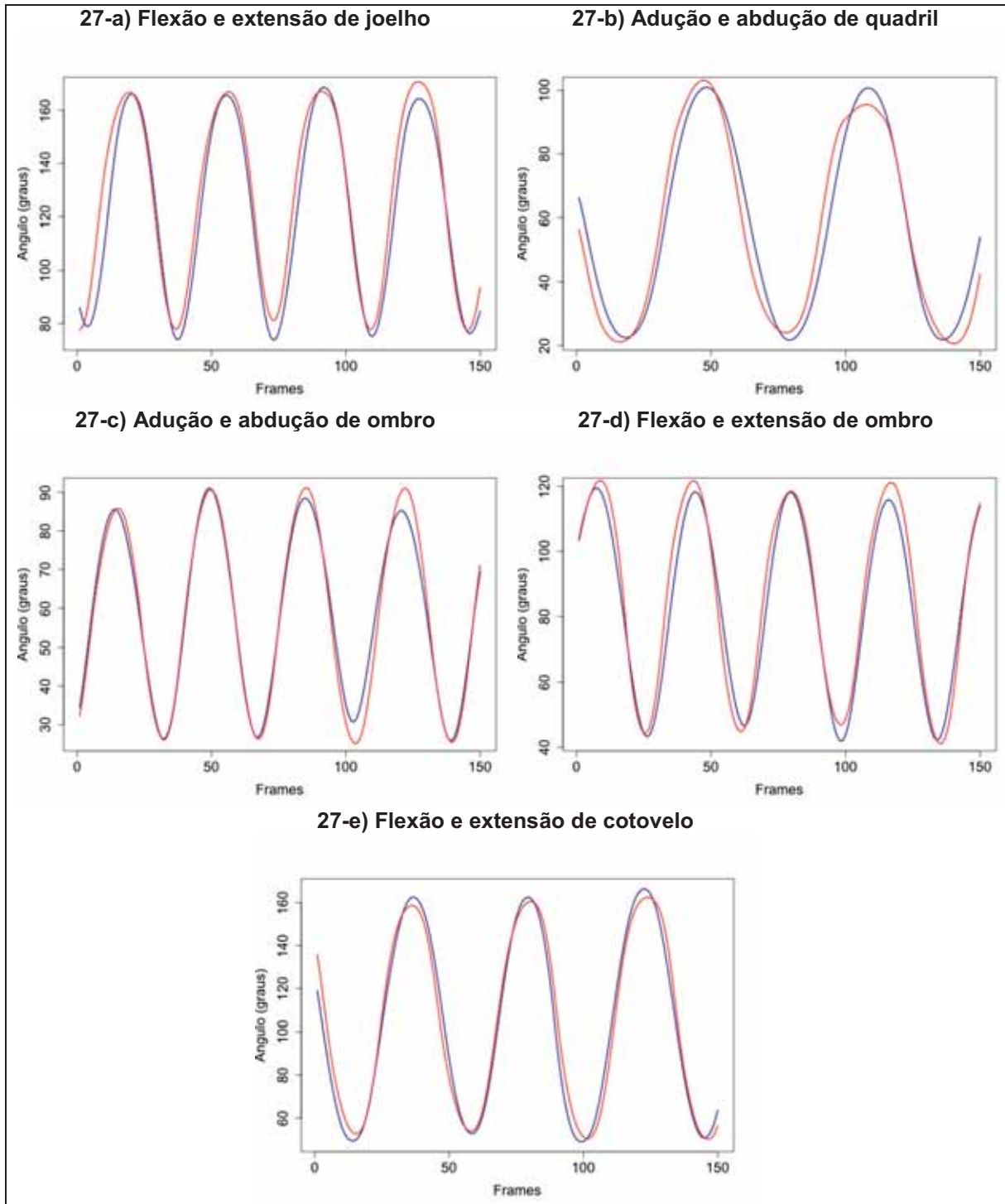


**Tabela 5** – Diferença em graus e fator de correlação para cada movimento em cada uma das três velocidades analisadas.

Movimento	Vel. (tpm)	Dif. (graus)	R
Flexão e extensão de joelho	60	5,59±1,04	0,98±0,01
	80	6,61±1,23	0,97±0,19
	100	6,80±2,10	0,98±0,02
Adução e abdução de quadril	60	2,88±0,59	0,96±0,02
	80	4,33±1,15	0,92±0,02
	100	4,08±0,67	0,88±0,08
Adução e abdução de ombro	60	5,97±1,88	0,99±0,01
	80	6,95±2,35	0,93±0,11
	100	5,96±2,92	0,98±0,01
Flexão e extensão de ombro	60	6,20±2,28	0,97±0,02
	80	5,73±3,62	0,97±0,03
	100	4,41±0,90	0,99±0,01
Flexão e extensão de cotovelo	60	7,95±3,07	0,98±0,01
	80	6,77±2,85	0,99±0,01
	100	7,85±1,81	0,97±0,03

A Figura 27 apresenta exemplos da trajetória de ângulos articulares de cada um dos cinco movimentos executados. Observa-se claramente a semelhança entre os sinais adquiridos pelo *Kinect* e *Optotrak*, apresentando uma forte correlação, o que é esperado, já que foram sincronizados e seguem o mesmo padrão.

**Figura 27** – Ângulos articulares em função do tempo, sendo o *Kinect* representado em vermelho e o *Optotrak* em azul.



Verificamos também o impacto do fator velocidade de execução nas diferenças angulares apresentadas. A Tabela 6 apresenta os resultados da análise de variância ANOVA one-way (diferença em graus pelo fator velocidade de execução) para cada

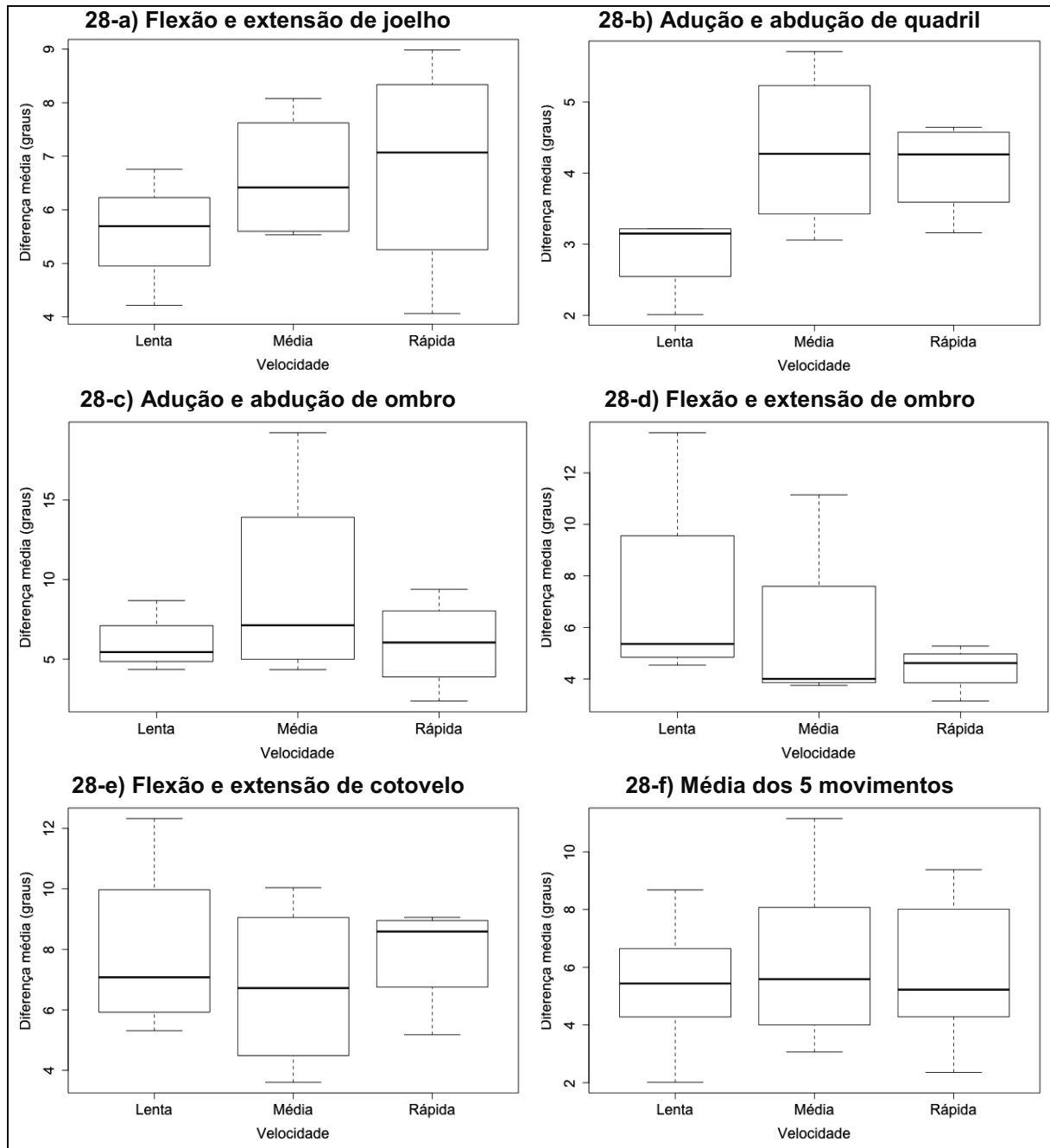
um dos movimentos executados. Os resultados encontrados não evidenciam qualquer diferença significativa resultante da velocidade de movimento ( $p > 0,05$ ).

**Tabela 6** – Impacto do fator velocidade de execução na diferença em graus para cada movimento realizado.

<b>Movimento</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Flexão e extensão de joelho	0,724	0,511
Adução e abdução de quadril	3,390	0,080
Adução e abdução de ombro	0,843	0,462
Flexão e extensão de ombro	0,730	0,508
Flexão e extensão de cotovelo	0,247	0,787

A Figura 28 apresenta os gráficos referentes ao impacto da velocidade de execução na diferença média em graus, para cada um dos cinco movimentos realizados. Conforme os resultados da análise de variância, podemos observar que a velocidade de execução não influencia significativamente na diferença média em graus entre os dois sistemas.

**Figura 28** – Impacto da velocidade de execução na diferença média em graus para cada movimento executado na captura de dados entre os dois sistemas (*Kinect* e *Optotrak*).



### 6.2.3 Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar a precisão do dispositivo *Kinect* como instrumento para aquisição de dados cinemáticos referentes ao movimento do corpo humano, comparando-o com o *Optotrak*, equipamento de alta precisão, em diferentes movimentos articulares e diferentes velocidades de execução dos movimentos. Os

resultados apresentados mostram uma alta correlação entre os dados obtidos a partir de ambos os sistemas ( $0,96 \pm 0,05$ ), além de uma diferença média em graus ( $5,87 \pm 2,31$ ) menor quando comparada ao estudo de Fern'ndez-Baena, Susín e Lligadas (2012), no qual os autores encontram uma diferença média de até 10 graus. Os resultados aqui apresentados demonstram uma precisão do *Kinect* superior à apresentada por Fern'ndez-Baena, Susín e Lligadas (2012). É importante destacar que os referidos autores não utilizaram os aplicativos de interface com o *Kinect* oficiais fornecidos pelo fabricante (*Kinect SDK*), optando pela ferramenta alternativa *OpenNI*, a qual possui limitações conhecidas. A comunidade de desenvolvedores que mantém o *OpenNI* não tem acesso direto a informações internas do dispositivo, sendo necessários procedimentos de engenharia reversa para compreender seu funcionamento, o que pode influenciar na sua precisão, lembrando que o *OpenNI* é capaz de mapear apenas 15 pontos articulares, enquanto o *SDK* oficial é capaz de mapear pelo menos 20 pontos articulares.

Em complemento ao estudo de Fern'ndez-Baena e seus colaboradores, o presente estudo apresenta dados referentes a diferentes velocidades de execução dos movimentos. A frequência de amostragem do *Kinect* (30 Hz) pode ser uma limitação do dispositivo na aquisição de dados referentes a movimentos rápidos, dessa forma, uma análise dos movimentos em diferentes velocidades de execução possibilitou verificar se esta limitação afeta significativamente os resultados, comprometendo a avaliação automatizada. Os resultados da análise de variância (ANOVA one-way) não apresentaram diferença significativa entre as velocidades de execução de movimento avaliadas ( $p > 0,05$ ), demonstrando a viabilidade do *Kinect* para a aquisição de dados cinemáticos de grande parte dos movimentos do corpo humano, mais especificamente os movimentos amplos que envolvem grandes segmentos corporais. Os resultados apresentados no presente estudo corroboram com o estudo de Galna e colaboradores (2014). Galna e colaboradores avaliaram a precisão do *Kinect* para mensurar movimentos executados por pacientes de doença de Parkinson, utilizando o dispositivo para adaptar uma bateria de testes comumente utilizada para avaliação de tais pacientes. Os pesquisadores concluem que o *Kinect* é suficientemente preciso para a avaliação de movimentos amplos, apesar de não apresentar resultados satisfatórios para a identificação de pequenos movimentos, como tocar os dedos.

O presente estudo foi realizado com a primeira versão do *Kinect*, e a nova versão do dispositivo apresentada recentemente (em novembro de 2013) apresenta significativas melhorias no que diz respeito à resolução das câmeras, novos métodos de mapeamento tridimensional e capacidade de mapear 25 pontos anatômicos, 5 pontos a mais comparado à primeira versão. O fabricante do equipamento incentiva sua exploração para as mais diversas aplicações, fornecendo ferramentas gratuitas para desenvolvimento de aplicativos, além de vasta documentação técnica, de modo que futuras versões do equipamento provavelmente serão aprimoradas com atualização da ferramenta, possibilitando maior precisão na aquisição de dados, e assim, possivelmente, melhorar os resultados obtidos neste trabalho.

### **6.3 Estudo experimental 3**

O Estudo Experimental 3 consistiu em aplicar o sistema proposto na avaliação automatizada do salto horizontal. Em específico, avaliar o salto horizontal de crianças em idade escolar, de ambos os gêneros e diferentes faixas etárias, de modo a capturar dados com o sistema integrado envolvendo o *Kinect*. A avaliação pelo sistema proposto é realizada por meio de algoritmos customizados que verificam os critérios da habilidade salto horizontal. O algoritmo avalia se a posição de cada segmento em diferentes momentos do salto horizontal atende ou não aos critérios referentes à descrição da tarefa conforme o TGMD-2 (ULRICH, 2000). Ainda, o algoritmo classifica o salto como “proficiente” ou “não proficiente”. Os resultados da avaliação automatizada foram comparados com os resultados da avaliação por observação em vídeo realizada por dois avaliadores treinados

#### **6.3.1 Material e método**

##### **6.3.1.1 Participantes**

A amostra selecionada para o presente estudo foi composta por 335 participantes, com idade entre 3 e 15 anos, provenientes de escolas da rede de ensino municipal e estadual da cidade de Rio Claro – SP, sendo 172 do gênero feminino e 163 do gênero masculino, distribuídos conforme a Tabela 7.

**Tabela 7** - Distribuição da amostra por gênero e faixa etária.

Idade (anos)	Feminino	Masculino
	n(%)	n(%)
3	11(6,40)	11(6,75)
4	12(6,98)	12(7,36)
5	14(8,14)	12(7,36)
6	16(9,30)	13(7,98)
7	14(8,14)	19(11,66)
8	17(9,88)	15(9,20)
9	17(9,88)	12(7,36)
10	15(8,72)	11(6,75)
11	11(6,40)	11(6,75)
12	12(6,98)	13(7,98)
13	11(6,40)	11(6,75)
14	11(6,40)	12(7,36)
15	11(6,40)	11(6,75)
<b>Total</b>	<b>172(100)</b>	<b>163(100)</b>

As escolas foram escolhidas levando-se em conta o interesse por parte da equipe pedagógica da escola e disponibilidade de espaço físico adequado para realização da pesquisa. Os participantes foram selecionados aleatoriamente, respeitando-se os seguintes critérios de inclusão: a) participar ativamente das aulas de educação física; b) apresentar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido devidamente preenchido e assinado pelo pai, mãe ou responsável. As coletas de dados nas escolas da rede municipal foram realizadas após autorização da Secretaria Municipal de Educação de Rio Claro – SP.

### 6.3.1.2 Material

Os materiais utilizados para o presente estudo incluem balança digital (Tanita modelo HS-302) e estadiômetro para as medidas antropométricas; fita adesiva para demarcação do local de coleta de dados; sensor *Kinect* e câmera de vídeo (*Fujifilm* modelo S3300) para captura dos dados relacionados à tarefa realizada; aplicativo *Kinovea* (KINOVEA, 2013) para auxiliar na análise dos vídeos gravados; tripés fotográficos para o posicionamento do sensor *Kinect* e da câmera de vídeo; fita métrica metálica com escala de milímetros para medir a distância do salto; computador portátil para captura e armazenamento e tratamento dos dados coletados.

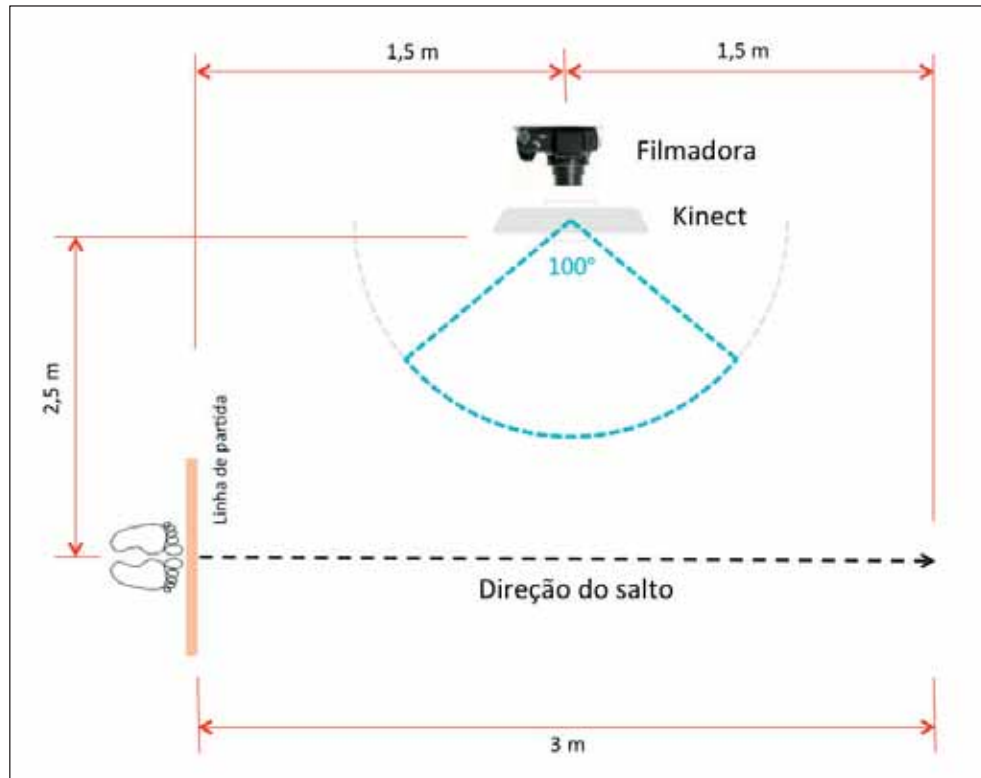
### 6.3.2 Procedimentos

As coletas de dados foram realizadas em ambiente com área plana e coberta, sem incidência direta da luz solar, com pelo menos 25 metros quadrados (5 x 5 m),

piso não escorregadio e livre de obstáculos que pudessem interferir na execução da tarefa pelos participantes. O local de partida para o salto horizontal foi demarcado com fita adesiva, em uma linha de 40 centímetros de largura. O sensor *Kinect* e a câmera de vídeo foram posicionados lateralmente a uma altura de 90 centímetros, na porção medial de uma linha imaginária de 3 metros no sentido do salto e a uma distância de 2,5 metros (Figura 29).



**Figura 29** - Posicionamento dos equipamentos e medidas da área de coleta de dados.



Para a coleta do salto horizontal, inicialmente o pesquisador explicou ao participante que o mesmo deveria saltar a frente, com impulso simultâneo das duas pernas, procurando atingir a maior distância possível. Em seguida, o pesquisador demonstrou a tarefa a ser realizada ao participante. Após a explicação e demonstração da tarefa, o participante se posicionou de frente para o sensor *Kinect* para mapeamento dos pontos articulares. Esse procedimento é necessário para que o aplicativo estabeleça as coordenadas iniciais referentes aos vinte pontos anatômicos identificados, ajustando o mapeamento de acordo com as dimensões corporais do participante. O participante foi instruído a se posicionar atrás da linha de partida demarcada, com a ponta dos pés coincidindo com a linha de partida, devendo permanecer imóvel até receber o comando verbal para saltar. O participante teve oportunidade de realizar pelo menos uma tentativa de prática para familiarizar-se com a tarefa. Após ser informado sobre a tarefa e praticado a tarefa o participante realizou três tentativas válidas para análise dos dados. Ao final de cada sessão de coleta, os

dados foram transferidos para o computador, e uma cópia de segurança foi gravada em HD externo.

### 6.3.3 Tratamento e análise de dados

Os vídeos gravados foram armazenados em arquivos digitais e avaliados por observação pelos dois avaliadores treinados conforme critérios estabelecidos pelo TGMD-2 (ULRICH, 2000) (Quadro 2). Os resultados da avaliação eram registrados em formulário específico, quando o critério não foi atendido era atribuído valor 0 e 1 quando o critério era atendido, de forma a padronizar com os resultados fornecidos pela avaliação automatizada e facilitar as análises estatísticas. A análise dos vídeos foi realizada em dez sessões de aproximadamente 2 horas cada, com auxílio do aplicativo Kinovea (KINOVEA, 2013), o qual conta com um player de vídeo e ferramentas auxiliares.

A pontuação resultante das avaliações, tanto pelos avaliadores quanto de forma automatizada pelo sistema proposto, foi utilizada para classificar o salto como “proficiente”, quando os quatro critérios foram atendidos, ou “não proficiente”, quando pelo menos um dos critérios não foi atendido, ou seja, as tentativas que atenderam a todos os quatro critérios, somando 4 pontos, foram classificadas como proficientes, recebendo o valor 1, enquanto as tentativas que não atenderam a um ou mais critérios, somando menos de 4 pontos, foram classificadas como não proficientes, recebendo o valor 0. Dessa forma, os resultados referentes à classificação do movimento também foram padronizados em formato binário, facilitando a análise estatística.

Os dados capturados pelo *Kinect*, correspondentes às coordenadas tridimensionais (x, y, z) de cada ponto mapeado, foram tratados utilizando-se o filtro Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte de 5 Hz. Ainda, foram calculados os ângulos articulares e o centro de massa estimado. Os ângulos articulares foram calculados após conversão das unidades de medida em unidades vetoriais e cálculo do produto escalar. O centro de massa estimado foi calculado a partir do cálculo do centro de massa dos segmentos corporais, conforme apresentado por Winter (2009). Os valores referentes aos ângulos articulares e centro de massa estimado são necessários para os algoritmos customizados, utilizados na avaliação

automatizada. Os dados capturados pelo *Kinect* foram processados pelos algoritmos customizados, para avaliar a qualidade do padrão do salto de cada participante. Os cálculos e algoritmos são explicados de forma detalhada no capítulo 5 deste trabalho, destinado à construção do sistema.

As análises estatísticas utilizadas no presente estudo foram as de confiabilidade inter e intra-avaliadores, e a concordância entre os dois métodos de avaliação, ou seja, entre a avaliação automatizada por meio do sistema proposto e a avaliação realizada pelos avaliadores por meio de observação e checagem de critérios. Utilizou-se o coeficiente Kappa de Cohen, sendo esta equivalente ao coeficiente de correlação intra-classe (ICC), porém mais indicado para dados binários (SIM; WRIGHT, 2005).

Para verificar a confiabilidade intra-avaliador foi solicitado aos avaliadores a reavaliação de 50 vídeos escolhidos aleatoriamente, os quais representam aproximadamente 15% da amostra original. O tamanho da amostra (n=50) foi determinado seguindo-se os procedimentos apresentados por Sim e Wright (2005).

A interpretação dos resultados do teste estatístico Kappa de Cohen foi realizada conforme o Quadro 3 (LANDIS; KOCH, 1977). As análises foram realizadas por meio do software estatístico "R" versão 3.0.2.

**Quadro 3** - Valores para interpretação dos resultados da estatística Kappa.

<b>Kappa</b>	<b>Concordância</b>
< 0,00	Pobre
0,00 a 0,20	Fraca
0,21 a 0,40	Aceitável
0,41 a 0,60	Moderada
0,61 a 0,80	Substancial
0,81 a 1,00	Quase perfeita

Fonte: Landis e Koch (1977)

### 6.3.4 Resultados

Os resultados da confiabilidade inter-avaliadores (Tabela 8) indicaram uma alta concordância entre os dois avaliadores para análise dos vídeos correspondentes aos quatro critérios avaliados em cada uma das três tentativas. Os valores de Kappa obtidos acima de 0,90 para todos os critérios, nas três tentativas representam uma concordância quase perfeita.

**Tabela 8** - Coeficiente Kappa com intervalo de confiança (95%) representando a confiabilidade inter-avaliadores.

	<b>Critério 1</b>	<b>Critério 2</b>	<b>Critério 3</b>	<b>Critério 4</b>
	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>
<b>Tentativa 1</b>	0,93(0,89 – 0,97)	0,93(0,87 – 0,99)	0,92(0,85 – 0,98)	0,94(0,90 – 0,98)
<b>Tentativa 2</b>	0,91(0,87 – 0,95)	0,96(0,93 – 0,99)	0,94(0,89 – 0,99)	0,91(0,87 – 0,95)
<b>Tentativa 3</b>	0,94(0,90 – 0,98)	0,95(0,91 – 0,98)	0,90(0,84 – 0,97)	0,93(0,90 – 0,97)

Os resultados da confiabilidade intra-avaliadores (Tabela 9) também indicaram uma alta concordância entre as duas avaliações realizadas pelo mesmo avaliador em períodos diferentes, com correlação quase perfeita em todos os quatro critérios nas três tentativas realizadas.

**Tabela 9** - Coeficiente Kappa com intervalo de confiança (95%) representando a confiabilidade intra-avaliador.

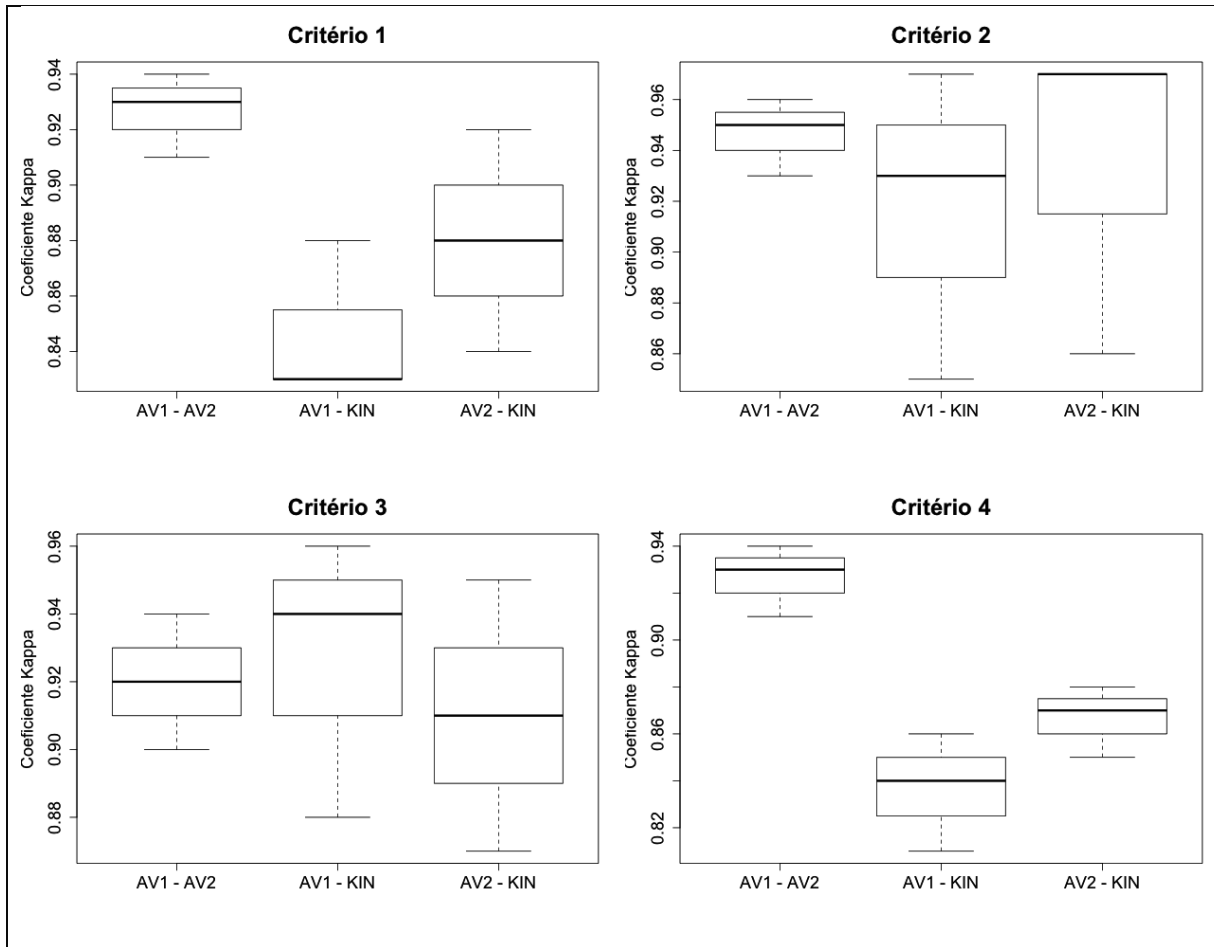
	<b>Critério 1</b>	<b>Critério 2</b>	<b>Critério 3</b>	<b>Critério 4</b>
	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>
<b>Avaliador 1</b>				
<b>Tentativa 1</b>	1,00(1,00 – 1,00)	0,96(0,87 – 1,04)	0,96(0,87 – 1,04)	1,00(1,00 – 1,00)
<b>Tentativa 2</b>	0,96(0,87 – 1,04)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
<b>Tentativa 3</b>	0,96(0,87 – 1,04)	1,00(1,00 – 1,00)	0,92(0,76 – 1,07)	0,96(0,87 – 1,04)
<b>Avaliador 2</b>				
<b>Tentativa 1</b>	0,95(0,87 – 1,04)	0,96(0,87 – 1,04)	1,00(1,00 – 1,00)	0,95(0,87 – 1,04)
<b>Tentativa 2</b>	0,96(0,87 – 1,04)	0,93(0,80 – 1,06)	1,00(1,00 – 1,00)	0,96(0,87 – 1,04)
<b>Tentativa 3</b>	1,00(1,00 – 1,00)	0,95(0,85 – 1,04)	0,96(0,87 – 1,04)	1,00(1,00 – 1,00)

Os resultados da comparação entre a avaliação automatizada e a avaliação por observação na checagem de critérios do salto horizontal (Tabela 10) indicaram uma concordância quase perfeita entre os dois métodos, tanto para o primeiro avaliador (Kappa > 0,81,  $p < 0,001$ ) como para o segundo avaliador (Kappa > 0,83,  $p < 0,001$ ).

**Tabela 10** - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre a avaliação automatizada e a avaliação pelos avaliadores.

	<b>Critério 1</b>	<b>Critério 2</b>	<b>Critério 3</b>	<b>Critério 4</b>
	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>
<b>Avaliador 1 x Kinect</b>				
<b>Tentativa 1</b>	0,83(0,77 – 0,89)	0,85(0,76 – 0,94)	0,88(0,80 – 0,96)	0,86(0,80 – 0,91)
<b>Tentativa 2</b>	0,88(0,83 – 0,93)	0,97(0,94 – 1,00)	0,96(0,92 – 1,00)	0,84(0,78 – 0,90)
<b>Tentativa 3</b>	0,83(0,77 – 0,89)	0,93(0,88 – 0,97)	0,94(0,89 – 0,99)	0,81(0,75 – 0,87)
<b>Avaliador 2 x Kinect</b>				
<b>Tentativa 1</b>	0,88(0,82 – 0,93)	0,86(0,78 – 0,95)	0,91(0,84 – 0,98)	0,88(0,83 – 0,93)
<b>Tentativa 2</b>	0,92(0,88 – 0,96)	0,97(0,94 – 1,00)	0,95(0,90 – 0,99)	0,85(0,79 – 0,91)
<b>Tentativa 3</b>	0,84(0,78 – 0,89)	0,97(0,94 – 0,99)	0,87(0,79 – 0,95)	0,87(0,81 – 0,92)

**Figura 30** – Concordância entre avaliadores e entre métodos para cada um dos quatro critérios.



Os resultados referentes à classificação do salto como “proficiente” ou “não proficiente”, apresentados na Tabela 11, indicam uma concordância quase perfeita ( $Kappa > 0,81$ ,  $p < 0,001$ ) entre os dois avaliadores em todas as três tentativas. Já na comparação entre os métodos de avaliação, os resultados variam entre concordância substancial ( $Kappa > 0,61$ ,  $p < 0,001$ ) e concordância quase perfeita ( $Kappa > 0,81$ ,  $p < 0,001$ ). Embora uma concordância substancial seja significativa do ponto de vista estatístico, neste estudo fica evidente a diferença entre a concordância entre avaliadores e a concordância entre os dois métodos, sendo a concordância entre os avaliadores mais consistente.

**Tabela 11** - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre a classificação do salto por meio da avaliação automatizada e a avaliação pelos avaliadores.

	<b>Av1 x Av2</b>	<b>Av1x Kinect</b>	<b>Av2 x Kinect</b>
	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>	<b>K (IC 95%)</b>
<b>Tentativa 1</b>	0,93(0,86 - 1,00)	0,73(0,57 - 0,89)	0,76(0,60 - 0,91)
<b>Tentativa 2</b>	0,85(0,74 - 0,96)	0,84(0,73 - 0,95)	0,80(0,67 - 0,93)
<b>Tentativa 3</b>	0,91(0,84 - 0,98)	0,77(0,66 - 0,88)	0,86(0,77 - 0,95)

Os resultados referentes à classificação do salto como “proficiente” ou “não proficiente” por faixa etária são apresentados na Tabela 12, e indicam uma concordância quase perfeita nas faixas etárias entre 3 e 6 anos, e entre 11 e 15 anos. Na faixa etária entre 7 e 10 anos podemos observar uma inconsistência principalmente na concordância entre métodos, com valores de Kappa indicando uma concordância moderada ( $Kappa < 0,60$ ), ou seja, significativamente inferior às demais faixas etárias. É possível que as crianças na faixa etária entre 7 e 10 anos esteja numa fase de transição entre o salto horizontal não proficiente para o proficiente em termos da qualidade do movimento.

**Tabela 12** - Coeficiente Kappa e intervalo de confiança (95%) para a comparação entre os dois métodos de avaliação utilizados, por faixa etária.

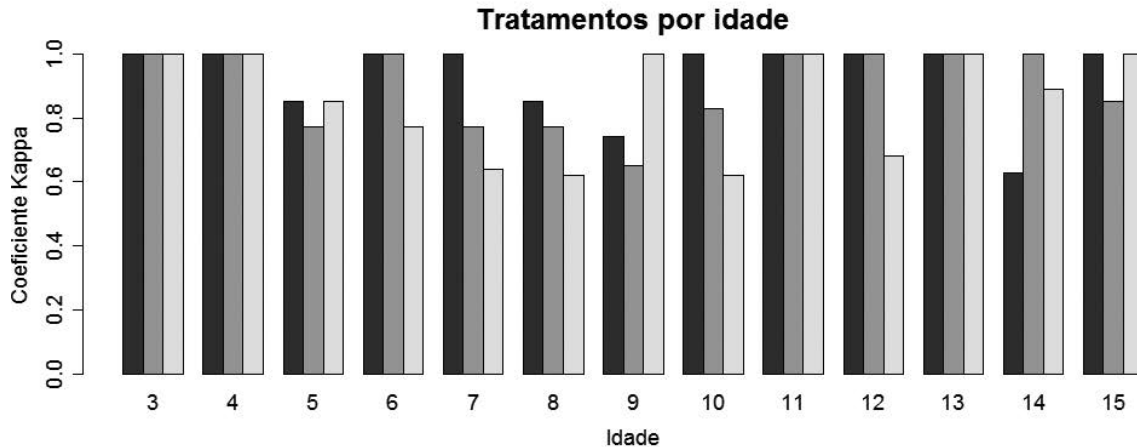
Idade	Tentativas	Av1 x Av2	Av1x Kinect	Av2 x Kinect
		$\kappa$ (IC 95%)	$\kappa$ (IC 95%)	$\kappa$ (IC 95%)
3 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
4 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
5 anos	1	0,78(0,36 – 1,20)	1,00(1,00 – 1,00)	0,78(0,36 – 1,20)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	0,65(0,02 – 1,32)	0,65(0,02 – 1,32)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	0,78(0,36 – 1,20)	0,78(0,36 – 1,20)
6 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	0,65(0,02 – 1,32)	0,65(0,02 – 1,32)	1,00(1,00 – 1,00)
7 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	0,65(0,01 – 1,32)	0,65(0,01 – 1,32)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	0,78(0,37 – 1,20)	0,48(0,22 – 1,18)	0,65(0,01 – 1,32)
8 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	0,78(0,37 – 1,20)	0,78(0,37 – 1,20)
	2	0,65(0,01 – 1,32)	1,00(1,00 – 1,00)	0,65(0,01 – 1,32)
	3	0,62(0,21 – 1,03)	0,45(0,05 – 0,95)	0,78(0,37 – 1,20)
9 anos	1	0,89(0,67 – 1,10)	0,61(0,20 – 1,03)	0,71(0,33 – 1,10)
	2	0,63(0,13 – 1,13)	0,47(0,23 – 1,17)	0,47(0,23 – 1,18)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
10 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	0,87(0,61 – 1,12)	0,88(0,66 – 1,11)	0,75(0,43 – 1,08)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	0,43(0,07 – 0,94)	0,43(0,07 – 0,94)
11 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
12 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	0,70(0,31 – 1,10)	0,50(0,02 – 1,03)	0,83(0,52 – 1,15)
13 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
14 anos	1	0,78(0,35 – 1,20)	0,47(0,05 – 0,99)	0,65(0,03 – 1,32)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	0,83(0,51 – 1,15)	0,83(0,51 – 1,15)
15 anos	1	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)
	2	1,00(1,00 – 1,00)	0,78(0,35 – 1,21)	0,78(0,35 – 1,21)
	3	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)	1,00(1,00 – 1,00)

A Figura 31 apresenta os resultados referentes à classificação do salto como “proficiente” ou “não proficiente”, por faixa etária, tanto para a concordância entre avaliadores quanto para a concordância entre métodos. Podemos observar uma



diferença significativa, principalmente na concordância entre métodos, para a faixa etária entre 7 e 10 anos.

**Figura 31** – Média por idade da concordância entre avaliadores (preto) e entre métodos (cinza escuro e cinza claro), por faixa etária, referentes à classificação do salto como “proficiente” ou “não proficiente”.



### 6.3.5 Discussão

O objetivo deste estudo foi aplicar a avaliação automatizada utilizando o sistema proposto em um contexto real, ou seja, avaliar crianças de diferentes gêneros e faixas etárias e comparar os resultados com a avaliação realizada por dois avaliadores treinados, por meio de observação dos registros em vídeo e checagem de critérios. Os resultados da análise de confiabilidade inter e intra-avaliadores apresentam uma concordância quase perfeita entre os dois avaliadores, tanto no que diz respeito aos critérios individuais, quanto no que diz respeito à classificação do movimento como “proficiente” ou “não proficiente”. Estes resultados já eram esperados, já que a bateria de testes TGMD-2 é validada e amplamente utilizada.

Os critérios 1 e 4 do TGMD-2 correspondem à fase preparatória e de aterrissagem do salto, respectivamente, e ambos incluem a ação dos braços e pernas. Diversos estudos (CLARK; PHILLIPS, 1985; ROBERTON, 1984) identificaram uma relação entre a idade e diferenças qualitativas no uso das mãos e pernas, especificamente no salto horizontal. Para Clark (1985), estas diferenças são devido a mudanças das restrições internas, provocando inconsistência na organização do

movimento, até que ocorra a emergência de um novo padrão do movimento. Nessa fase de mudanças, a utilização dos braços de forma mais efetiva para a propulsão no salto pode provocar uma mudança na organização dos segmentos dos membros inferiores (CLARK, 1985).

Analizamos ainda os resultados quanto à classificação do salto em “proficiente” ou “não proficiente”. Estes resultados indicam uma concordância quase perfeita entre os avaliadores, e substancial entre os métodos, o que é esperado, já que os resultados referentes à concordância entre métodos, no que diz respeito aos critérios, influenciam diretamente na classificação do salto quanto à proficiência. Quando analisamos os resultados por faixa etária, identificamos que, nas faixas entre 3 e 6 anos e entre 11 e 15 anos, a concordância entre os métodos é quase perfeita. Já na faixa etária entre 7 e 10 anos podemos observar uma concordância menor, tanto entre avaliadores quanto entre métodos. Petersen (1984) analisou o tempo relativo entre os segmentos corporais para a habilidade saltar e encontrou diferenças significativas na faixa etária de 7 a 9 anos de idade.

Diante dos resultados apresentados, podemos concluir que a avaliação por meio de observação e checagem de critérios, realizada por dois avaliadores treinados, forneceu resultados confiáveis para a comparação com a avaliação automatizada. A avaliação automatizada foi eficiente para as faixas etárias entre 3 e 6 anos, e entre 11 e 15 anos, apresentando resultados semelhantes aos avaliadores, tanto no que diz respeito aos critérios quanto no que diz respeito à classificação do salto em “proficiente” e “não proficiente”. Estudos futuros são necessários com o objetivo de analisar as diferenças encontradas especificamente para os critérios 1 e 4 e a faixa etária entre 7 e 10 anos.

## 7 DISCUSSÃO GERAL

O presente estudo teve por objetivo a construção e implementação de um sistema para análise automatizada do padrão fundamental de movimento do salto horizontal. Para tanto, o estudo foi dividido em duas etapas. A primeira etapa consistiu na construção do sistema, composto pelo sensor *Kinect* e os módulos de aquisição e análise automatizada. A segunda etapa foi dividida em três estudos experimentais e consistiu em confirmar a viabilidade técnica do instrumento, bem como testá-lo em um contexto real, no caso o ambiente escolar.

A motivação para a realização do estudo se deu devido às oportunidades resultantes da crescente inovação tecnológica, a qual traz ao mercado de consumo dispositivos de alta tecnologia e baixo custo, com capacidades técnicas até então disponíveis somente em ambientes altamente especializados, tais como diversos tipos de sensores, câmeras de alta resolução, sistemas de geoposicionamento global (GPS) entre outros. Assim como em outras áreas, na área de estudo do movimento humano, as inovações tecnológicas trazem novas possibilidades, as quais podem e devem ser exploradas, no sentido de viabilizar avaliações em campo até então possíveis somente em ambientes de laboratório ou clínicas especializadas. Os resultados apresentados são positivos, especificamente no que diz respeito a explorar o *Kinect* como instrumento para avaliação do movimento.

Os dois primeiros estudos experimentais realizados trazem resultados que garantem a viabilidade do estudo, apresentando uma precisão adequada do *Kinect* especificamente para o que foi proposto, justificando a construção do sistema proposto no presente estudo. No primeiro estudo, avaliamos principalmente a variação dos dados capturados pelo *Kinect*, utilizando para isso um modelo estático, apresentando uma variação mínima, além de uma correlação alta comparando o *Kinect* com o *Optotrak*, um sistema de alta precisão. No segundo experimento, avaliamos a precisão do *Kinect* na aquisição de dados referentes a movimentos amplos, envolvendo os principais segmentos corporais, em três diferentes velocidades de execução. Os resultados apresentados comprovam uma precisão aceitável, especificamente para a execução de movimentos amplos, quando comparamos o *Kinect* com o *Optotrak*, e o fator velocidade não exerce influência significativa. Os resultados corroboram com diversos estudos que apontam a

viabilidade de aplicação do *Kinect* nas mais diversas áreas (CHANG; HAN; TSAI, 2013; CLARK, R. A. et al., 2012; DUTTA, 2012).

No terceiro estudo, aplicamos o sistema proposto em um contexto real, ou seja, a avaliação qualitativa da habilidade motora fundamental salto horizontal, de crianças de diferentes faixas etárias. Para tanto, utilizamos como referência os critérios da bateria de testes TGMD-2 para a habilidade salto horizontal. O movimento foi filmado e capturado pelo sistema simultaneamente. Os registros em vídeo foram analisados por dois avaliadores treinados, os quais forneceram resultados consistentes que serviram de referência para comparar os resultados fornecidos pelo sistema automatizado. Os resultados da avaliação automatizada foram eficientes nas faixas etárias entre 3 e 6 anos, e entre 11 e 15 anos, porém na faixa etária entre 7 e 10 anos os resultados do sistema automatizado foram significativamente inferiores aos resultados dos avaliadores, principalmente nos critérios que envolvem o uso dos braços na execução do movimento.

Do ponto de vista do desenvolvimento motor, a literatura traz que na faixa etária aproximada de 7 a 9 anos de idade ocorrem mudanças no padrão motor do salto horizontal, principalmente no que diz respeito à utilização dos braços na execução do movimento (CLARK, 1985). Os resultados apresentados no terceiro estudo sugerem que a falta de consistência no padrão de movimento nessa faixa etária são determinantes na avaliação dos critérios, sendo necessária uma observação mais cuidadosa por parte do avaliador. Os resultados ainda sugerem que ainda há um espaço para aprimoramento da avaliação automatizada especificamente nessa faixa etária, entre 7 e 10 anos, e em dois critérios diretamente relacionados ao movimento dos braços. Por meio de uma análise mais detalhada dos dados, especificamente referentes a essa faixa etária, provavelmente seria possível identificar elementos que possibilitem aprimoramentos nos algoritmos, tornando a avaliação automatizada adequada a qualquer faixa etária.

Embora o sistema tenha se mostrado efetivo para a avaliação especificamente do salto horizontal, é importante salientar que, devido às limitações da tecnologia utilizada, é possível que, atualmente, não seja viável utilizar o *Kinect* para avaliar determinados tipos de movimento, como aqueles que envolvem a manipulação de objetos, pois determinados objetos podem ser facilmente confundidos com segmentos

corporais, comprometendo os dados capturados (BÓ et al., 2011). No entanto, recentemente foi apresentada a nova versão do *Kinect*, a qual já apresenta significativas melhorias, tais como a utilização de câmeras de alta definição, novo sistema de mapeamento tridimensional por luz infravermelha, e a possibilidade de mapear 25 pontos anatômicos, 5 a mais comparado à primeira versão do dispositivo. Além disso, o fabricante do dispositivo incentiva sua aplicação nas mais diversas áreas, por meio de programas de incentivo para desenvolvedores, e disponibilização gratuita de ferramentas de desenvolvimento e documentação técnica completa e de qualidade.

## 8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O *Kinect* apresenta diversos recursos que não foram explorados no presente estudo, tais como a reconstrução do ambiente de forma tridimensional por meio de mapas de profundidade, possibilitando a identificação de objetos, a captura de sons do ambiente por meio de microfones, os quais podem ser explorados, por exemplo, para executar ações por meio de comandos de voz, entre outros. Além disso, os dados quantitativos coletados, como a posição dos segmentos no espaço tridimensional, medidas de ângulos e deslocamento do centro de massa, podem ser analisados de diversas formas, empregando-se técnicas avançadas de análise de dados, como a mineração de dados, expandindo as possibilidades de explorar o dispositivo.

A tecnologia do *Kinect* é recente. O dispositivo chegou ao mercado de consumo no final de 2010, com o kit de desenvolvimento oficial disponibilizado somente em 2012. Além disso, com o devido comprometimento do fabricante, e incentivo aos desenvolvedores, o *Kinect* se tornará cada vez mais eficiente como um instrumento ótico de captura e avaliação do movimento do corpo humano. A segunda versão do *Kinect* lançada recentemente, no final de 2013, já conta com diversas melhorias no hardware, como câmera de alta definição, um novo sistema de mapeamento tridimensional do ambiente por luz infravermelha, e a capacidade de mapear 25 pontos anatômicos, 5 a mais comparado à primeira versão.

O presente estudo se constitui num dos primeiros estudos que busca aplicação na área da educação física. Em específico, busca instrumentar o professor de educação física em suas aulas, tanto na educação física escolar como na iniciação esportiva, avaliar a qualidade de uma habilidade motora básica. Ainda que o presente estudo tenha se limitado a estudar o salto horizontal, outras habilidades, tais como, corrida, pulo, saltito, arremesso, entre outras poderão ser incluídas no sistema de avaliação automatizada pelo *Kinect*. Também, o sistema proposto no presente estudo poderá beneficiar profissionais da fisioterapia e terapia ocupacional na avaliação da recuperação da capacidade funcional do paciente. Movimentos uniarticulares ou multiarticulares de membros inferiores ou superiores poderão ser adaptados conforme a necessidade dentro do sistema de avaliação automatizada.

## REFERÊNCIAS

ALEXIADIS, D. et al. Evaluating a dancer's performance using Kinect-based skeleton tracking. **19th ACM International Conference on Multimedia**, 2011. New York, p.659-662.

ARDUINO. Arduino. 2013. Disponível em: < <http://arduino.cc> >.

BALLESTER, J.; PHEATT, C. Using the Xbox Kinect sensor for positional data acquisition. **American Journal of Physics**, v. 81, n. 1, p. 71-77, 2013.

BASSO, L. et al. Crescimento e desenvolvimento motor de escolares de Muzambinho: um estudo com implicações acadêmicas, sociais e de política interinstitucional. **Revista Portuguesa de Ciência do Desporto**, v. 9, n. 2-3, p. 247-257, 2009.

BEGG, R.; PALANISWAMI, M. **Computational intelligence for movement sciences : neural networks and other emerging techniques**. Hershey, PA: Idea Group Pub., 2006.

BERLINER, T. et al. **Modeling of humanoid forms from depth maps**: US Patent 8,249,334 2012.

BIANCO, S.; TISATO, F. Karate Moves Recognition from Skeletal Motion. **Three-Dimensional Image Processing (3dip) and Applications 2013**, v. 8650, 2013.

BILLIE, G. **Microsoft Kinect sensor evaluation**. Albuquerque, USA. 2011

BÓ, A. P. L.; HAYASHIBE, M.; POIGNET, P. Joint Angle Estimation in Rehabilitation with Inertial Sensors and its Integration with Kinect. **2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Embc)**, p. 3479-3483, 2011.

BONNECHERE, B. et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 593-598, Jan 2014.

BORENSTEIN, G.; ODEWAHN, A.; JEPSON, B. **Making things see : 3D vision with Kinect, Processing, Arduino, and MakerBot**. 1st. Sebastopol, CA: O'Reilly : Make:Books, 2012. xviii, 416 p.

BRAGA, R. K. et al. A influência de um programa de intervenção motora no desempenho das habilidades locomotoras de crianças com idade entre 6 e 7 anos. **Revista da Educação Física / UEM**, v. 20, n. 2, p. 171-180, 2009.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Resolução n. 466/12 do Conselho Nacional de Saúde**: diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos. Diário Oficial da União, 2012.

BRUININKS, R. H.; BRUININKS, B. D. **Bruininks-Osretsky Test of Motor Proficiency**. 2. Ed. Minneapolis, MN: Pearson, 2005.

BURDEA, G. C. Virtual rehabilitation: benefits and challenges. **Methods of Information in Medicine**, v. 42, p. 519-523, 2003.

BURTON, A. W.; MILLER, D. E. **Movement Skill Assessment**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

CHANG, Y. J.; HAN, W. Y.; TSAI, Y. C. A Kinect-based upper limb rehabilitation system to assist people with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 11, p. 3654-3659, 2013.

CLARK, J. E. The perception-action perspective: a commentary on Von Hofsten. In: WADE, M. G. e WHITING, H. T. A. (Ed.). **Motor Development in children: aspects of coordination and control**. Netherlands, 1985.

CLARK, J. E.; PHILLIPS, S. J. A developmental sequence of the standing long jump. In: CLARK, J. E. e HUMPHREY, J. H. (Ed.). **Motor Development: current selected research**. Princeton, NJ.: Princeton Book, 1985.

CLARK, J. E.; PHILLIPS, S. J.; PETERSEN, R. Developmental Stability in Jumping. **Developmental Psychology**, v. 25, n. 6, p. 929-935, Nov 1989.



CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. **Gait & Posture**, v. 36, n. 3, p. 372-377, Jul 2012.

COTRIM, J. R. et al. Desenvolvimento de habilidades motoras fundamentais em crianças com diferentes contextos escolares. **Revista da Educação Física / UEM**, v. 22, n. 4, p. 523-533, 2011.

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect (TM) sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 4, p. 645-649, 2012.

EMBARCADERO. RAD Studio Delphi XE5. 2013. Disponível em: <  
<http://www.embarcadero.com/br/products/rad-studio> >.

FERNÁNDEZ-BAENA, A.; SUSÍN, A.; LLIGADAS, X. Biomechanical validation of upper-body and lower body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. **Intelligent Networking and Collaborative Systems (INCoS), 2012 4<sup>th</sup> International Conference on**, 2012. IEEE, p. 656-661.

FUNAYA, H. et al. Accuracy Assessment of Kinect Body Tracker in Instant Posturography for Balance Disorders. **2013 7<sup>th</sup> International Symposium on Medical Information and Communication Technology (Ismict)**, p. 213-217, 2013.

FREEDMAN, B. et al. **Depth mapping using projected patterns**: Google Patents 2012.

GALLAHUE, D. L. **Understanding motor development in children**. New York: Wiley, 1982.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. São Paulo: Phorte, 2005.

GALNA, B. et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, 2014.

GUERRA-FILHO, G. B. Optical motion capture: theory and implementation. **RITA**, v. 12, n. 2, 2005.

HALVERSON, L. E. The young child: the significance of motor development. In: ENGSTROM, L. (Ed.). **The significance of the young child's motor development**. Washington DC, USA: National Association for the Education of Young Children, 1971.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

HELLEBRANDT, F. A. et al. Physiological analysis of basic motor skills. **American Journal of Physical Medicine**, v. 40, p. 14-25, 1961.

IFIXIT. Microsoft Kinect Teardown. 2010. Disponível em: < <http://www.ifixit.com/Teardown/Microsoft+Kinect+Teardown/4066> >.

KHOSHELHAM, K.; ELBERINK, S. O. Accuracy and Resolution of Kinect Depth Data for Indoor Mapping Applications. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 1437-1454, 2012.

KINOVEA. Kinovea. 2013. Disponível em: < <http://www.kinovea.org> >.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, v. 33, p. 159-174, 1977.

MCCLLENAGHAN, B. A. **Development of an observational instrument to assess selected fundamental movement patterns of low motor functioning children**: Indiana University 1976.

MENNA, F. et al. Geometric investigation of a gaming active device. **Videometrics, Range Imaging, and Applications Xi**, v. 8085, 2011.

MICROSOFT. Kinect. 2010. Disponível em: < <http://www.xbox.com/en-us/kinect/> >. Acesso em: 17 jul 2012.

\_\_\_\_\_. Visual Studio Express. 2012. Disponível em: <  
<http://www.visualstudio.com/en-us/products/visual-studio-express-vs.aspx> >. Acesso  
 em: 25 Jun. 2012.

\_\_\_\_\_. **Kinect for Windows: human interface guidelines**. Microsoft Corporation,  
 2013a.

\_\_\_\_\_. Microsoft Kinect for Windows. 2013b. Disponível em: <  
<http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> >.

MUNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. The evolution of methods  
 for the capture of human movement leading to markerless motion capture for  
 biomechanical applications. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 3,  
 Mar 15 2006.

PETERSEN, R. **The development of movement control parameters in jumping**.  
 1984. Doctoral thesis, University of Maryland.

POE, A. Description of the movement characteristics of two-year-old children  
 performing the jump and reach. **Research Quarterly**, v. 47, p. 260-268, 1976.

R CORE TEAM. **R: a language and environment for statistical computing**.  
 Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2013.

RANGAYYAN, R. M. **Biomedical signal analysis: a case-study approach**.  
 Calgary, Canada: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2002.

ROBERTON, M. A. Changing motor patterns during childhood. In: THOMAS, J. R.  
 (Ed.). **Motor development during childhood and adolescence**. Minneapolis, MN:  
 Burgess, 1984.

ROBERTON, M. A.; HALVERSON, L. E. **The developing child: His changing  
 movement**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1984.

SEEFELDT, V.; HAUBENSTRICKER, J. **Developmental sequences of fundamental motor skills**: Michigan State University 1976.

SIM, J.; WRIGHT, C. C. The kappa statistic in reliability studies: Use, interpretation, and sample size requirements. **Physical Therapy**, v. 85, n. 3, p. 257-268, Mar 2005.

SPEKTOR, E.; MOR, Z.; RAIS, D. **Integrated processor for 3d mapping**: US Patent App. 13/874,562 2013.

STEWART, M. J. Fundamental locomotor skills. In: CORBIN, C. B. (Ed.). **A textbook of motor development**. 2. Ed. Dubuque: WCH, 1980.

TRITSCHLER, K. A. **Medida e avaliação em educação física e esportes**. São Paulo: Manole, 2003.

ULRICH, D. A. **Test of Gross Motor Development second edition: Examiner's manual**. Austin, Texas: Pro-ed, 2000.

VALENTINI, N. C. Validity and Reliability of the TGMD-2 for Brazilian Children. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 4, p. 275-280, 2012.

VALENTINI, N. C. et al. Teste de desenvolvimento motor grosso: validade e consistência interna para uma população gaúcha. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 10, n. 4, p. 399-404, 2008.

WICKSTROM, R. L. **Fundamental motor patterns**. 3. Ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1983.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4. Ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.