

Milena Santos Cabral Carneiro

**Análise de acurácia do Leap Motion Controller  
para exercícios dos dedos das mãos**

Recife

2018

Milena Santos Cabral Carneiro

## **Análise de acurácia do Leap Motion Controller para exercícios dos dedos das mãos**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Ciência da Computação, da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel.

Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

Centro de Informática

Graduação em Ciência da Computação

Orientador: Sílvio de Barros Melo

Recife

2018

*Dedico este trabalho a minha família, meus amigos, a todos os professores que fizeram parte de minha formação, e aos pesquisadores e profissionais de Fisioterapia.*

# Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus e a minha família, que são meus principais alicerces, especialmente meus pais Margareth e Valter, que sabem mais do que ninguém de todos os altos e baixos os quais passei durante a graduação.

Agradeço a meu orientador Sílvio Melo por ter aceitado orientar-me neste trabalho e por ter sido bastante solícito. Agradeço também a Alana, que tirou minhas dúvidas e orientou o foco do trabalho desde quando estava sendo planejado na disciplina de Realidade Virtual e Aumentada.

Agradeço também a meu namorado Arthur, que é um grande companheiro acima de tudo, que me ajudou sempre que podia durante a escrita deste trabalho e também durante a graduação nos vários projetos que fizemos juntos. Sou grata também por todos os meus outros colegas da universidade, especialmente Paulo, Gabriel, Danilo, Walber, Rodrigo e Thiago, que dividiram conhecimentos, alegrias e sufocos na graduação, e mantivemos a amizade.

Queria também agradecer a todos os meus amigos da época de escola, pois mesmo não tendo mais a mesma convivência de antes, a amizade não se perdeu. Seja desde o ensino fundamental ou do terceiro ano do ensino médio, agradeço imensamente a Airton, Allisson, Ana Clara, Gabriela, Kaíque, Kawany, Júlio César, Paulo Henrique e Robson por fazerem parte da minha vida até hoje. Sou grata ainda por Mariana Bentzen e Mariana Soares, as amigas que fiz graças aos eventos de cultura oriental, que me ajudaram durante o ensino médio e também a conhecer a UFPE.

Agradeço à minha equipe do estágio, em especial os supervisores Rodrigo e Ana Cláudia, por contribuir para meu aprendizado e experiência profissional, ainda que apenas como estagiária.

Adicionalmente, sou grata pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFPE por tornar possível a realização dos experimentos, e por todos os voluntários dos testes. Agradeço à fisioterapeuta que se dispôs a me ensinar goniometria para replicar neste trabalho, e por se dispor a avaliar o sistema.

Por fim, agradeço a todos aqueles que contribuíram para minha formação, seja como universitária, estagiária ou como pessoa.

*“O sucesso nasce do querer, da determinação  
e persistência em se chegar a um objetivo.  
Mesmo não atingindo o alvo,  
quem busca e vence obstáculos,  
no mínimo fará coisas admiráveis.”  
José de Alencar*

# Resumo

Graças aos avanços em áreas como realidade virtual e interação natural, *serious games* voltados para reabilitação motora vem sendo produzidos. Em geral, tais jogos comprovadamente ajudam na melhoria do quadro clínico dos pacientes. Esses jogos são aplicados como complemento às terapias tradicionais e em portadores de doenças como paralisia cerebral, doença de Parkinson, ou pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. Com o lançamento do *Leap Motion Controller*, um dispositivo capaz de detectar e rastrear mãos e dedos, *serious games* feitos para reabilitação das doenças citadas foram produzidos. No geral, são trabalhados exercícios para punhos, cotovelos e ombros, não apresentando abordagens focadas em movimentos individuais para os dedos. Os estudos que apresentam uso dos dedos em jogos de reabilitação geralmente não requerem gestos finos. Por isso, o presente trabalho pretende analisar a possibilidade de desenvolver um sistema ou um jogo voltado para reabilitação motora dos dedos indicador, médio, anular e mínimo. Para chegar a este objetivo, foi feita uma análise de acurácia do dispositivo para detectar os exercícios de abdução, extensão e oposição dos dedos, e calcular os ângulos formados na execução dos exercícios. Foram realizados experimentos com pessoas saudáveis, e os resultados foram comparados às medidas de um goniômetro para dedos. Aplicamos o teste t sob a hipótese de que as médias entre as duas amostras dos ângulos obtidos são distintas.

**Palavras-chaves:** Leap Motion Controller. Acurácia. Reabilitação motora. Dedos da mão. Exercícios.

# Abstract

Thanks to improvements in areas such as virtual reality and natural interaction, serious games made for motor rehabilitation have been developed. Usually, there are evidences that they improve patients' clinical conditions. These games are applied in addition to conventional therapy for people with Parkinson's disease, cerebral palsy, or with those who suffered a stroke. With the Leap Motion Controller's release, a device capable of detecting and tracking hand and fingers, serious games for those illnesses' rehabilitation were developed. In general, they focus on wrists, elbows and shoulders exercises, and do not present approaches focused on finger exercises executed individually. The researches that present finger movements commonly do not require fine gestures. Therefore, this study aims to analyse the possibility of a system or a game development for the index, middle, ring and pinky fingers motor rehabilitation. To achieve this goal, an accuracy analysis was performed to detect finger abduction, extension and opposition exercises and to compute angles derived from their execution. Experiments on healthy people were conducted, and the results were compared to measures obtained from a finger goniometer. The t-test was applied under the hypothesis that the means from the angles' samples are distinct from each other.

**Key-words:** Leap Motion Controller. Accuracy. Motor rehabilitation. Hand fingers. Exercises.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Goniômetro. . . . .	14
Figura 2 – Anatomia dos ossos da mão . . . . .	15
Figura 3 – Interface do jogo para terapia de flexão e extensão. . . . .	17
Figura 4 – Execução da tarefa no sistema avaliador. . . . .	18
Figura 5 – Ambiente para experimento em célula robótica. . . . .	20
Figura 6 – Experimento para acurácia da posição das pontas dos dedos. . . . .	21
Figura 7 – Esquema do procedimento experimental com monitor de computador. . . . .	22
Figura 8 – Jogo Fruit Ninja adaptado para computador e controlado pelo LMC. . . . .	25
Figura 9 – Piano Game para exercitar individualidade dos dedos. . . . .	27
Figura 10 – Exercício de abdução dos dedos. . . . .	31
Figura 11 – Exercício de extensão do dedo para todos os dedos. . . . .	31
Figura 12 – Exercício de oposição do dedo para todos os dedos. . . . .	32
Figura 13 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de abdução. . . . .	33
Figura 14 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de extensão. . . . .	33
Figura 15 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de pinça. . . . .	34
Figura 16 – Visualização de <i>Scene</i> no <i>Unity 3D</i> . . . . .	34
Figura 17 – <i>Leap Motion Controller</i> . . . . .	35
Figura 18 – Visualização do editor de código no <i>Jupyter Notebook</i> . . . . .	35
Figura 19 – Tela de menu da aplicação. . . . .	40
Figura 20 – Tela de execução dos exercícios durante movimento de pinça. . . . .	40
Figura 21 – Teste das configurações da sala e do <i>Leap Motion Controller</i> para o experimento. . . . .	42
Figura 22 – Ilustrações de posicionamento do goniômetro (abdução e extensão) . . . . .	42
Figura 23 – Posicionamento do goniômetro para flexão interfalângica distal . . . . .	43

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Resultados do teste t para o exercício de abdução na mão esquerda . . .	44
Tabela 2 – Resultados do teste t para o exercício de abdução na mão direita . . .	44
Tabela 3 – Resultados do teste t para o exercício de extensão na mão esquerda . . .	44
Tabela 4 – Resultados do teste t para o exercício de extensão na mão direita . . .	45
Tabela 5 – Resultados do teste t para o exercício de oposição dos dedos na mão esquerda . . . . .	45
Tabela 6 – Resultados do teste t para o exercício de oposição dos dedos na mão direita . . . . .	45
Tabela 7 – Diferenças entre ângulos obtidos das amostras da mão esquerda . . . .	46
Tabela 8 – Diferenças entre ângulos obtidos das amostras da mão direita . . . . .	46

# Lista de abreviaturas e siglas

LMC	Leap Motion Controller
AVC	Acidente Vascular Cerebral
SVM	Support Vector Machine
BBT	Box and Block Test
FMA	Fugl-Meyer Assessment
HCNF	Hidden Conditional Neural Fields
RA	Realidade Aumentada
RV	Realidade Virtual

# Lista de símbolos

$\alpha$  Letra grega Alfa

$\mu$  Letra grega Mu

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
1.1	Contexto e motivação	12
1.2	Objetivo	13
1.3	Estrutura do trabalho	13
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>14</b>
2.1	Goniometria	14
2.2	Anatomia da mão	14
2.2.1	Ossos e articulações metacarpofalângicas e interfalângicas	15
2.3	Interação Humano-Computador	16
2.3.1	Interação Natural	16
2.4	Tecnologias utilizadas em reabilitação	17
2.4.1	Serious Games	17
2.4.2	Realidade Virtual	17
<b>3</b>	<b>ESTADO DA ARTE</b>	<b>19</b>
3.1	Análise de acurácia, robustez, precisão e confiabilidade	19
3.2	Reconhecimento gestual	23
3.3	Neuroreabilitação, reabilitação física e serious games	24
3.4	Análise das metodologias	28
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>30</b>
4.1	Exercícios dos dedos	30
4.2	Cálculos dos ângulos	32
4.3	Recursos utilizados	34
4.4	Implementação	35
4.5	Sistema	39
<b>5</b>	<b>EXPERIMENTO</b>	<b>41</b>
5.1	Procedimento Experimental	41
5.2	Resultados	43
5.3	Dificuldades Técnicas	46
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS</b>	<b>47</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>49</b>

# 1 Introdução

## 1.1 Contexto e motivação

O uso de *videogames* como ferramenta para auxiliar no tratamento de pacientes com doença de Parkinson, distúrbios ortopédicos, afecções neurológicas e alterações cognitivas já alcançou os ambientes terapêuticos (MORAES et al., 2016). Através dos *serious games*, há diversos trabalhos voltados para variados tipos de reabilitações, utilizando diferentes controladores e plataformas. Segundo (TăUT et al., 2017), os *serious games* são mais efetivos em melhorar as funções de equilíbrio e movimentação nos membros superiores em comparação à reabilitação convencional.

A depender de público-alvo e dos exercícios cadastrados, existem jogos que usam como controlador uma bicicleta ergonômica, ou luvas com sensores, e até mesmo videogames, tendo Nintendo® Wii e Microsoft® Kinect como exemplos. Porém, há limitações em usar alguns destes controladores, como as luvas, tanto por serem instrumentos intrusivos quanto por serem bastante custosos financeiramente.

Em 2013, foi lançado o *Leap Motion Controller* (LMC), um dispositivo composto por três emissores de LED infravermelho em conjunto com duas câmeras infravermelho, que possibilita interação natural em interfaces, jogos de realidade virtual (RV), entre outras aplicações. De acordo com (GUNA et al., 2014), o LMC indubitavelmente representa um dispositivo de entrada revolucionário para interação humano-computador baseada em gestos. Com o software *Orion*, o LMC reconhece mãos, dedos e alguns objetos, rastreando posições discretas, gestos e movimentos (GUNA et al., 2014). Apesar de o *Wiimote* (o controle do Nintendo® Wii) ser mais confiável em detecção de movimento comparado ao LMC, este é capaz de detectar gestos dos dedos além de permitir uma forma mais natural de interação (INVITTO et al., 2016). Ainda segundo (INVITTO et al., 2016), o *Kinect* tem chances de fracassar em detectar devidamente mãos e dedos, principalmente durante movimentações abruptas.

Estudos que testam precisão, acurácia, e sobretudo a confiabilidade do *Leap Motion Controller* foram feitos, tendo (GUNA et al., 2014) e (VALENTINI; PEZZUTI, 2017) como exemplos. Tendo em vista a capacidade de interação de mãos livres, e testes de precisão e acurácia apresentando valores aceitáveis, começaram a surgir trabalhos envolvendo *serious games* que tinham esse dispositivo como controlador. Dentre diversos estudos voltados à reabilitação, há uma carência de jogos que sejam focados especificamente em exercícios individuais dos dedos das mãos, tais como flexão e extensão, adução e abdução. Porém, antes mesmo de desenvolver uma aplicação voltada para este propósito, deve-se

primeiramente investigar a acurácia do dispositivo quanto às medições dos ângulos destes exercícios.

## 1.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é estudar métodos existentes para medir a acurácia do *Leap Motion Controller* e implementar um sistema que mede a capacidade do dispositivo de medir ângulos de alguns exercícios dos dedos das mãos, visando o possível desenvolvimento de um sistema complementar à reabilitação motora exclusivamente nos dedos. As medidas calculadas através do sistema serão comparadas às medidas obtidas por um goniômetro, que assumimos como *ground truth* para poder avaliar a acurácia do LMC.

## 1.3 Estrutura do trabalho

No intuito de chegar ao objetivo deste trabalho, este será estruturado da seguinte maneira:

- Capítulo 2 - Aborda definições e termos de áreas envolvidas neste trabalho, como anatomia, interação homem-computador e tecnologias utilizadas na reabilitação motora;
- Capítulo 3 - Apresenta trabalhos relacionados à medição de precisão e acurácia do LMC, *serious games* para reabilitação com o dispositivo, e reconhecimento gestual;
- Capítulo 4 - Mostra como foi feita a implementação do sistema para o cálculo dos ângulos dos exercícios especificados;
- Capítulo 5 - Apresenta o protocolo experimental seguido nos testes e os resultados;
- Capítulo 6 - Apresenta a conclusão do trabalho e melhorias a serem investidas nos trabalhos futuros.

## 2 Fundamentação Teórica

### 2.1 Goniometria

Na Fisioterapia, a goniometria é definida como a medição dos ângulos articulares encontrados nas articulações dos seres humanos. Segundo (MARQUES, 2003), as medidas goniométricas são usadas pelo fisioterapeuta para quantificar a limitação dos ângulos articulares, decidir a intervenção terapêutica mais apropriada e, ainda, documentar a eficácia desta intervenção. Este método de avaliação é um dos mais utilizados na área.

O instrumento mais usado nesse método é o goniômetro universal, que geralmente é um instrumento barato, fácil de manusear, e fornece de maneira ágil as medidas desejadas. Todos têm um corpo e dois braços: um móvel e outro fixo (MARQUES, 2003). No corpo do instrumento contém as escalas, podendo ser de um círculo completo, indo de 0 a 360 graus, ou de meio círculo. Neste estudo utilizamos um goniômetro para dedos, conforme ilustra a Figura 1.

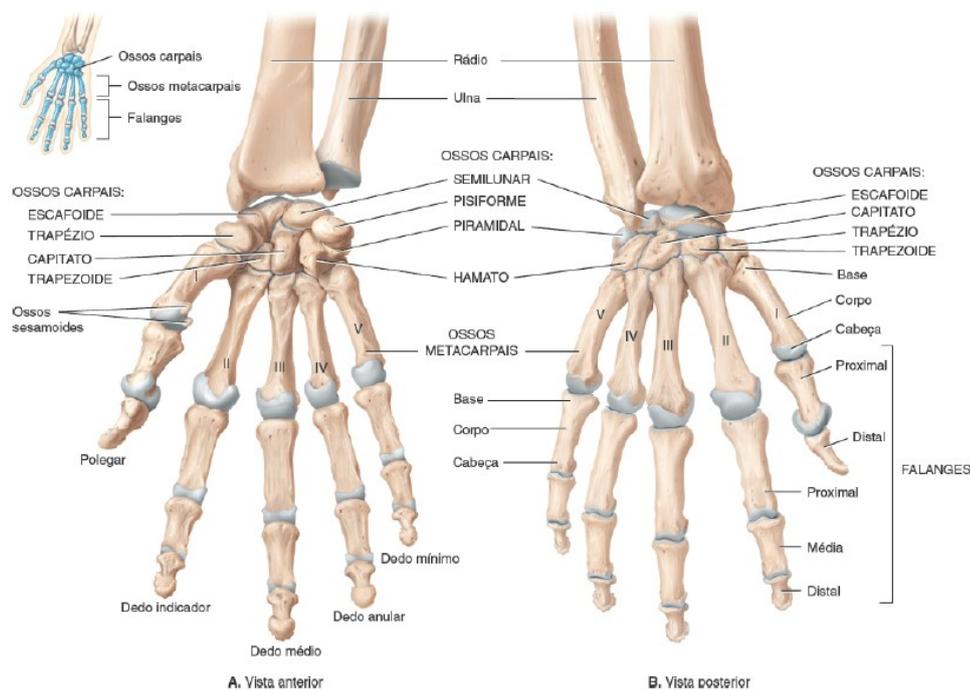
Figura 1 – Goniômetro.



### 2.2 Anatomia da mão

Para melhor entendimento deste estudo, é necessário apresentar alguns termos e definições da anatomia, além das partes que compõem a mão, ilustradas na Figura 2.

Figura 2 – Anatomia dos ossos da mão.



<sup>1</sup>Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

### 2.2.1 Ossos e articulações metacarpofalângicas e interfalângicas

1. *Metacarpais*: Sendo cinco deles em cada mão, fazem parte da palma da mão, região intermediária deste membro, também chamada de metacarpo. Cada osso metacarpal é formado por uma base proximal, uma diáfise intermediária, e uma cabeça distal (TORTORA; DERRICKSON, 2016). As articulações metacarpofalângicas são formadas pela articulação da cabeça do osso metacarpal com a falange proximal.
2. *Falanges*: São os ossos dos dedos que compõem a parte distal da mão. Em cada mão são 14 deles, sendo 2 no polegar e 3 em cada um dos outros dedos. As falanges do polegar são nomeadas proximal e distal, enquanto as dos outros dedos são chamadas proximal, média e distal (TORTORA; DERRICKSON, 2016). As articulações interfalângicas são as articulações entre as falanges. A articulação interfalângica proximal diz respeito à junta entre a falange proximal e a média, enquanto a interfalângica distal é em relação à articulação entre as falanges média e distal.

A partir do dedo polegar, os outros 4 dedos são chamados comumente por dedo indicador, dedo médio, dedo anular e dedo mínimo (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

## 2.3 Interação Humano-Computador

Esta é uma área que envolve as diversas formas em que o usuário pode interagir com um dispositivo, seja ele o computador, o *smartphone*, entre outros aparelhos. A diversidade de dispositivos reflete o fato de que há tipos diferentes de dados que devem ser inseridos e obtidos em um sistema, assim como há usuários muito distintos (DIX et al., 2009). Os sentidos humanos mais importantes nesta área são a visão, a audição e o tato. E com esses sentidos, podem ser explorados diferentes interfaces, como menus, e formas de interação, como uso de teclado e mouse ou reconhecimento de fala, entre outros. Além disso, segundo (DIX et al., 2009):

A interface pode ser vista como o mediador entre o usuário e o sistema. O usuário fornece instruções para a interface e é responsabilidade desta de perceber que essas instruções são executadas. A comunicação entre o sistema e o usuário se dá por meio de linguagem indireta ao invés de ações diretas.

Historicamente, a interação entre pessoas e máquinas foi sendo determinada principalmente por conta de limitações tecnológicas, tendo os humanos que se adaptarem a ela (VALLI, 2008). Os usuários precisam lidar com interfaces e dispositivos cada vez mais complexos para executar ou até mesmo readequar-se a tarefas às quais já estavam acostumados a fazer. Por conta disso, há uma área de estudo que envolve o uso dos sentidos humanos para que a interação humano-computador seja mais parecida com atitudes e gestos cotidianos.

### 2.3.1 Interação Natural

A interação natural pode ser definida em termos de experiência, visto que naturalmente as pessoas usam gestos, expressões e movimentos para se comunicarem (VALLI, 2008). Trabalhos de pesquisa em interação natural inventam e criam sistemas que compreendem essas ações e envolvem as pessoas em um diálogo, ao mesmo tempo em que as permite interagir naturalmente entre si e com o ambiente (VALLI, 2005). O uso combinado de sensores, além dos avanços em áreas como reconhecimento de fala e visão computacional tornam possível desenvolver novos dispositivos que exploram interação natural.

Segundo (REGO; MOREIRA; REIS, 2011), interface natural com o usuário é o sistema pelo qual o indivíduo interage com o computador composto por dispositivos de entradas além dos tradicionais teclado e *mouse*. Um bom exemplo disso é o *Leap Motion Controller*, que explora exclusivamente gestos manuais com as mãos livres, sem uso de marcadores ou qualquer outra ferramenta intrusiva.

Para obter essa forma de interação, é preciso tomar cuidado com todos os fatores que o envolvem, pois é o conjunto destes que define a experiência do usuário. Uma das

características de uma interface natural bem sucedida é a redução da carga cognitiva das pessoas interagindo com ela (VALLI, 2008). Na perspectiva da interação, salienta-se que isso significa permitir que o usuário utilize das ações as quais já fazem parte de seu cotidiano.

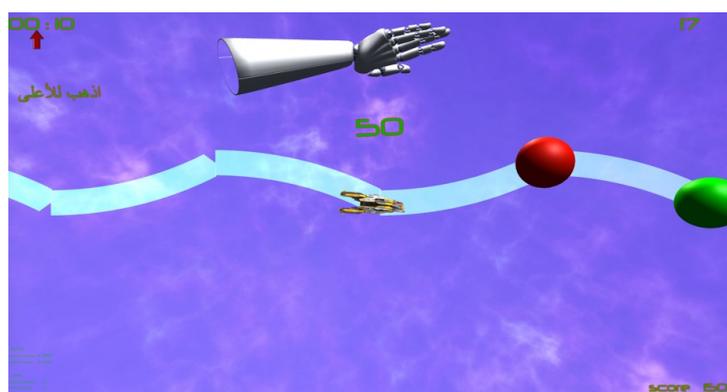
## 2.4 Tecnologias utilizadas em reabilitação

### 2.4.1 Serious Games

Definem-se *serious games* como aplicações interativas que usam diversos componentes essenciais em jogos, como sistema de recompensas, pontuação e objetivos, para finalidades não ligadas diretamente a entretenimento. Um uso bastante comum de *serious games* pode ser encontrado nas áreas de educação e militar, tendo simuladores de operações cirúrgicas ou de voo como exemplos. Segundo (MACHADO et al., 2011), a utilização dos *serious games* tem ganhado destaque por sua potencialidade de impacto social.

Outra área a qual usa *serious games* é a de reabilitação. Os jogos auxiliares de terapias são voltados a pessoas em processo de reabilitação e tratamentos físicos, psicológicos e psiquiátricos (MACHADO et al., 2011). Um dos principais motivos de sua larga aplicação nessa área é a possibilidade de tornar o tratamento do paciente menos entediante e repetitivo. Podemos tomar como exemplo o uso de *serious games* adaptativos voltados para reabilitação da mão visto em (AFYOUNI et al., 2017) e ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Interface do jogo para terapia de flexão e extensão.



<sup>2</sup>Fonte: (AFYOUNI et al., 2017)

### 2.4.2 Realidade Virtual

Realidade virtual (RV) é uma tecnologia que permite a simulação de diferentes situações reais em um ambiente tridimensional gerado por computador (BOTELLA et al.,

2007). A RV tem como um de seus objetivos principais gerar a imersão do usuário nesse ambiente, através de visualizações e representações complexas de objetos, e de dispositivos multisensoriais. Podemos dizer ainda que RV é a forma mais avançada de interface do usuário com o computador (NETTO; MACHADO; OLIVEIRA, 2002).

Além disso, RV é um novo paradigma que entrega uma nova modalidade de terapia ou reabilitação (LUGO et al., 2017). O processo de reabilitação através da RV permite um maior envolvimento no programa, aproveitamento e sensação de controle sobre o ambiente pelos pacientes (SOARES et al., 2017). Pode ser utilizada desde tratamentos de fobias, trabalhando a reabilitação nos âmbitos psicológico e psiquiátrico, ou a reabilitação física em doenças como paralisia cerebral e doença de Parkinson, ou ainda tratar AVC. Adicionalmente, essa tecnologia também pode ser utilizada em aplicações que visam somente avaliar as condições do portador de uma das doenças citadas, como pode ser visto em (LUGO et al., 2017). Os autores desenvolveram uma ferramenta que permite classificar o estágio da doença de Parkinson em um usuário (Figura 4).

Figura 4 –  
Execução da tarefa no sistema avaliador.



<sup>3</sup>Fonte: (LUGO et al., 2017)

## 3 Estado da Arte

Neste capítulo, será feita uma revisão de trabalhos que tratam da análise de acurácia do *Leap Motion Controller* com suas diferentes finalidades e ferramentas de medida. Além destes, serão citados outros que são focados em áreas como reabilitação e reconhecimento de gestos. Ainda que sejam mostrados métodos e soluções fora do escopo deste trabalho, é de suma importância ressaltá-los por conta da viabilidade de aplicá-los em trabalhos futuros, como é o caso de reconhecimento gestual.

### 3.1 Análise de acurácia, robustez, precisão e confiabilidade

Podemos citar primeiramente (WEICHERT et al., 2013). Para os autores, acurácia trata-se da habilidade de um sensor 3D determinar a posição desejada em um espaço tridimensional, e repetibilidade é a capacidade de o sensor de situar a mesma posição em cada repetição da medida. Nesse estudo, usou-se um robô industrial com uma caneta de referência e acurácia de posição de 0.2mm, dado que um sistema de referência preciso mostrou-se necessário afim de mensurar a acurácia e repetibilidade do aparelho. O *Kuka Robot KR 125/3* foi escolhido por conta da necessidade de avaliar o LMC levando em consideração interfaces de usuário baseadas em gestos para humanos por serem a maioria das aplicações que usam o dispositivo. Segundo (WEICHERT et al., 2013), a acurácia atingível da medição do movimento da mão humana é o fator mais relevante, o qual é essencialmente afetado pelo tão temido tremor, caracterizado como movimentos repetidos e involuntários dos músculos.

O ambiente configurado para medição consiste de uma célula robótica modificada, tendo o robô com a caneta de referência anexada a este, e o *Leap Motion Controller*, fixado em uma mesa no alcance do ponto de controle da ferramenta do robô (Figura 5). Tendo um laptop como controlador central entre o *Kuka Robot* e o *Leap Motion Controller*, a medição começa a partir da definição de uma região de interesse representando o subespaço das posições da ponta da caneta no sistema de coordenadas do robô, de forma que cada posicionamento da ponta esteja dentro do alcance do sensor.

Figura 5 – Ambiente para experimento em célula robótica.



<sup>1</sup>Fonte: (WEICHERT et al., 2013)

Obteve-se um desvio entre a posição 3D desejada e a média em configurações estáticas abaixo de 0.2mm, e de 1.2mm em configurações dinâmicas. Por configurações estáticas entende-se como posturas estáticas em pontos fixos mapeados, e configurações dinâmicas podem ser interpretadas como um conjunto de movimentos planejados, ambos em um espaço delimitado pelo campo de visão do *Leap Motion Controller*.

Em (GUNA et al., 2014), um modelo plástico de braço foi utilizado para simular o braço humano para configurações estáticas, tendo 37 pontos de referência para cobrir o espaço sensorial do LMC. Um conjunto de pontos estáticos no espaço foram gravados e rastreados por certo período de tempo a fim de mensurar dispersão e consistência dos resultados. Já em configurações dinâmicas, foi utilizada uma ferramenta com formato em V contendo dois objetos rastreáveis para simular dedos humanos, e a ferramenta poderia mover-se livremente no espaço, mantendo a mesma distância entre os dois objetos. A velocidade do movimento do instrumento foi de 100mm/s. A acurácia de rastreamento do dispositivo foi medida baseada na distorção da distância entre os dois objetos (GUNA et al., 2014). A distorção é caracterizada como o desvio da distância entre os objetos das pontas da ferramenta.

O sistema de referência era de alta precisão, consistindo de oito câmeras de alta-velocidade *Oqus 3+* e do software *Qualisys Track Manager*. Segundo (GUNA et al., 2014), três marcadores foram utilizados, um para medição estática e dois para dinâmica, sendo vistos o tempo todo por todas as câmeras. Os desvios padrões nos eixos x, y e z do ruído para o marcador estático foram, respectivamente: 0,018mm; 0,016mm e; 0,029mm.

No cenário estático, não houve desvio padrão acima de 0,5mm, e nos melhores casos, ficava abaixo de 0,01mm. Vale ressaltar que a maior parte dos 37 pontos estavam

localizados com o valor de  $z$  negativo. Era muito difícil configurar a medição quando a mão era posicionada de frente para o LMC, deixando visível somente o dedo com o marcador. Observou-se queda de acurácia em amostras coletadas com a posição da ferramenta 250mm acima da superfície do dispositivo nas configurações dinâmicas, e também quando o movimento é de afastamento em relação ao LMC. Uma importante limitação do desempenho do aparelho é sua frequência de amostragem inconsistente (GUNA et al., 2014).

Em (VALENTINI; PEZZUTI, 2017) foi usada uma placa transparente de Plexiglas com 4mm de espessura, apoiada por 4 pilares com altura ajustável (Figura 6), e sobre ela uma matriz de pontos azuis de 2mm de diâmetro espaçados igualmente em 30mm nas direções  $x$  e  $y$ . Nesse estudo, o foco era especificamente na acurácia do rastreamento das pontas dos dedos. O estudo foi executado usando mãos reais, em um ambiente real, e levando em conta a variabilidade de um grupo de indivíduos do sexo masculino e outro do sexo feminino (VALENTINI; PEZZUTI, 2017). Concluiu-se que o rastreamento é robusto e estável e os erros estão estimados entre 4 e 5mm. Não foram vistas diferenças significativas no experimento entre os resultados obtidos com os voluntários do sexo masculino e as do sexo feminino. Além disso, os autores observam que com esse desempenho, é adequado utilizar o LMC em aplicações que utilizem RA ou RV, prototipação virtual ou de manipulação de objetos virtuais.

Figura 6 – Experimento para acurácia da posição das pontas dos dedos.

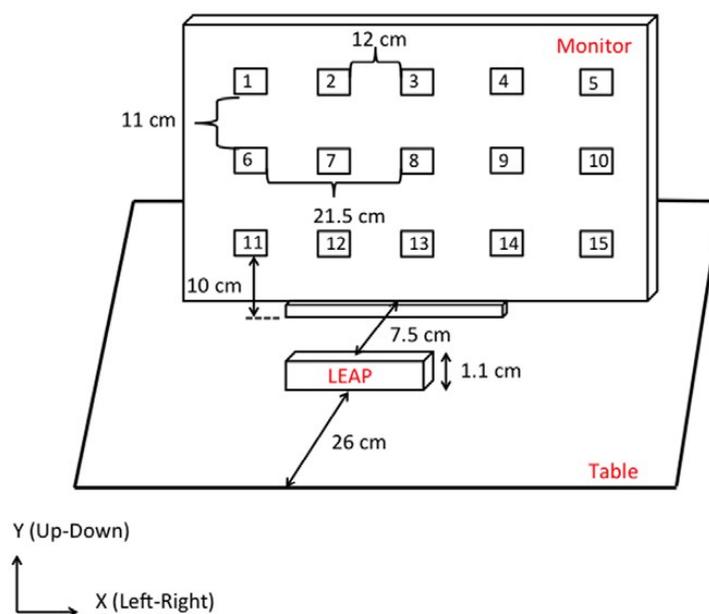


<sup>2</sup>Fonte: (VALENTINI; PEZZUTI, 2017)

(TUNG et al., 2015) mediu a acurácia e confiabilidade do LMC para posição dos dedos mapeando 15 alvos em um monitor de computador (Figura 7), tendo duas condições de teste: tocar nos alvos, incluindo toque direto no monitor e; deixar os dedos a 4cm de distância dos alvos, sem encostar na tela. Para armazenar a localização da ponta do dedo

indicador, foi usado o sistema de captura de movimento *OptoTrack 3020*, e um diodo emissor de luz infravermelha foi posicionado na falange distal do indicador do voluntário. O *Leap Motion Controller* foi posicionado a 7,5cm de distância do monitor, e a 26cm de distância da borda da mesa, com os eixos alinhados à janela de coordenadas do *OptoTrack* (TUNG et al., 2015).

Figura 7 – Esquema do procedimento experimental com monitor de computador.



<sup>3</sup>Fonte: (TUNG et al., 2015)

A confiabilidade foi mensurada comparando a proporção dos experimentos viáveis, atingindo pelo menos 80 pontos de acordo com seus critérios, e usando média de erro amostral. Já a acurácia foi medida calculando a raiz quadrada do erro médio (RMSE) na comparação entre a posição fornecida pelo LMC e a calculada pelo *OptoTrack*. Seus resultados constataram que, em todos os casos e alvos, tiveram um total de 54,2% de experimentos viáveis, e com a raiz quadrada do erro médio em torno de 17,30mm e desvio padrão de 9,56mm. Os autores chegaram a conclusão de que o LMC é suficientemente confiável para medir desempenho motor em tarefas que envolvem apontar que não requerem elevada acurácia de posição nem entrar em contato com um objeto, como uma tela de computador (TUNG et al., 2015). Os autores ainda encontraram nos resultados elevados limites de concordância, além de considerarem o RMSE também elevado, alegando que esses valores apontam que o sistema do dispositivo não seja preciso o suficiente para medir os desvios de movimentos da população portadora de deficiência motora.

Um trabalho que preocupou-se em medir ângulos de articulações metacarpofalângicas e interfalângicas de exercícios voltados para detecção de inflamação nos tendões dos dedos pode ser encontrado em (CHOPHUK et al., 2015). Os resultados obtidos através do Leap Motion Controller foram comparados aos de um goniômetro para dedos e pe-

quenas articulações, apresentando valores máximo e mínimo da média de diferença entre os ângulos obtidos de 9,02% e 2,25% respectivamente (CHOPHUK et al., 2015). Nota-se que a metodologia utilizada para o experimento e o conceito de acurácia do aparelho são idênticos ao deste trabalho, ou seja, propomos também medir a capacidade do LMC medir ângulos metacarpofalângicos e interfalângicos dos dedos das mãos e comparar com medidas de goniômetro. Porém, ressaltamos também as diferenças, visto que os exercícios propostos por este trabalho são compostos por gestos dinâmicos não contidos no trabalho citado, além de ser voltado para uma aplicação distinta.

## 3.2 Reconhecimento gestual

(LU; TONG; CHU, 2016) apresentaram um vetor de características adequado para reconhecimento de gestos dinâmicos das mãos com LMC. O vetor consiste de características de um e de dois dedos, usando informações como posições das pontas dos dedos, do centro da palma, e vetores representando a direção da palma e o vetor normal da palma. Para fazer o reconhecimento, foi usado o classificador Hidden Conditional Neural Fields (HCNF). A métrica de avaliação foi a de média de acurácia de reconhecimento em seis testes, usando em cada teste sete gestos escolhidos aleatoriamente para treino e outros três para validação. A acurácia do reconhecimento é de 89,5% para a base de dados contendo alguns gestos da *American Sign Language* (ASL), e de 95% para a base de gestos característicos de habilidade com manipulação de cerâmica. Segundo (LU; TONG; CHU, 2016), foi mostrada uma solução satisfatória para reconhecimento de gestos dinâmicos exclusivamente com o *Leap Motion Controller*.

Em (MAPARI; KHARAT, 2017), os autores propuseram fazer o reconhecimento de três linguagens de sinais no Leap Motion Controller: a indiana; a chinesa e; a americana. As redes neurais utilizadas para treino e testes foram as seguintes: *Support Vector Machine* (SVM); *Multilayer Perceptron* (MLP) e; *Generalized Feed Forward* (GFF). A informação posicional das pontas dos dedos e do centro da palma para ambas as mãos é usada para reconhecimento da postura (MAPARI; KHARAT, 2017). O LMC foi posicionado com uma inclinação de 10 graus por alegar maior acurácia nas informações e deixar o sinal mais visível com todo o esqueleto de mãos e antebraços. Para a ASL, a acurácia obtida usando MLP foi de 92,66% no treinamento e de 90% na validação com o conjunto de dados. Para a linguagem chinesa de sinais, usando a rede SVM, obteve-se 99,97% no treinamento e 93,11% na validação. E para a linguagem indiana, com a rede GFF, a maior porcentagem de acurácia na classificação foi de 97,34% no treinamento e 96,36% na validação com os dados.

(MOHANDES; ALIYU; DERICHE, 2014) propuseram fazer o reconhecimento da linguagem árabe de sinais usando o LMC. Neste trabalho, é comparado o desempenho

entre MLP e o classificador Nave Bayes (NBC). Para treino e validação do sistema, dez amostras de cada letra foram coletadas, contendo todas as 28 letras do alfabeto árabe e cada amostra contendo 10 quadros com dados, sendo 100 quadros por letra. Como características selecionadas para a classificação das posturas após o processamento dos dados, foram escolhidos o comprimento e a largura dos dedos, posição média da ponta do dedo em relação aos eixos x, y e z, raio da esfera da mão, posição da palma em relação aos 3 eixos, e as rotações da mão nos eixos x, y e z, chamados por *pitch*, *yaw* e *roll*, respectivamente. A acurácia no NBC foi de 98,3%, enquanto que no MLP, obteve-se 99,1%.

No trabalho de (GHOTKAR; VIDAP, 2018), o objetivo era reconhecer gestos da linguagem indiana de sinais usando o LMC. Na extração de características, eram selecionadas 68 características, sendo 34 para cada mão. As características foram categorizadas em distância ou em orientação da mão, e algumas delas foram derivadas, tais como o ângulo entre vetor direção da palma e o vetor normal da palma, e os ângulos entre vetor direcional do dedo e o vetor normal. Para análise e classificação dos gestos, foram usadas as redes k-vizinhos mais próximos, SVM, regressão logística e classificador de centroide mais próximo. Os resultados mostraram que o classificador com melhor desempenho foi o SVM, tendo 96,19% de acurácia no reconhecimento das letras do alfabeto e 100% para números. Apesar de o sensor fornecer características mais notáveis e sensíveis das mãos, o que pode melhorar o resultado do reconhecimento gestual, a câmera é muito sensível a ruídos de fundo, dificultando o rastreamento estável dos gestos (GHOTKAR; VIDAP, 2018).

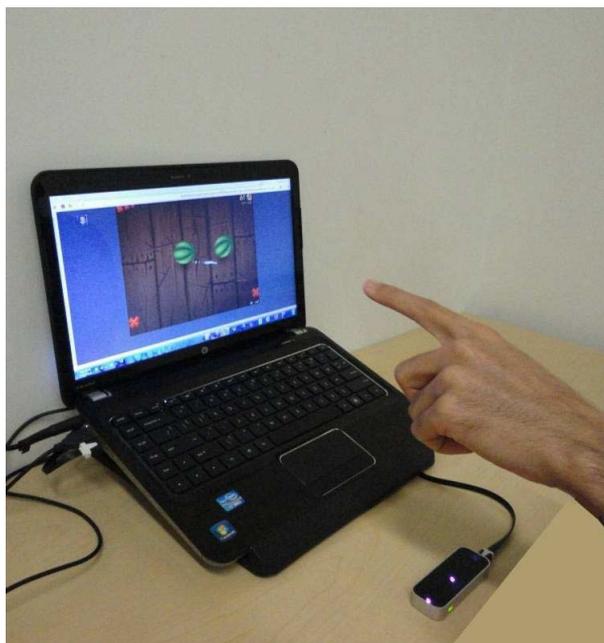
Apesar de este trabalho não envolver reconhecimento gestual, vale ressaltar os resultados positivos mostrados por todos os trabalhos citados anteriormente, apresentando um uso do LMC como um dispositivo de interação natural voltado para comunicação entre pessoas. Além disso, é considerável utilizar o reconhecimento gestual como acréscimo ou melhoria para o sistema deste trabalho.

### 3.3 Neuroreabilitação, reabilitação física e serious games

O Leap Motion Controller também vem sendo utilizado para reabilitação, combinado ou não com outras terapias. Serão mostrados estudos que abordam essencialmente provas de conceito, viabilidade ou a efetividade do LMC para esse propósito. Pode-se começar citando (KHADEMI et al., 2014), que através da adaptação do jogo Fruit Ninja tendo LMC como controlador para ser jogado no computador (Figura 8), foi estudada a viabilidade do aparelho para exercícios de reabilitação de AVC. Para tornar isso possível, a versão open source em JavaScript do jogo foi modificada pelos autores, alterando os eventos de mouse e substituindo pelos movimentos da mão rastreados pelo sensor. O monitoramento das informações do LMC foi feito usando uma API própria codificada em Java.

Segundo (KHADEMI et al., 2014), Fruit Ninja não é somente um jogo cativante, mas também exige movimentação da mão direcionada pelo objetivo, tornando-o adequado para reabilitação da mão. Os exercícios estimulados propriamente eram os de supinação e de pronação do punho, e os voluntários ou jogavam com o dedo indicador esticado (gesto de apontar), ou usando um pequeno bastão atado ao dorso da mão. Alguns desses voluntários precisaram participar do experimento jogando com todos os dedos esticados, pois tinham dificuldade em fazer o gesto de apontar.

Figura 8 – Jogo Fruit Ninja adaptado para computador e controlado pelo LMC.



<sup>4</sup>Fonte: (KHADEMI et al., 2014)

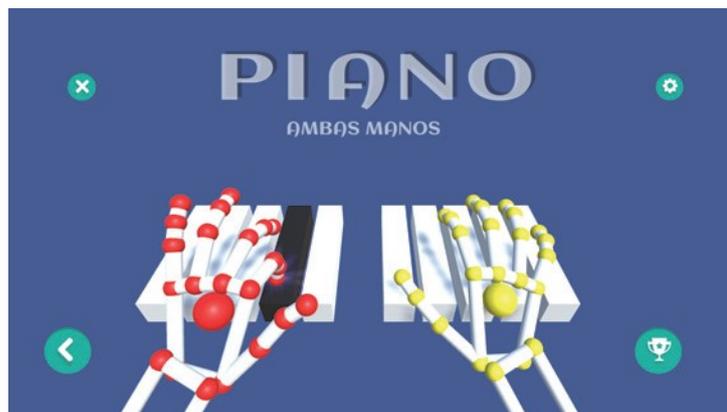
Foi realizado um comparativo entre a pontuação clínica de medidas padrão de resultados Box and Block Test (BBT) e Fugl-Meyer Arm (FMA) e a pontuação do jogo, tendo uma correlação significativa entre ambas as medições. A correlação entre a pontuação do jogo e a do BBT é maior, pois são exigidos movimentos finos das mãos e dos dedos em ambos, enquanto que em FMA o foco é mais voltado para movimentação do braço. Além disso, a avaliação qualitativa do sistema foi provada bem sucedida (KHADEMI et al., 2014).

Os autores relataram que, para extrair a informação dos ângulos das articulações dos dedos, tiveram de usar cinemática inversa. Isso fez-se necessário devido ao conjunto de dados do dispositivo ser limitado a fornecer os vetores direção, normal e do centro de posição da palma, a posição e o vetor direção das pontas dos dedos. A fim de tornar o sistema mais preciso e responsivo, propõe-se um modelo cinemático da mão (KHADEMI et al., 2014). Isso permitiria incorporar parâmetros tridimensionais da mão no rastreamento, o que tornaria-o mais robusto.

Um conjunto de jogos voltados para reabilitação da doença de Parkinson pode ser visto no trabalho de (OÑA et al., 2018). Diferente do estudo anterior, são serious games desenvolvidos pelos autores e que tentam imitar alguns exercícios da fisioterapia tradicional, proposto para pacientes com mobilidade limitada a fim de recuperar a habilidade de executar atividades cotidianas de maneira independente (OÑA et al., 2018). Ainda que este estudo tenha como público alvo portadores de doença de Parkinson, os jogos também abrangem pessoas com outras patologias, como artrite, lesões no ombro, fratura no punho ou nos dedos, entre outras.

Os jogos foram desenvolvidos na game engine Unity e os códigos em C#. O que todos eles têm em comum é possibilitar os usuários de executarem movimentos articulares livres, desde que estejam enquadrados nas limitações dos exercícios a serem realizados como parte da avaliação terapêutica. Além disso, alguns recursos são configuráveis, permitindo que fisioterapeutas deixem os jogos adequados de acordo com a patologia e as condições físicas de cada paciente. Uma dessas configurações inclui fazer o exercício com a mão lesionada, ou com a não lesionada, ou ainda com ambas as mãos. Pode-se começar falando primeiramente do jogo Piano Game (Figura 9), o qual contém teclas de um piano e cada uma sendo indicada por estímulo visual para que seja tocada, exercitando desta forma a individualidade de cada dedo. O exercício trata-se de mover para baixo o dedo, deixá-lo alongado, e retornar à posição original com a mão totalmente aberta. Tudo isso requer coordenação motora unilateral e bilateral finas, e destreza manual fina (OÑA et al., 2018). O jogo Reach Game trabalha extensão dos dedos, contração e alongamento do cotovelo, e adução e abdução dos ombros, tendo como objetivo derrubar todos os cubos posicionados no ambiente 3D, com altura e profundidade distintas, bastando tocar com a ponta dos dedos para cumprir o objetivo. Já no Sequence Game, o jogador deve memorizar uma sequência de cores mostradas em cubos dispostos na tela, e tocar os objetos com as cores correspondentes de acordo com a sequência reproduzida. Os exercícios necessários para cumprir o objetivo são os mesmos do jogo anterior, acrescentando apenas o estímulo à memória visual sequencial. No Grab Game, a diferença dele para o Reach Game está em precisar segurar o cubo com a mão, arrastá-lo até a parte inferior da tela e soltá-lo. Isso envolve a capacidade de abrir e fechar a mão sem resistência, também sendo necessário flexionar os dedos para realizar o gesto de agarrar com a mão. O jogo Pinch Game exercita a oposição dos dedos através do movimento de pinça com a ponta do dedo indicador tocando a do dedo polegar. Neste jogo, o jogador precisa posicionar os dedos próximos ao cubo destacado na tela e fazer o movimento de pinça com o indicador e o polegar para reduzir o tamanho do cubo até que ele desapareça. Por fim, há o jogo Flip Game, em que o jogador deve equilibrar uma bandeja com a palma da mão virada para cima e virá-la na direção indicada, derrubando o objeto que está em cima da bandeja. Foi desenvolvido no intuito de exercitar supinação e pronação do antebraço.

Figura 9 – Piano Game para exercitar individualidade dos dedos.



<sup>5</sup>Fonte: (OÑA et al., 2018)

Para fazer análise dos resultados, foram gravados em arquivos CSV o tempo gasto para completar cada tarefa, além da média de grau de fechamento das mãos, ou tempo dedicado em objetivos ou partes do corpo isolados. Durante as seis semanas do estudo piloto com os voluntários, foi definido um protocolo de tratamento para escolher quais jogos e a ordem em que seriam jogados. Trabalhando os aspectos motor, cognitivo e perceptivo, os resultados obtidos foram comparados com algumas medidas clínicas para validação, como o BBT, o teste do tabuleiro de Purdue, e o dinamômetro de punho de Jamar. Mostrou-se uma evolução por parte dos voluntários portadores da doença, tanto na redução do tempo necessário para reproduzir os exercícios quanto em ganho de força na mão, além de o tratamento ter sido bem aceito por eles ao terem sido questionados sobre a usabilidade. A melhoria da condição de saúde dos participantes foi validada pelas ferramentas de avaliação clínica (OÑA et al., 2018).

Já no estudo de (IOSA et al., 2015), idosos acima dos 70 anos que sofreram AVC em fase semi-aguda foram o público alvo para a neuroreabilitação com terapia baseada em videogame usando o LMC. Os autores mediram a viabilidade do uso do aparelho em neuroreabilitação, medindo a participação do paciente ao treinamento com LMC, tendo sido feito em conjunto com sessões de terapia de convencional ou isoladamente.

Um treinamento baseado em videogame do LMC, especialmente projetado por um terapeuta treinado, foi adicionado a seis sessões de terapia de reabilitação convencional (IOSA et al., 2015). O protocolo experimental desse estudo envolveu o teste com quatro voluntários, com duração de duas semanas, três dias por semana, e cada sessão durava trinta minutos, com exercícios executados tanto pelo membro afetado pelo AVC quanto pelo membro saudável. As sessões foram supervisionadas, de forma que o terapeuta pudesse acompanhar e corrigir a postura e os exercícios feitos pelos voluntários. Os jogos presentes no treinamento, desenvolvidos pelos autores, foram apenas dois.

O jogo *Catterpillar Count* consistia de o jogador movimentar uma lagarta e coletar

itens de acordo com uma sequência numérica, e esses itens logo que coletados a tornam maior. Para movimentá-la, é preciso fazer o gesto de apontar com o dedo indicador. No jogo *Dots*, o jogador deve formar uma figura geométrica conectando pontos usando movimentos com a mão, como o do jogo anterior, e com a restrição de não passar mais de uma vez em cada ponto.

Para estimar a destreza da mão, foi utilizado o teste de cavilha com nove furos. A avaliação de aumento de espasmos nos ombros, punhos e cotovelos foi feita com a Escala Ashworth Modificada. Também foi estimado o total de tempo gasto nos exercícios, e quaisquer eventos adversos durante as sessões de treinamento. Já no âmbito de participação, foi escolhida a Escala de Participação de Reabilitação de Pittsburgh. Apesar do tamanho relativamente pequeno da amostra, os resultados mostraram que os pacientes tiveram participação avaliada entre muito boa e excelente, além de constatar melhora na habilidade manual em todos os pacientes (IOSA et al., 2015). Adicionalmente, os autores constataram que o LMC é uma ferramenta tecnológica adequada para ser introduzida a um programa de terapia.

### 3.4 Análise das metodologias

Começando pelos trabalhos que analisaram acurácia, precisão e confiabilidade do LMC, o que todos eles têm em comum é que parte da análise foi feita sobre posições estáticas no eixo de coordenadas do dispositivo. De forma geral, o objetivo era concluir se o LMC pode ser aplicado ou melhorado no desenvolvimento de interfaces baseadas em gestos, além de aplicações em RV ou RA. Tanto (WEICHERT et al., 2013) quanto (GUNA et al., 2014) e (TUNG et al., 2015) utilizaram tecnologias de alta precisão como referência para a execução dos experimentos, e (WEICHERT et al., 2013) fizeram a análise definindo critérios de qualidade considerando especificações industriais.

Já o trabalho de (CHOPHUK et al., 2015) apresenta metodologia similar a que é mostrada no presente trabalho, porém estes autores inseriram diferentes gestos e posturas, estáticas como mão fechada em punho (flexão das articulações metacarpofalângicas a  $90^\circ$ ) e posição neutra com os dedos estendidos a  $0^\circ$ . Além disso, trabalharam gestos focados somente no polegar, sendo eles o de abdução e o de flexão interfalângica. Por conta disso, decidiu-se não incluir o dedo polegar no sistema desenvolvido do presente estudo.

Nos estudos que abordam reconhecimento gestual com o *Leap Motion Controller*, são feitas comparações entre resultados de diferentes classificadores, geralmente redes neurais, em sistemas focados em linguagem de sinais. Adicionalmente, como características a serem usadas para o reconhecimento através dos classificadores, são usados em todos eles os vetores posição dos dedos e do centro da palma.

Já nos estudos que apresentam sistemas voltados especificamente para reabilitação

motora, os exercícios abordados em geral trabalham a mobilidade do punho e do ombro, além de acompanhar o movimento do dedo estendido no gesto de apontar como em (KHADEMI et al., 2014) e (IOSA et al., 2015). Para fazer a validação dos sistemas, os resultados do LMC foram comparados a testes funcionais utilizados em reabilitação, especialmente o BBT, e ferramentas de avaliação clínica como um dinamômetro. Também foram feitas avaliações em questões de usabilidade do sistema e de participação dos voluntários, trazendo resultados positivos. Esses tipos de validação são mais adequados quando o sistema é projetado para ser aplicado em pacientes, com acompanhamento de especialistas e testado junto à terapias convencionais ou apenas comparando o desempenho da aplicação a essas terapias.

## 4 Metodologia

Neste capítulo é apresentada a implementação de um sistema para fazer um experimento que medirá a acurácia do Leap Motion Controller em medir ângulos dos exercícios de abdução, extensão e oposição dos dedos, comparando os resultados obtidos pelo sistema com os de um goniômetro de dedos. Começaremos falando sobre os exercícios que fazem parte do protocolo experimental (Seção 4.1), e em seguida serão mostrados os cálculos para obtenção dos ângulos de cada exercício proposto (Seção 4.2). Na Seção 4.3, serão mencionados os recursos utilizados no desenvolvimento do sistema, em seguida será mostrada sua implementação (Seção 4.4), e por fim, o fluxo de funcionamento do sistema (Seção 4.5).

### 4.1 Exercícios dos dedos

Os exercícios a serem mencionados e explicados a seguir foram escolhidos por termos percebido a carência deles nos trabalhos vistos e citados. Decidiu-se também que os exercícios seriam feitos individualmente para cada dedo, exceto o polegar pois já existe um trabalho que mede os ângulos pertinentes aos movimentos escolhidos, como em (CHOPHUK *et al.*, 2015). São eles:

1. Abdução do dedo: este exercício consiste em o indivíduo fazer um movimento de afastamento do dedo em relação a um eixo imaginário traçado ao meio do dedo médio, conforme ilustra a Figura 10. Com este movimento, o dedo deve permanecer plano, sem flexioná-lo, trabalhando somente a articulação metacarpofalângica. Em outras palavras, é o movimento da falange em sentido oposto ao da linha mediana (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Figura 10 – Exercício de abdução dos dedos.



<sup>1</sup>Fonte: Kenhub ©.

2. Extensão do dedo: para executar este movimento, deve-se erguer o dedo estendido, ou seja, sem flexionar suas articulações, trabalhando apenas a articulação entre o metacarpo e a falange proximal, conforme mostra a Figura 11.

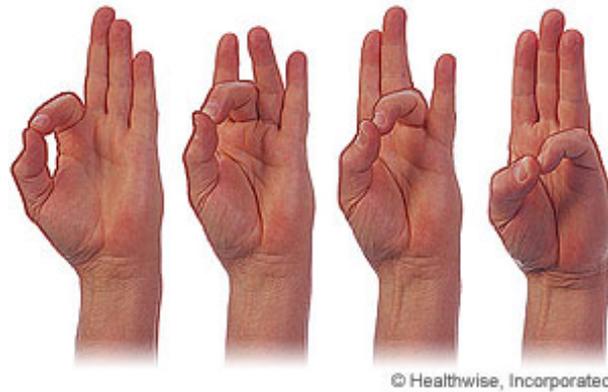
Figura 11 – Exercício de extensão do dedo para todos os dedos.



<sup>2</sup>Fonte: Kaiser Permanente ©.

3. Oposição dos dedos: como mencionado em (OÑA et al., 2018), o indivíduo deve tocar a ponta do dedo na ponta do polegar (Figura 12). Decidiu-se, para este trabalho, exigir a flexão da articulação entre as falanges média e proximal, na intenção de medir o ângulo interfalângico proximal em questão.

Figura 12 – Exercício de oposição do dedo para todos os dedos.



<sup>3</sup>Fonte: Kaiser Permanente<sup>®</sup>.

## 4.2 Cálculos dos ângulos

Com base na definição de goniometria abordada no capítulo 2, decidiu-se que era o melhor procedimento a ser utilizado para analisar a acurácia do LMC em relação a obtenção de alguns ângulos interfalângicos e metacarpofalângicos dos dedos das mãos. No intuito de fazer os cálculos dos ângulos através da aplicação, seguimos o mesmo modo de medição da goniometria no código. Visto que as informações obtidas pelo LMC sobre os ossos da mão e dos dedos eram todas vetores tridimensionais, os cálculos foram baseados na seguinte fórmula:

$$\cos \alpha = \frac{\langle u, v \rangle}{|u| \cdot |v|} \quad (4.1)$$

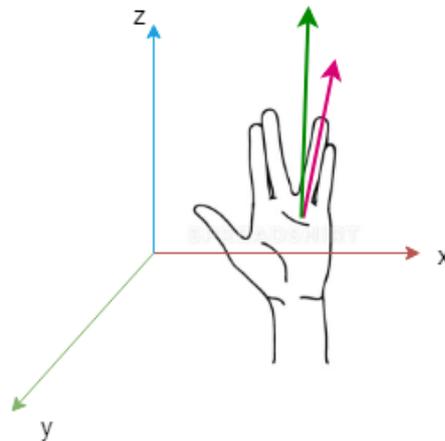
A fórmula 4.1 diz respeito ao cálculo de um ângulo entre dois vetores  $u$  e  $v$ . Já que o resultado da fórmula é o cosseno do ângulo, basta usar a função arccos ( $\cos \alpha$ ) para obter o ângulo.

A obtenção dos ângulos foi feita no código através do método *AngleTo* do componente *Vector* (vetor tridimensional) do *Leap Motion (INC., 2018)*. Visto que o LMC é capaz de mapear os ossos metacarpais e as falanges, além de identificar cada dedo respeitando a anatomia humana, aplicamos o método que calcula o ângulo da seguinte forma:

- Abdução do dedo: calcula-se o vetor diferença entre a posição da ponta do dedo e a articulação proximal do metacarpo, e o método *AngleTo* é aplicado no vetor diferença e no vetor direcional do metacarpo do dedo. Isso é feito para os dedos indicador e médio. No caso dos dedos anular e mínimo, utilizou-se a posição da articulação proximal da falange proximal ao invés da ponta do dedo. A motivação para essa mudança foi por, durante o desenvolvimento do sistema, o cálculo do ângulo utilizando a ponta do dedo para calcular o vetor diferença ter apresentado valores elevados e inconsistentes tanto com o dedo em repouso quanto durante a execução do movimento. A visualização desses vetores é ilustrada na Figura 13,

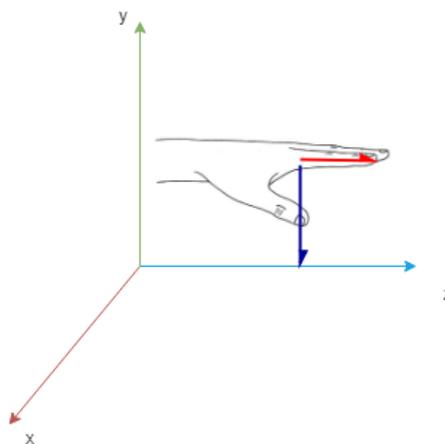
em que o vetor rosa mostra o vetor diferença e o verde indica o vetor direção do metacarpo.

Figura 13 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de abdução.



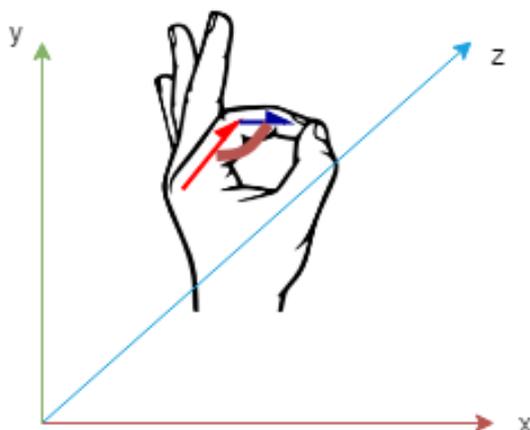
- Extensão do dedo: é calculado o vetor diferença entre a posição da ponta do dedo e a articulação distal da falange proximal, e aplica-se o método no vetor diferença e no vetor normal da palma, ilustrados na Figura 14. Para obter o valor real, é necessário subtrair  $90^\circ$  do resultado. O vetor normal está na cor azul, enquanto o vetor diferença na cor vermelha.

Figura 14 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de extensão.



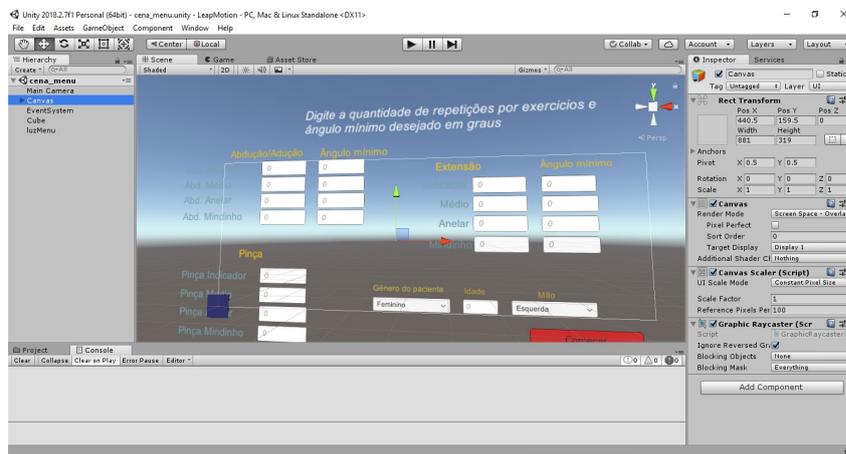
- Oposição dos dedos (pinçamento): primeiro obtém-se um vetor a partir da diferença entre as posições das articulações distal e proximal da falange proximal, depois um vetor calculado através da subtração da posição da junta distal da falange média e da junta proximal da falange proximal. O ângulo é calculado aplicando o *AngleTo* nesses vetores, ilustrados na Figura 15. O vetor em vermelho refere-se ao vetor diferença da falange proximal, enquanto o azul, diz respeito ao vetor da falange média.

Figura 15 – Visualização dos vetores para cálculo de ângulo do exercício de pinça.



### 4.3 Recursos utilizados

A *game engine Unity 3D* (Figura 16), desenvolvida pela empresa *Unity Technologies*, foi utilizada na implementação do sistema. Esta ferramenta é usada especialmente em desenvolvimento de jogos, principalmente para a etapa de prototipação, devido aos diversos recursos e configurações comumente utilizados já disponíveis, como elementos de interface gráfica e alguns objetos 3D (cubo, cilindro).

Figura 16 – Visualização de *Scene* no *Unity 3D*.

Outro recurso utilizado foi o *Leap Motion Controller* (Figura 17), desenvolvido pela empresa *Leap Motion Inc.* Para obter as informações do sensor na aplicação, foi utilizado o *Software Development Kit (SDK) Unity Core Assets* do *Leap Motion*. Além das informações, este recurso fornece *Prefab* (conjunto de objetos estruturados no *Unity 3D*) e modelos tridimensionais para representar as mãos e os dedos, além de todos os códigos necessários para o funcionamento do LMC em uma aplicação do *Unity 3D*.

Figura 17 – Leap Motion Controller.



A análise estatística dos resultados foi feita na linguagem Python sobre a aplicação web *Jupyter Notebook* (Figura 18), que permite visualização e transformação de dados de forma rápida pois o código pode ser compilado em partes. Tanto o *notebook* quanto o código da implementação do sistema estão disponíveis no repositório do GitHub<sup>®</sup> em (CARNEIRO; JORGE, 2018).

Figura 18 – Visualização do editor de código no *Jupyter Notebook*.

```

In [3]: dataframes_esq = []
        dataframes_dir = []
        for arq in nomes_arquivos:
            if "Esquerda" in arq:
                dataframes_esq.append(pd.read_csv("dados TCC/" + arq, skiprows=0))
            elif "Direita" in arq:
                dataframes_dir.append(pd.read_csv("dados TCC/" + arq, skiprows=0))
        print(str(len(dataframes_esq)) + ", " + str(len(dataframes_dir)))

In [5]: csvToObjReitaGoniometro
Out[5]:

```

	Exercicio	Dedo	Medidas
0	Abdução	Indicador	0.8121612100981065110272810000...
1	Abdução	Medio	14.1412121111071080.010.800.6591...
2	Abdução	Anelar	15.1272897.101011128121010.0881...
3	Abdução	Míndinho	14.121014121415129710124411100...
4	Extensão	Indicador	21.1612161321262024201211110101...
5	Extensão	Medio	24.22201515162422221614121210160...
6	Extensão	Anelar	15.1016201526181816141414171781...

## 4.4 Implementação

A implementação da aplicação deste trabalho foi feita usando a versão 2018.2.7f1 do *Unity 3D*, a versão 4.0 do software *Orion* do *Leap Motion*, e a versão 4.4.0 do *Unity Core Assets* do *Leap Motion*. Os códigos foram implementados em C#, para obter e usar dados do LMC para detectar a execução dos movimentos, configuração de protocolo dos exercícios e escrita de arquivos CSV com os valores dos ângulos obtidos nos exercícios.

Na tela de configuração dos exercícios, foi criada uma *Scene* no *Unity*, um componente que contém ambientes e menus do jogo (TECHNOLOGIES, 2018). Nessa tela, para criar a interface gráfica com o usuário, utilizou-se o *Canvas*, o componente que deve

conter todos os elementos de interface, como botões e campos de texto, para que sejam posicionados no editor e renderizados na execução. Para compor a interface, foram usados os seguintes componentes:

1. *Text*: elemento para exibir texto, seja como *label* ou como instrução, para nomear os campos de cada exercício e rotular as entradas esperadas.
2. *InputField*: caixa de texto para receber os parâmetros (ângulo mínimo, idade e quantidade de repetições do movimento).
3. *Button*: o botão para ir para a próxima tela
4. *Dropdown*: elemento para o usuário escolher uma opção dentre as outras de uma lista (TECHNOLOGIES, 2018). Um foi utilizado para informar gênero do indivíduo, e o outro para informar a mão escolhida para executar os movimentos.

Já a *Scene* (cena) dos exercícios foi projetada com um *Canvas* contendo apenas componentes *Text* e um *Panel*, utilizado para congelar a tela da aplicação e mostrar para o usuário que ela estava suspensa. Essa suspensão é uma forma de impedir que os métodos do *Unity* dependentes de atualização de *frame* realizem as operações, sendo necessária para as medições com o goniômetro devido a problemas de oclusão no *Leap Motion Controller*. Adicionalmente, tem o componente *Camera*, que captura e mostra o mundo (os objetos que compõem a cena) para o jogador (TECHNOLOGIES, 2018), entre outros componentes, que são:

1. *LeapHandController*: um *Prefab* responsável pela posição do LMC em relação ao ambiente e que usa os *códigos* que recebem as informações do dispositivo, além de tratar quais modelos de mão devem ser rastreados por ele. Na *game engine* é preciso especificar os modelos gráfico e físico de cada mão.
2. *HandModels*: um *Prefab* contendo os modelos gráfico e físico de cada mão, que são *GameObject*, que é um componente 3D genérico do *Unity*.
3. *Cube*: um cubo achatado para ter uma espécie de chão na cena, no intuito de compor um ambiente simples.

Já que o foco principal está na medição dos ângulos e de o usuário poder ver o modelo tridimensional da mão que está usando para reproduzir os movimentos, não nos preocupamos em dar sensação de realismo. Além disso, os modelos gráficos das mãos utilizados foram os já disponíveis pelo *Leap Motion*, *LeftHand* e *RightHand*, composto por formas geométricas simples de forma a representar um esqueleto da mão. Para a palma da mão, que é uma esfera, utilizou-se o modelo do SDK composto por 80 triângulos e 42

vértices. A escolha de modelos mais simples também se dá pela motivação de não tornar a renderização de toda a cena em si muito custosa.

Para passar todos os parâmetros informados na tela de configuração para a de execução dos exercícios, foi feito um código C# atrelado ao componente *Button*. Deriva da classe *MonoBehaviour*, a classe base para todos os códigos C# dentro do *Unity*, e que dita como e em qual momento de execução ou atualização de *frame* irá acontecer as ações através de métodos padronizados representando tais eventos. No método *Start*, que é chamado no *frame* quando o código é habilitado e executa antes de qualquer método de *Update* (TECHNOLOGIES, 2018), todos os campos de texto recebem o valor 0 e é atribuído um *listener* para o evento de clique do botão. O método passado para esse *listener* é responsável por atribuir os valores dos campos da interface às variáveis que serão utilizadas no código que gerencia a execução dos exercícios. Além disso, é responsável por inicializar variáveis utilizadas no código de escrita do arquivo CSV e também já armazenar quais exercícios serão escritos no arquivo. Em seguida, usa-se o *SceneManager* para trocar de cena, indo para a de exercícios.

O gerenciamento da execução dos exercícios foi feito com código adicional ao de um código do próprio SDK do *Leap Motion*, o *RigidHand*. Por padrão, ele é responsável por atualizar os componentes *Transform*, que compõem posição, rotação e escala nos três eixos, de cada elemento do modelo tridimensional da mão. Os elementos em questão são cada falange de cada dedo, os dedos, suas articulações e a palma da mão. O *Prefab* atrelado ao *RigidHand* é um modelo de física feita de vários *Colliders* do *Unity* (INC., 2018). Para tratar a execução dos exercícios, utilizamos o método *UpdateHand*, que é executado sobre o método *FixedUpdate* do *Unity*, um método específico chamado mais de uma vez a cada *frame* de acordo com o  *framerate* para atualização das físicas dos componentes. O pseudocódigo 1 mostra o fluxo de como calcular os ângulos de acordo com o movimento a ser feito.

O método *AnguloEntre* que aparece nas linhas 4, 8 e 23 do algoritmo refere-se ao método *AngleTo*, e a representação dos vetores passados como parâmetro foram simplificadas, sendo explicitados em 4.2. Os valores definidos para ângulo máximo nas linhas 5 e 9 estão de acordo com os valores estabelecidos em (MARQUES, 2003). No código do sistema, os exercícios foram indexados de forma que a ordem seja sempre a mesma entre eles, e é por conta desta lógica que utiliza-se a variável *qtdExerciciosFeitos* como índice para acessar a lista de *string*, que separa as informações por exercício. O método *detectaPinca* da linha 22 é responsável por medir a distância entre as posições das pontas do dedo e do polegar, e que retorna um *booleano* indicando se essa distância é menor do que o valor padrão utilizado no script de *PinchDetector* do SDK.

**Algoritmo 1:** Fluxo de exercícios

---

**Entrada:** Lista de dedos indexados pelo Leap Motion

```

1 início
2   se exercicioAbducao  $\oplus$  exercicioExtensao então
3     se exercicioExtensao então
4       anguloObtido  $\leftarrow$  AnguloEntre(vetor_dedo, vetorNormal_palma)
5       anguloMaximo = 30;
6     fim
7     senão
8       anguloObtido  $\leftarrow$  AnguloEntre(vetor_dedo, vetor_metacarpo)
9       anguloMaximo = 20;
10    fim
11    se (anguloObtido  $\geq$  anguloMinimo)  $\wedge$  (anguloObtido  $\leq$ 
12      anguloMaximo)  $\wedge$  (repeticoesFeitas < repeticoesExigidas) então
13      repeticoesFeitas+ = 1;
14      textoArquivo ++anguloObtido ++“;”;
15    fim
16    se repeticoesFeitas == repeticoesExigidas então
17      exercicioConcluido = true;
18      listaTextosArquivo[qtdExerciciosFeitos] = textoArquivo;
19      textoArquivo = “”;
20    fim
21  senão
22    detectouPinca  $\leftarrow$  detectaPinca(dedo, polegar)
23    anguloObtido  $\leftarrow$  AnguloEntre(vetor_falangeProximal, vetor_falangeMedia)
24    se detectouPinca  $\wedge$  (repeticoesFeitas < repeticoesExigidas) então
25      repeticoesFeitas+ = 1;
26      textoArquivo ++anguloObtido ++“;”;
27    fim
28    se repeticoesFeitas == repeticoesExigidas então
29      exercicioConcluido = true;
30      listaTextosArquivo[qtdExerciciosFeitos] = textoArquivo;
31      textoArquivo = “”;
32    fim
33  fim
34 fim

```

---

Já o pseudocódigo 2 mostra somente a lógica para passar os exercícios e escrever o arquivo quando todos forem concluídos. Na linha 2 define-se uma lista de *booleanos* pois a lógica de sequência dos exercícios foi feita desta forma. Os *arrays* passados como entrada respeitam exatamente a mesma ordem dessa sequência. Isso justifica a variável *qtdExerciciosFeitos* também servir como índice para todas as listas, visto que a sequência é única. Não há o risco de levar em conta um exercício não exigido pois este não será levado em consideração se o valor em *listaRepeticoesExercicios* for 0 nesse índice. Sendo feita essa verificação antes de calcular os ângulos garante o fluxo para saber qual movimento deve ser feito, para que não seja contado caso todos já tenham sido executados.

**Algoritmo 2:** Pseudocódigo do gerenciamento da execução dos exercícios

---

**Entrada:** *Array(listaRepeticoesExercicios), Array(anguloMinimoExercicio)*  
**Saída:** Arquivo contendo ângulos obtidos

```

1 inicio
2   qtdExerciciosFeitos = 0;
3   repeticoesFeitas = 0;
4   anguloMaximo = 0;
5   escreveuArquivo = false;
6   double anguloObtido, anguloMinimo;
7   enquanto Atualiza frame faça
8     se exercicioConcluido então
9       se qtdExerciciosFeitos < 12 então
10        qtdExercicioFeitos ++;
11        repeticoesFeitas = 0;
12        repeticoesExigidas = listaRepeticoesExercicios[qtdExerciciosFeitos];
13        anguloMinimo = anguloMinimoExercicio[qtdExerciciosFeitos];
14        exercicioConcluido = false;
15      fim
16    senão
17      se ¬escreveuArquivo então
18        EscreverArquivo();
19        escreveuArquivo = true;
20      fim
21    retorna
22  fim
23 fim
24 execute Algoritmo1;
25 fim
26 fim

```

---

## 4.5 Sistema

De forma que a utilização da aplicação fosse a mais intuitiva possível, há somente duas telas: a de configuração dos exercícios; ambiente de execução dos exercícios.

Na tela de configuração, temos a interface gráfica com o usuário, composta por somente um botão e várias caixas de texto com seus respectivos rótulos, para deixar claro para o usuário o que deveria ser preenchido. Exceto a caixa de texto que pede para ser informada a idade do indivíduo, as restantes servem para receber como valores a quantidade de repetições de cada movimento e o ângulo mínimo desejado para que o exercício seja contado. Somente o movimento de pinçar não possui o parâmetro de ângulo mínimo. Para fins de diferenciar os arquivos CSV com os registros e também para o experimento, deve-se informar também o gênero da pessoa. Devido à forma como foi implementada a aplicação, nesta tela também deve-se especificar a mão escolhida para fazer os exercícios. Desta forma, mesmo que o LMC esteja rastreando duas mãos ou mais, será renderizada somente a primeira mão direita (ou esquerda) que o dispositivo detectar. Após o preenchimento de todas as informações, ao clicar no botão "Começar", muda para a tela de execução dos exercícios.

Figura 19 – Tela de menu da aplicação.

Digite a quantidade de repetições por exercícios e ângulo mínimo desejado em graus

Abdução/Adução		Ângulo mínimo	Extensão		Ângulo mínimo
Abd. Indicador	<input type="text" value="5"/>	<input type="text" value="9"/>	Indicador	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0"/>
Abd. Medio	<input type="text" value="5"/>	<input type="text" value="9"/>	Médio	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0"/>
Abd. Anelar	<input type="text" value="5"/>	<input type="text" value="9"/>	Anelar	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0"/>
Abd. Mindinho	<input type="text" value="5"/>	<input type="text" value="9"/>	Mindinho	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0"/>

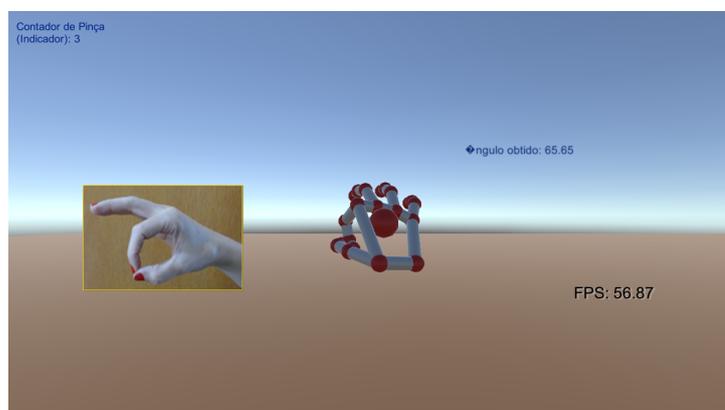
**Pinça**

Pinça Indicador	<input type="text" value="0"/>
Pinça Medio	<input type="text" value="0"/>
Pinça Anelar	<input type="text" value="0"/>
Pinça Mindinho	<input type="text" value="0"/>

Gênero do paciente:  Idade:  Mão:

Já na tela para fazer os exercícios, tem-se um ambiente tridimensional bastante simplista, contendo apenas um plano e um fundo azulado (Figura 20). Com a mão devidamente posicionada sobre o *Leap Motion Controller*, o usuário poderá ver o modelo de sua mão flutuando sobre o plano, acompanhando os gestos e movimentações que a pessoa reproduzir em tempo real. O canto inferior esquerdo da tela contém uma imagem ilustrando qual é o exercício a ser feito, como uma instrução sobre o gesto a ser feito. Nos cantos superiores, estão posicionados tanto o contador do exercício atual quanto o ângulo obtido pelo LMC do último movimento contado pelo sistema. Já no canto inferior direito, é mostrada a taxa de quadros por segundo. Após a execução de todos os exercícios programados na tela inicial, será exibida uma mensagem informando que eles foram concluídos, e que basta pressionar a tecla M para retornar à tela anterior.

Figura 20 – Tela de execução dos exercícios durante movimento de pinça.



## 5 Experimento

Neste capítulo é mostrado o procedimento experimental (Seção 5.1), os resultados e a análise destes (Seção 5.2). Em seguida, fala-se das dificuldades técnicas (Seção 5.3) presenciadas durante o experimento.

### 5.1 Procedimento Experimental

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Pernambuco para realizarmos o estudo, foi feito um convite aos alunos e pesquisadores do Centro de Informática da universidade para serem voluntários desta pesquisa. Um total de 14 pessoas, entre homens e mulheres com idade entre 18 e 33 anos participaram do experimento, dado o consentimento deles. A justificativa na restrição da idade está no fato de que a flexibilidade, definida como a capacidade de movimento da articulação com a maior amplitude possível, declina de 20% a 30% dos 20 aos 70 anos (GONÇALVES; GURJÃO; GOBBI, 2007). Tendo uma população com diferença pouco significativa de idade, acredita-se ser mais difícil obter resultados discrepantes para realização dos exercícios levando em consideração variações de flexibilidade parecidas entre os indivíduos. Adicionalmente, todos os participantes estavam dentro dos critérios de inclusão exigidos para o estudo, ou seja, nenhum deles tinha sofrido lesão recente nem portava condição neurológica ou física que poderiam impedir de realizar os exercícios do protocolo estabelecido.

Os experimentos foram feitos em salas de aula reservadas e fechadas, com iluminação artificial para garantir o funcionamento adequado do Leap Motion Controller. O LMC foi posicionado a 52cm do chão, paralelo ao chão (sem inclinação), e a 18cm de distância da mão do voluntário (antebraço repousado sobre o apoio) ou a 25cm de distância (apenas o cotovelo sobre o apoio). Os participantes ficaram sentados, com o braço devidamente apoiado na cadeira, conforme ilustra a Figura 21. Nos exercícios de abdução e de extensão dos dedos, o voluntário deixava o antebraço apoiado na superfície, enquanto que no exercício de oposição dos dedos era necessário apoiar somente o cotovelo. As configurações citadas para a postura correta do participante visam evitar a fadiga muscular e garantir que os testes fossem controlados para obter resultados coerentes, além de obedecer a condição de posição ideal segundo (MARQUES, 2003).

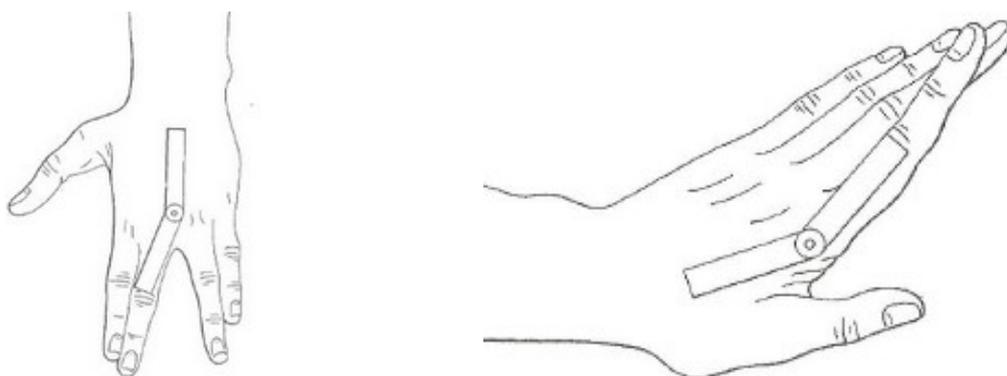
Figura 21 – Teste das configurações da sala e do *Leap Motion Controller* para o experimento.



As medições com o goniômetro foram feitas conforme as instruções contidas em (MARQUES, 2003), sendo elas, a depender do tipo de articulação:

- *Metacarpofalângica:*
  - Movimento de abdução: O braço fixo do goniômetro deve ficar sobre o o metacarpo da articulação. O braço móvel deve ser posicionado sobre o dorso (parte superior) da falange proximal (Figura 22, à esquerda). O eixo fica sobre a linha articular da articulação medida.
  - Movimento de extensão: O braço fixo do goniômetro posicionado na superfície lateral do metacarpo. O braço móvel na superfície lateral da falange proximal, com o eixo alinhado à linha articular (Figura 22, à direita).
- *Interfalângica proximal:*
  - Movimento de flexão: O braço fixo do goniômetro deve ser apoiado sobre o dorso da falange proximal, e o braço móvel apoiado sobre a superfície dorsal da falange média. O eixo deve ficar alinhado com a linha articular (Figura 23).

Figura 22 – Ilustrações de posicionamento do goniômetro para tomar as medidas dos exercícios de abdução (esquerda) e extensão (direita).



<sup>1</sup>Fonte: (MARQUES, 2003)

Figura 23 – Posicionamento do goniômetro para medir ângulo do exercício de oposição dos dedos.



<sup>2</sup>Fonte: Devine Medical ©

A participação dos voluntários consistia apenas de uma única sessão, sem treinamento prévio para uso do aparelho. Após a assinatura do termo de consentimento e da avaliação prévia sobre a possibilidade de o voluntário realizar os exercícios, escolhíamos geralmente a mão a qual o participante tivesse menores dificuldades. Apenas o primeiro voluntário fez os exercícios com ambas as mãos. Foi decidido exigir o ângulo de 9° como mínimo para ser atingido pelo voluntário nos exercícios de abdução e de extensão dos dedos, para todos os dedos, sendo essa especificação passada para o sistema na tela inicial. Este valor mínimo foi escolhido como um valor de teste, com a motivação de não ter de exigir demais da flexibilidade do participante, e ainda assim ser possível executar o exercício. Quanto ao movimento de oposição dos dedos, o qual era medida a flexão interfalângica proximal, não havia um ângulo mínimo a ser atingido. Além disso, decidiu-se que fossem feitas 5 repetições de cada movimento. A cada repetição contada pelo sistema, era feita uma pausa nele, e o voluntário deveria manter o dedo parado na posição exigida pelo exercício para ser feita a medição do ângulo com o goniômetro, sendo anotada em uma planilha separada.

## 5.2 Resultados

Para fazer a análise dos resultados, escolheu-se comparar os valores dos ângulos obtidos usando o teste t de Student para duas amostras de tamanhos e variância distintos. Para este estudo, definimos como hipótese nula que as médias dos ângulos obtidos pelo goniômetro são iguais às médias obtidas pelo LMC, e como hipótese alternativa que as médias são diferentes. Tais hipóteses serão tratadas com a seguinte notação:

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$$

$H_0$  é a hipótese nula,  $H_1$  a hipótese alternativa,  $\mu_1$  é a média entre os ângulos calculados na aplicação, e  $\mu_2$  é a média do goniômetro. As tabelas com os resultados foram separadas

por exercício e mão escolhidos. Assumindo que  $t$  seja o valor de  $t$  calculado para as médias e  $t_0$  o valor crítico de  $t$ , para rejeitar a hipótese nula,  $t < -t_0$  ou  $t > t_0$ . Usamos o nível de significância  $\alpha = 0.05$ .

Primeiro, serão mostradas as tabelas dos exercícios de abdução para mão esquerda (tabela 1) e direita (tabela 2), em seguida os de extensão (tabelas 3 e 4), e por fim as de flexão interfalângica proximal, chamadas por exercício de oposição dos dedos (tabelas 5 e 6). Na tabela 1 vimos que o teste  $t$  falhou em rejeitar a hipótese nula para os resultados dos dedos anular e indicador. Observou-se também que a menor diferença entre as médias está no resultado para o dedo indicador, correspondente a  $0,52^\circ$ . A maior diferença foi obtida no resultado do dedo mínimo, de  $2,66^\circ$ .

Tabela 1 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de abdução na mão esquerda

Abdução dos dedos na mão esquerda				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	15.06	10.57	13.75	9.59
Ângulo médio (sistema)	13.53	11.09	11.09	11.58
Valor de $t$	-0.46	0.48	-3.05	2.05
P-valor	0.64	0.62	0.003	0.04
Valor crítico ( $t$ )	1.67	1.68	1.67	1.67

Tabela 2 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de abdução na mão direita

Abdução dos dedos na mão direita				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	11.13	10.26	12.34	9.84
Ângulo médio (sistema)	7.81	11.62	11.17	11.04
Valor de $t$	-2.81	1.48	-1.43	1.97
P-valor	0.006	0.14	0.15	0.05
Valor crítico ( $t$ )	1.66	1.67	1.66	1.66

Na tabela 2 observa-se que o teste falhou em rejeitar  $H_0$  para os dedos indicador e mínimo. A menor diferença entre as médias dos ângulos está no resultado para o dedo mínimo, com valor de  $1,17^\circ$ . O maior valor foi de  $3,32^\circ$ , no dedo anular.

Tabela 3 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de extensão na mão esquerda

Extensão dos dedos na mão esquerda				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	19	18.51	21.88	17.8
Ângulo médio (sistema)	9.98	10.24	10.43	9.75
Valor de $t$	-10.96	-6.28	-8.79	-5.1
P-valor	4.44	6.92	1.44	5.65
Valor crítico ( $t$ )	1.66	1.67	1.66	1.67

Na tabela 3, pode-se observar que os valores de  $t$  são todos inferiores a  $-t_0$  (valor crítico de  $t$ ), e apresentam  $p$  – valor elevados. O maior valor de diferença entre os ângulos médios é de  $11,45^\circ$  no dedo mínimo, e o menor valor é  $8,05^\circ$  no dedo médio.

Tabela 4 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de extensão na mão direita

Extensão dos dedos na mão direita				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	15.69	15.44	38.82	16.3
Ângulo médio (sistema)	10.11	10.19	10.83	11.09
Valor de $t$	-8.10	-5.48	-1.17	-5.88
P-valor	1.28	5.96	0.24	1.17
Valor crítico ( $t$ )	1.66	1.66	1.66	1.66

Na tabela 4, a hipótese nula foi rejeitada em todos os casos, e em comparação à tabela 3, os valores de  $t$  são maiores e os de  $p$  – valor são menores. A maior diferença entre as médias dos ângulos foi de  $27,99^\circ$  no dedo mínimo, e a menor foi de  $5,21^\circ$  no dedo médio.

Tabela 5 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de oposição dos dedos na mão esquerda

Oposição dos dedos na mão esquerda				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	76.45	59.97	63.21	70.74
Ângulo médio (sistema)	73.76	72.73	49.84	75.86
Valor de $t$	-0.82	3.26	-2.28	2.03
P-valor	0.41	0.001	0.02	0.04
Valor crítico ( $t$ )	1.66	1.66	1.66	1.66

Novamente, a hipótese nula foi rejeitada em todos os casos mostrados na tabela 5. No resultado do dedo mínimo percebe-se que a diferença entre as médias é a maior, sendo de  $13,37^\circ$ , e a menor sendo de  $2,69^\circ$  no dedo anular.

Tabela 6 – Resultados do teste  $t$  para o exercício de oposição dos dedos na mão direita

Oposição dos dedos na mão direita				
Valores	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Ângulo médio (goniômetro)	72.76	59.07	51.65	57.95
Ângulo médio (sistema)	78.94	65.64	43.81	74.79
Valor de $t$	1.77	3.06	-1.18	5.52
P-valor	0.08	0.002	0.24	4.8
Valor crítico ( $t$ )	1.66	1.66	1.66	1.66

Analisando os resultados da tabela 6, vê-se a hipótese nula não foi rejeitada para o dedo mínimo. Apesar disso, o maior valor de diferença entre as médias dos ângulos é a do dedo médio, cujo valor é  $16,84^\circ$ . O menor valor é o do dedo indicador, correspondente

a  $5,97^\circ$ . As tabelas 7 e 8 mostram todos esses valores de diferença entre as médias de ângulos obtidos pelo LMC e pelo goniômetro, destacando os valores maior e menor entre todos, separadamente.

Tabela 7 – Diferenças entre ângulos obtidos das amostras da mão esquerda

Diferenças das médias dos ângulos na mão esquerda				
Exercícios	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Abdução	$1.53^\circ$	<b><math>0.52^\circ</math></b>	$2.66^\circ$	$1.99^\circ$
Extensão	$9.02^\circ$	$8.27^\circ$	$11,45^\circ$	$8.05^\circ$
Pinça	$2.69^\circ$	$12.76^\circ$	<b><math>13.37^\circ</math></b>	$5.12^\circ$

Tabela 8 – Diferenças entre ângulos obtidos das amostras da mão direita

Diferenças das médias dos ângulos na mão direita				
Exercícios	Anular	Indicador	Mínimo	Médio
Abdução	$3.32^\circ$	$1.36^\circ$	<b><math>1.17^\circ</math></b>	$1.2^\circ$
Extensão	$5.58^\circ$	$5.25^\circ$	<b><math>27.99^\circ</math></b>	$5.21^\circ$
Pinça	$6.18^\circ$	$6.57^\circ$	$7.84^\circ$	$16.84^\circ$

Observa-se que, analisando os valores nas tabelas 7 e 8, os menores valores em ambas as mãos encontram-se nos exercícios de abdução. Isso mostra que o *Leap Motion Controller* consegue obter valores muito próximos aos do goniômetro para esse movimento em todos os dedos, ainda que o valor mais alto entre eles seja de  $3.32^\circ$ . Em contrapartida, levando em consideração as duas tabelas e a soma dos ângulos por linha, o exercício de extensão teve o pior dos resultados, sendo o valor mais alto a diferença de quase  $28^\circ$  para o dedo mínimo na mão direita. Durante os experimentos, devido ao LMC não ter conseguido detectar o exercício de extensão dos dedos médio, anular e mínimo individualmente, foi pedido aos voluntários que realizassem o movimento com todos os dedos, ou seja, erguendo os quatro dedos simultaneamente.

### 5.3 Dificuldades Técnicas

Ocorreram instabilidades no dispositivo, desde desconexões recorrentes do LMC, que reiniciava várias vezes seguidas em questão de segundos, até possíveis problemas para recalibrar automaticamente devido à luminosidade da sala. O primeiro problema geralmente era resolvido reconectando o cabo USB, porém o segundo envolvia ou mudança de posicionamento do dispositivo na sala para que não recebesse a luz artificial diretamente no centro de seu campo de visão, ou mudança de intensidade da luz artificial.

## 6 Conclusão e trabalhos futuros

Este estudo teve como principal objetivo fazer uma análise de acurácia do *Leap Motion Controller* para medir os ângulos dos exercícios de abdução, extensão e de pinça dos dedos indicador, médio, anular e mínimo das mãos através de um sistema desenvolvido na *game engine Unity 3D*. Neste trabalho, assumimos que a média dos ângulos calculados através da aplicação é diferente da média dos ângulos medidos utilizando o goniômetro.

Com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, foram realizados experimentos com pessoas saudáveis, e os dados obtidos foram armazenados para ser analisado com o teste t. Concluímos que o LMC é acurado para os exercícios de abdução e de pinça em ambas as mãos. No primeiro exercício, a diferença entre os ângulos medidos pelos dois métodos não é maior do que  $3.32^\circ$ . Quanto ao segundo, pode-se considerar bons resultados os que apresentam valores da diferença inferior a  $8^\circ$ , apesar de não acurados o bastante. Porém, o exercício de extensão mostrou resultado não satisfatório, tanto por conta dos valores apresentados quanto pela limitação do LMC em identificar o movimento. Consideramos que não era adequado ter de realizar o exercício em todos os dedos para levar em conta a execução em apenas um deles, indo contra a proposta de trabalhar-se com a individualidade do membro para reproduzir o movimento.

Portanto, ressaltamos que nossa abordagem mostrou que o LMC não é acurado para a medição do ângulo no exercício de extensão dos dedos indicador, médio, anular e mínimo. Para um sistema voltado para reabilitação nos dedos das mãos através de exercícios individuais, não nos parece adequado realizar o movimento com todos os dedos para contornar a limitação do dispositivo em reconhecê-lo para um único dedo. Ainda assim, é necessário investigar outras abordagens para obter o ângulo desse exercício e poder concluir se de fato a limitação está no aparelho ou na forma a qual o ângulo foi calculado. Além disso, levar em consideração o uso de mais de um *Leap Motion Controller*, explorando outras configurações de posicionamento do dispositivo para capturar diferentes faces da mão e verificar se ainda irá ocorrer a mesma limitação com o exercício de extensão.

Apesar disso, dados os resultados dos exercícios de abdução e de oposição dos dedos, estes podem ser utilizados no desenvolvimento de uma aplicação voltada à reabilitação motora. Tendo o apoio e a orientação de especialistas, é preciso definir que tipo de sistema interativo fazer e o protocolo para execução dos exercícios nessa aplicação. Adicionalmente, definir para qual tipo de doença ou lesão o sistema abordará, seja como uma ferramenta para reabilitação ou somente para avaliação ou até mesmo acompanhamento para métodos convencionais de tratamento, validando evolução ou regressão da recuperação do paciente. Também foi pensado como trabalho futuro utilizar métodos de reconhecimento gestual

no sistema como uma possível melhoria, de forma que os exercícios não dependam da verificação de sua execução baseada somente na posição no ambiente tridimensional.

## Referências

- AFYOUNI, I. et al. Motion-based serious games for hand assistive rehabilitation. In: . [S.l.: s.n.], 2017. p. 133–136. Citado na página 17.
- BOTELLA, C. et al. Virtual reality exposure in the treatment of panic disorder and agoraphobia: A controlled study. *Clinical Psychology & Psychotherapy*, v. 14, n. 3, p. 164–175, 2007. Citado na página 18.
- CARNEIRO, M.; JORGE, P. *Sistema para medição de ângulos em exercícios dos dedos das mãos*. 2018. Disponível em: <<https://github.com/Milechwan/LeapMotionRV/tree/resetar-cena>>. Citado na página 35.
- CHOPHUK, P. et al. Hand postures for evaluating trigger finger using leap motion controller. In: *2015 8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 1–4. Citado 4 vezes nas páginas 22, 23, 28 e 30.
- DIX, A. et al. Human-computer interaction. In: *Encyclopedia of database systems*. [S.l.]: Springer, 2009. p. 1327–1331. Citado na página 16.
- GHOTKAR, A.; VIDAP, P. Analysis of various features of hand gestures using leap motion controller for indian sign language interpretation. *International Journal of Engineering Trends and Technology*, v. 61, p. 2231–5381, Jul. 2018. Citado na página 24.
- GONÇALVES, R.; GURJÃO, A. L. D.; GOBBI, S. Efeitos de oito semanas do treinamento de força na flexibilidade de idosos. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, v. 9, n. 2, p. 145–53, 2007. Citado na página 41.
- GUNA, J. et al. An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors*, v. 14, n. 2, p. 3702–3720, 2014. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/3702>>. Citado 4 vezes nas páginas 12, 20, 21 e 28.
- INC., L. M. *Unity Modules: Getting Started*. 2018. Disponível em: <<https://leapmotion.github.io/UnityModules/>>. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 37.
- INVITTO, S. et al. Haptic, virtual interaction and motor imagery: Entertainment tools and psychophysiological testing. *Sensors*, v. 16, n. 3, p. 394, 2016. Citado na página 12.
- IOSA, M. et al. Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 22, n. 4, p. 306–316, 2015. PMID: 26258456. Disponível em: <<https://doi.org/10.1179/1074935714Z.0000000036>>. Citado 3 vezes nas páginas 27, 28 e 29.
- KHADEMI, M. et al. Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation. In: *Proceedings of the Extended Abstracts of the 32Nd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*. New York, NY, USA: ACM, 2014. (CHI EA '14), p. 1663–1668. ISBN 978-1-4503-2474-8. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2559206.2581203>>. Citado 3 vezes nas páginas 24, 25 e 29.

- LU, W.; TONG, Z.; CHU, J. Dynamic hand gesture recognition with leap motion controller. *IEEE Signal Processing Letters*, v. 23, p. 1188–1192, Set. 2016. Citado na página 23.
- LUGO, G. et al. Virtual reality and hand tracking system as a medical tool to evaluate patients with parkinson's. *Proceedings of the 11th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare - PervasiveHealth 17*, 2017. Citado na página 18.
- MACHADO, L. d. S. et al. Serious games based on virtual reality in medical education. *Revista Brasileira de Educação Médica*, SciELO Brasil, v. 35, n. 2, p. 254–262, 2011. Citado na página 17.
- MAPARI, R. B.; KHARAT, G. Analysis of multiple sign language recognition using leap motion sensor. *International journal of research in advent technology*, 2017. Citado na página 23.
- MARQUES, A. P. *Manual de Goniometria*. 2. ed. Barueri, São Paulo: Manole, 2003. ISBN 8520416276. Citado 4 vezes nas páginas 14, 37, 41 e 42.
- MOHANDÉS, M.; ALIYU, S.; DERICHE, M. Arabic sign language recognition using the leap motion controller. In: IEEE. *Industrial Electronics (ISIE), 2014 IEEE 23rd International Symposium on*. [S.l.], 2014. p. 960–965. Citado na página 23.
- MORAES, V. B. d. et al. O uso do videogame nintendo © wii como recurso terapêutico para idosos: uma análise da atividade na perspectiva da terapia ocupacional. *Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar*, v. 24, n. 4, p. 705–714, 2016. Citado na página 12.
- NETTO, A. V.; MACHADO, L. d. S.; OLIVEIRA, M. d. Realidade virtual-definições, dispositivos e aplicações. *Revista Eletrônica de Iniciação Científica-REIC. Ano II*, v. 2, 2002. Citado na página 18.
- OÑA, E. D. et al. Effectiveness of serious games for leap motion on the functionality of the upper limb in parkinson's disease: A feasibility study. *Computational Intelligence and Neuroscience*, v. 2018, p. 1–17, Abr. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 26, 27 e 31.
- REGO, P. A.; MOREIRA, P. M.; REIS, L. P. Natural user interfaces in serious games for rehabilitation. In: IEEE. *Information Systems and Technologies (CISTI), 2011 6th Iberian Conference on*. [S.l.], 2011. p. 1–4. Citado na página 16.
- SOARES, N. M. et al. Terapia baseada em realidade virtual usando o leap motion controller para reabilitação do membro superior após acidente vascular cerebral. *Scientia Medica*, v. 27, n. 2, Jun 2017. Citado na página 18.
- TECHNOLOGIES, U. *Unity User Manual (2018.2)*. 2018. Disponível em: <<https://docs.unity3d.com/Manual/index.html>>. Citado 3 vezes nas páginas 35, 36 e 37.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Princípios de anatomia e fisiologia, 14ª edição*. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 30.
- TUNG, J. Y. et al. Evaluation of a portable markerless finger position capture device: accuracy of the leap motion controller in healthy adults. *Physiological Measurement*, v. 36, n. 5, p. 1025, 2015. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0967-3334/36/i=5/a=1025>>. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 28.

- TĂUT, D. et al. Play seriously: Effectiveness of serious games and their features in motor rehabilitation. a meta-analysis. *NeuroRehabilitation*, v. 41, n. 1, p. 105–118, 2017. Citado na página 12.
- VALENTINI, P. P.; PEZZUTI, E. Accuracy in fingertip tracking using leap motion controller for interactive virtual applications. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, v. 11, n. 3, p. 641–650, Ago. 2017. ISSN 1955-2505. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s12008-016-0339-y>>. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 21.
- VALLI, A. *Notes on Natural Interaction*. 2005. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.102.9828&rep=rep1&type=pdf>>. Citado na página 16.
- VALLI, A. The design of natural interaction. *Multimedia Tools and Applications*, v. 38, n. 3, p. 295–305, Jul 2008. ISSN 1573-7721. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s11042-007-0190-z>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- WEICHERT, F. et al. Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. *Sensors*, v. 13, n. 5, p. 6380–6393, 2013. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/13/5/6380>>. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 28.