

UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO
Curso de Ciência da Computação

Nigel da Silva Lima

**Exame Clínico da Osteoartrose do Joelho com
Realidade Aumentada**

São Luís - MA
2018

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Núcleo Integrado de Bibliotecas/UFMA

da Silva Lima, Nigel.

Exame Clínico da Osteoartrose do Joelho com Realidade Aumentada / Nigel da Silva Lima. - 2018.

49 p.

Orientador(a): Anselmo Cardoso de Paiva.

Monografia (Graduação) - Curso de Ciência da Computação, Universidade Federal do Maranhão, São Luís - MA, 2018.

1. Dispositivos Móveis. 2. Osteoartrose do Joelho. 3. Plataforma Tango. 4. Realidade Aumentada. I. Cardoso de Paiva, Anselmo. II. Título.

Nigel da Silva Lima

Exame Clínico da Osteoartrose do Joelho com Realidade Aumentada

Monografia apresentada ao curso de Ciência da Computação da Universidade Federal do Maranhão, como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Cardoso de Paiva

São Luís - MA

2018

Nigel da Silva Lima

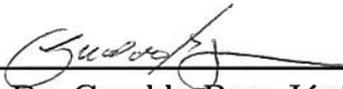
Exame Clínico da Osteoartrose do Joelho com Realidade Aumentada

Monografia apresentada ao curso de Ciência da Computação da Universidade Federal do Maranhão, como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação.

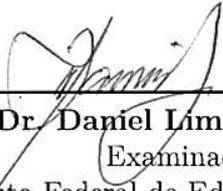
Trabalho aprovado em 19 de Janeiro de 2018.



Prof. Dr. Anselmo Cardoso de Paiva
Orientador
Universidade Federal do Maranhão



Prof. Dr. Geraldo Braz Júnior
Examinador
Universidade Federal do Maranhão



Prof. Dr. Daniel Lima Gomes Júnior
Examinador
Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia do Maranhão

São Luís - MA

2018

Agradecimentos

À minha família, que sempre me apoiou e providenciou recursos físicos e apoio emocional em todos esses anos. Em especial, ao meu pai Joabe Sousa, meu primo Rafael e minha tia Sara, que acompanharam esse processo mais de perto me motivando e me ajudando no dia a dia.

Aos meus amigos quase irmãos que estiveram comigo desde o começo, enfrentando dificuldades e compartilhando alegrias, Lucas Maia e Roberto Matheus.

À minha namorada e amiga, que teve paciência e ficou ao meu lado nessa reta final, Larissa Almeida.

Aos meus orientadores, Anselmo Cardoso de Paiva, por confiar e me orientar com paciência e sabedoria durante esses anos, e o médico Raul Frankllim por todo apoio e orientação durante o estudo.

Aos meus amigos e companheiros do Núcleo de Telessaúde, pelo apoio e companheirismo durante esse processo, em especial ao Humberto Serra, pela paciência e orientação.

Aos meus colegas do LabMint, que sempre tiravam dúvidas e ajudavam com prontidão (quando sabiam) e por se desesperarem junto comigo, às vezes.

Aos médicos e residentes do ambulatório de ortopedia, pela compreensão e orientação durante o estudo.

Por fim, a todos que contribuíram de maneira direta ou indireta para minha formação.

"Let's put a smile on that face"

(The Joker, 2008)

Resumo

A osteoartrose (OA) do joelho é uma doença degenerativa que contribui grandemente para a redução de mobilidade e perda de independência funcional, causando desvios no eixo anatômico dos membros inferiores. Comumente, utiliza-se a radiografia de tamanho curto para estimativa do ângulo que se forma no eixo. O estudo proposto neste trabalho tem por objetivo a utilização de técnicas de realidade aumentada e manipulação de nuvem de pontos, com auxílio da plataforma Tango, para o desenvolvimento de uma ferramenta que auxilie na mensuração do eixo anatômico do joelho de forma clínica, assim como a reconstrução da superfície e exportação do modelo da área de interesse. A aplicação móvel proposta visa auxiliar profissionais da área da saúde durante o processo de diagnóstico e pré-operatório da OA do joelho, informatizando e facilitando o processo de avaliação dos membros inferiores. Foram avaliados 27 joelhos de 15 pacientes no ambulatório de ortopedia, onde as mensurações por meio de radiografia foram comparadas com as medidas obtidas pelo método proposto. A análise estatística foi feita com o uso do Coeficiente de Correlação Intraclassas (ICC) para avaliar a concordância na medida do eixo anatômico. O valor obtido apresenta concordância fortemente significativa entre as medidas, com ICC = 0.972, validando a metodologia como alternativa de mensuração.

Palavras-chaves: Osteoartrose do Joelho. Realidade Aumentada. Plataforma Tango. Dispositivos Móveis.

Abstract

Knee Osteoarthritis (OA) is a degenerative disease that contributes greatly to reduced mobility and loss of functional independence, causing deviations in the anatomical axis of the lower limbs. Usually, the short-size radiograph is used to estimate the angle that forms on the axis. The aim of this study is to use augmented reality techniques and point cloud manipulation, using Tango platform, to develop a tool that helps to measure the anatomical axis of the knee in a clinical way, as well as the reconstruction of the surface and export of the model of the area of interest. The proposed mobile application aims to assist health professionals during the diagnosis and preoperative process of OA of the knee, computerizing and facilitating the evaluation process of the lower limbs. We evaluated 27 knees of 15 patients in the orthopedic outpatient clinic, where the measurements by radiography were compared with the measurements obtained by the proposed method. Statistical analysis was performed using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) to evaluate the agreement on the measurement of the anatomical axis. The value obtained shows a strongly significant agreement among the measures, with $ICC = 0.972$, validating the methodology as an alternative of measurement.

Keywords: Knee Osteoarthritis. Augmented Reality. Tango Platform. Mobile Devices.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Osteoartrose do joelho. Tipos de deformidade.	13
Figura 2 – Tipos de mensurações do eixo anatômico do joelho.	20
Figura 3 – <i>Continuum</i> de virtualidade.	20
Figura 4 – Exemplo de aplicação móvel em RA para medicina.	22
Figura 5 – Representação de 2 cubos em nuvem de pontos.	23
Figura 6 – Exemplo de <i>motion tracking</i> em um dispositivo Tango.	25
Figura 7 – Representação da geração de uma nuvem de pontos a partir de uma cena com um dispositivo móvel Tango.	26
Figura 8 – Etapas da abordagem proposta para mensuração do eixo anatômico do joelho com uso de RA.	27
Figura 9 – Etapas de aquisição de imagem.	28
Figura 10 – Representação da localização dos pontos necessários para mensuração do ângulo do eixo anatômico do joelho.	29
Figura 11 – Representação da inserção de <i>keypoints</i> no paciente.	29
Figura 12 – Vetores resultantes dos <i>keypoints</i> inseridos.	30
Figura 13 – Representação do <i>bounding box</i> que delimita o <i>mesh</i> da região do eixo anatômico do joelho.	31
Figura 14 – Modelo 3D dos eixos anatômicos dos joelhos de um paciente portador de OA do joelho.	31
Figura 15 – Visualização em RA das informações de ângulos e reconstrução 3D dos pacientes.	32
Figura 16 – Interface da aplicação de RA desenvolvida.	35
Figura 17 – Imagem radiográfica de paciente em posição com carga.	37
Figura 18 – Erro de deslocamento dos <i>keypoints</i> (paciente 10).	39

Lista de tabelas

Tabela 1 – Interpretação dos valores ICC	33
Tabela 2 – Amostra de dados	38
Tabela 3 – ICC de cada grupo de medidas	38
Tabela 4 – MSE para cada grupo de medidas	38
Tabela 5 – Comparação de resultados	40

Lista de abreviaturas e siglas

RA	Realidade Aumentada
OA	Osteoartrose
ICC	Coefficiente de Correlação Intraclasse
LED	Dodo Emissor de Luz
ToF	Time-of-Flight
IR	Infravermelho
SLAM	Localização e Mapeamento Simultâneo
VIO	Visual-inertial Odometry
HU-UFMA	Hospital Universitário da Universidade Federal do Maranhão
MR	Mensuração Radiográfica
MRA	Mensuração com uso de Realidade Aumentada

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Justificativa	14
1.2	Objetivo	15
1.2.1	Objetivos específicos	15
1.3	Organização do trabalho	15
2	TRABALHOS RELACIONADOS	17
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
3.1	Osteoartrose do joelho	19
3.2	Realidade Aumentada	20
3.3	Percepção de profundidade	22
3.4	Plataforma Tango	24
3.4.1	Motion tracking	24
3.4.2	Percepção de profundidade da Plataforma Tango	25
4	MATERIAIS E MÉTODOS	27
4.1	Ferramentas	27
4.2	Metodologia proposta	27
4.2.1	Aquisição de imagem	28
4.2.2	Inserção de pontos de interesse	28
4.2.3	Mensuração do ângulo do eixo anatômico	29
4.2.4	Reconstrução 3D	30
4.2.5	Visualização RA	32
4.3	Validação de resultados	33
5	RESULTADOS	35
5.1	Aplicação desenvolvida	35
5.2	Descrição do experimento	36
5.3	Apresentação de resultados e discussão	37
5.3.1	Comparação de resultados	39
6	CONCLUSÃO	41
	REFERÊNCIAS	42

APÊNDICES	46
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO	47

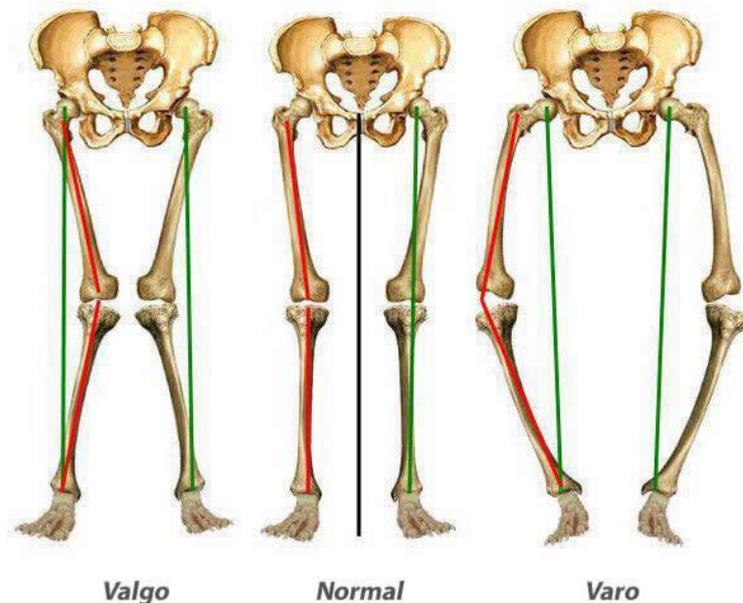
1 Introdução

A osteoartrose (OA) do joelho, doença de caráter degenerativo, é uma das formas mais comuns de artrose, sendo prevalente no sexo feminino e um dos principais contribuintes para redução de mobilidade e perda de independência funcional entre adultos mais velhos. A OA do joelho provoca a destruição da cartilagem articular de forma progressiva, podendo levar à deformidade a região da articulação (ALBUQUERQUE et al., 2012; CORTI; RIGON, 2003).

A etiologia do processo é complexa e inicia-se com o envelhecimento. Porém, alguns fatos durante a vida do paciente podem provocar um início precoce desse processo degenerativo natural, tais como doenças inflamatórias ou infecciosas que destroem a estrutura cartilaginosa, precipitando a osteoartrose (CAMANHO, 2001).

A deformidade articular causada pela OA do joelho é complexa e pode provocar desvios no eixo anatômico, como mostra a Figura 1. Uma forma clássica de tratamento, para retardar a progressão do processo artrósico e corrigir as deformidades, é a correção cirúrgica do desvio do eixo dos membros inferiores (CAMANHO, 2001).

Figura 1 – Osteoartrose do joelho. Tipos de deformidade.



Fonte – (GUREVICH, 2017)

Para efetuação da cirurgia ortopédica, faz-se necessária a avaliação do eixo anatômico para estimar o grau do desvio e, assim, realizar o realinhamento. Esta avaliação pode ser feita de duas maneiras: avaliação clínica, onde a mensuração do eixo é feita usando um instrumento de medição de ângulo (goniômetro) diretamente no joelho do paciente; e a

avaliação radiográfica, onde é feita uma radiografia da região do eixo anatômico do joelho e medido o ângulo na imagem gerada (ALBUQUERQUE et al., 2012).

Ambas as técnicas de avaliação apresentam concordância fortemente significativa. Um estudo com 100 joelhos em 2010 fez uma análise comparativa entre a medição clínica e radiográfica, executada por um médico membro da Sociedade Brasileira de Cirurgia do Joelho (SBCJ). Os resultados do estudo foram obtidos com uma análise estatística de coeficiente de correlação intraclassa (ICC), apresentando um ICC=0,974 e $p < 0,0001$, o que aponta a conformidade entre ambas as medições (ALBUQUERQUE et al., 2012).

A conformidade constatada entre a mensuração clínica e radiográfica abre espaço para estudos que automatizem a medição, tanto de forma clínica, quanto radiográfica, para facilitar o processo de diagnóstico da OA do joelho.

Recentes avanços tecnológicos em visão computacional e em outros métodos vêm ganhando espaço na tarefa de auxiliar no processo de visualização e de diagnóstico de patologias. Um deles é a Realidade Aumentada (RA), que se caracteriza pela inserção de objetos virtuais no mundo real por meio de um dispositivo tecnológico, aumentando a percepção e interação humana com o mundo real. Ou seja, a utilização de RA possibilita a visualização de informações em objetos que o usuário não consegue ver de forma direta. Sendo assim, é uma tecnologia com grande potencial na área de visualização médica, possibilitando uma interação em tempo real de dados e pacientes reais (AZUMA, 1997).

Com o avanço do acesso tecnológico em termos de hardware, recentes lançamentos de dispositivos com tecnologias integradas vêm proporcionando maiores experiências de imersão em realidade aumentada e virtual - como é o caso do Project Tango (GOOGLE, 2017d). *Project Tango* é uma plataforma de realidade aumentada e virtual onde sensores de profundidade, reconhecimento de área e posicionamento espacial são integrados a um dispositivo móvel, possibilitando experiências em RA mais precisas, como: navegação interna, mapeamento 3D, mensuração física, entre outras.

1.1 Justificativa

A mensuração do eixo anatômico do joelho através de exame radiográfico é ferramenta fundamental no planejamento pré-operatório para realinhamento dos membros inferiores. Contudo, há dificuldades encontradas quanto à logística de aquisição de exame radiográfico de qualidade, aos riscos de exposição do paciente à radiação ionizante e ao custo adicional gerado durante este processo (MATOS et al., 2015).

Considerando que os profissionais da área da saúde e de tecnologias da informação devam, em conjunto, desenvolver competências e saberes tecnológicos que possam construir novas ferramentas e metodologias para auxiliar nas práticas profissionais, torna-se substancial

o surgimento de iniciativas que desenvolvam e utilizem recursos computacionais na área da ortopedia (CARDOSO, 2016).

Devido ao cenário exposto, o desenvolvimento e validação de uma alternativa tecnológica que auxilie no processo de mensuração clínica do eixo anatômico do joelho torna-se favorável nos procedimentos de diagnóstico e tratamento da osteoartrose do joelho, evitando a exposição dos pacientes ao Raio-X e reforçando o campo de estudo para utilização deste tipo de tecnologia na ortopedia.

1.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é propor o desenvolvimento de uma aplicação clínica de mensuração do eixo anatômico do joelho por meio da utilização de técnicas de RA e análise de imagens de profundidade, proporcionar ao médico ortopedista o armazenamento da reconstrução 3D da região de interesse para análises posteriores e, por fim, verificar a concordância entre o método desenvolvido e o método radiológico de mensuração.

1.2.1 Objetivos específicos

- Analisar as técnicas de manipulação de imagens de profundidade;
- Analisar as técnicas de mensuração de eixos anatômicos para fornecimento de dados necessários para a cirurgia ortopédica;
- Comparar a medição clínica feita com RA e a mensuração radiográfica tradicional.

1.3 Organização do trabalho

Este trabalho está organizado em mais quatro capítulos, de modo que o capítulo 2 apresenta alguns trabalhos que também utilizaram RA como ferramenta médica e trabalhos que utilizaram processamento de imagens para mensuração em imagens radiográficas.

Por sua vez, o capítulo 3 apresenta toda a fundamentação teórica necessária para a aplicação do trabalho proposto. Este capítulo está dividido em quatro seções: a primeira fornece informações sobre a Osteoartrose do Joelho e a segunda aborda as características envolvidas em RA. A terceira seção é voltada para a explanação da estruturação de imagens de profundidade. Por fim, a quarta apresenta as técnicas e sensores envolvidos na construção da plataforma Tango.

O capítulo 4 apresenta todas as etapas da abordagem proposta para o desenvolvimento da aplicação RA, cujos os critérios utilizados na seleção de pacientes e resultados obtidos

são discutidos e comparados no capítulo 5. Finalmente, o capítulo 6 traz a conclusão e as considerações finais do trabalho.

2 Trabalhos relacionados

Neste capítulo, são apresentados alguns trabalhos que também utilizaram RA, imagens de profundidade e processamento de imagens em ortopedia e aprendizagem em procedimentos médicos. Um deles foi proposto por [Stone et al. \(2013\)](#), conduzido para avaliação do uso do modelo esquelético gerado pelo Xbox Kinect ([MICROSOFT, 2017](#)), que utiliza imagens de profundidade, na captura de mensurações biomédicas durante o Drop Vertical Jump Test (DVJT). Essas medidas, que incluem: o movimento do joelho do valgo desde o contato inicial até a flexão do pico, o ângulo do joelho do plano frontal no contato inicial, o ângulo do joelho do plano frontal na flexão do pico e a relação de separação joelho-tornozelo no pico de flexão provaram, segundo o estudo, serem úteis em triagem para futuras lesões do ligamento cruzado do joelho anterior (ACL, do inglês: *Anterior Cruciate Ligament*) entre atletas do sexo feminino.

Já em ([OKA et al., 2008](#)), um sistema automático para análise de características do eixo anatômico do joelho por meio de processamento de imagens é descrito. O KOACAD (*Knee OsteoArthritis Computer-Aided Diagnosis*) mede, nas imagens radiográficas, o estreitamento do espaço articular nos lados medial e lateral, a formação de osteófitos e a angulação articular.

Tratando-se da utilização de RA em processos de aprendizagem na área da saúde, o projeto descrito por [Meng et al. \(2013\)](#) mostra um sistema RA que permite uma visualização intuitiva de informações anatômicas realistas sobre o usuário, fazendo uso também do Kinect para estimação do posicionamento e orientação da pessoa em observação.

Por sua vez, [Azuma \(1997\)](#) descreve uma aplicação em RA para servir de auxílio médico em termos de diagnóstico e treinamento. RAMP (*Reality Augmentation for Medical Procedures*) produz uma visualização indireta de ambos os modelos virtuais e o processo final de treinamento médico durante práticas clínicas. Sabe-se que é eficiente e útil em algumas pesquisas de simuladores médicos.

Por fim, [Smallwood et al. \(2012\)](#) e [Leao \(2013\)](#) avaliaram a utilização do Kinect e outras câmeras de profundidade em classificação de posturas, o que possibilita a criação de estratégias cinemáticas em ambiente clínico e de trabalho, segundo a metodologia OWAS (do inglês: *Ovako Working Posture Analysing System*).

Todos os projetos discutidos da literatura visam apresentar alternativas tecnológicas que sirvam como ferramentas fundamentais nos processos de aprendizagem, diagnóstico e planejamento operatório, uma vez que a utilização de RA baseada em imagens de profundidade vem sendo largamente difundida na área médica. Diferentemente do sistema mencionado em ([OKA et al., 2008](#)), a metodologia proposta neste trabalho faz uso de

imagens de profundidade geradas com os sensores acoplados a qualquer dispositivo com a plataforma Tango e armazena tridimensionalmente os membros inferiores do paciente. Dessa forma, evita-se a necessidade de exposição ao Raio-X para mensuração do eixo anatômico do joelho, reduzindo custos e tempo gasto no processo de diagnóstico e pré-operatório.

3 Fundamentação teórica

Neste capítulo, apresenta-se o referencial teórico utilizado no desenvolvimento deste trabalho. As seções e subseções seguintes mostram com maior detalhamento os fundamentos e técnicas computacionais aplicadas.

3.1 Osteoartrose do joelho

A osteoartrite, artrose ou osteoartrose, como é conhecida no meio médico, é uma doença articular com caráter degenerativo e reumática mais prevalente entre idosos com mais de 65 anos de idade. É uma afecção dolorosa das articulações causada por insuficiência da cartilagem, que é associada a vários fatores como: sobrecarga mecânica, alterações bioquímicas da cartilagem e membrana sinovial e fatores genéticos. A osteoartrose é, também, uma das causas mais frequentes de dor do sistema músculo-esquelético e de incapacidade para o trabalho no Brasil e no mundo (COIMBRA et al., 2004).

Por sua vez, a OA do joelho leva à destruição da cartilagem articular, causando deformidade na articulação do joelho. Quando diagnosticada, a cirurgia ortopédica é um dos tratamentos considerados para retardar a progressividade do processo artrósico, corrigindo as deformidades por meio das osteotomias.

Na literatura, o grau máximo de deformidade para o eixo do joelho apresentar estabilidade é de 10° em varo ou 15° em valgo (COIMBRA et al., 2004). Sendo assim, faz-se necessária a avaliação radiográfica dos membros inferiores para determinar o grau de comprometimento articular e nortear o planejamento pré-operatório (ALBUQUERQUE et al., 2012; MATOS et al., 2015).

A radiografia panorâmica dos membros inferiores, que é a incidência radiográfica em todo o membro inferior, incluindo as articulações da bacia, dos joelhos e tornozelos (SANTILI et al., 1998), em conjunto com apoio mono ou bipodálico, é uma das metodologias mais recomendadas neste tipo de situação de avaliação. Porém, devido a fatores de dificuldades logísticas para efetuação da radiografia panorâmica, um estudo feito por Matos et al. (2015) avaliou a concordância entre radiografias panorâmicas e radiografias curtas da região do eixo anatômico do joelho. O estudo concluiu que existe concordância fortemente significativa ($ICC > 0,96$) entre as duas radiografias.

Além da concordância entre a mensuração panorâmica e curta por meio de radiografias, outro estudo proposto por Albuquerque et al. (2012) avaliou se há concordância fortemente significativa entre as mensurações clínica (efetuadas diretamente no paciente utilizando um goniômetro) e radiográfica (Figura 2). Os resultados mostram que existe

concordância entre os dois métodos de medição, apresentando ICC=0,974.

Figura 2 – Tipos de mensurações do eixo anatômico do joelho.

(a) Avaliação clínica.



(b) Avaliação radiográfica.



Fonte – (ALBUQUERQUE et al., 2012)

3.2 Realidade Aumentada

De acordo com Cardoso et al. (2007), a Realidade Aumentada (RA) é definida pela amplificação da percepção sensorial por meio de recursos computacionais. Sendo assim, RA permite uma associação de dados computacionais com o mundo real, que comumente envolve a inserção de elementos virtuais no ambiente real, levando o usuário a crer que estes elementos fazem parte daquele contexto em observação.

Figura 3 – *Continuum* de virtualidade.



Fonte – Adaptado de Milgram e Kishino (1994)

Segundo o *continuum* de virtualidade proposto por Milgram e Kishino (1994) apresentado na Figura 3, RA faz parte de uma área geral de Realidade Misturada. De um lado, o ambiente é puramente real e do outro lado o ambiente é puramente virtual (KREVELEN; POELMAN, 2010). Deste modo, RA apresenta 3 características principais:

- combinar objetos reais e virtuais em um ambiente real;

- registrar (alinhar) objetos reais com virtuais; e
- ser interativo, em três dimensões e em tempo real.

Para realizar estas funções, uma aplicação RA necessita de um ou mais marcadores para inserir objetos virtuais no mundo real nas posições e rotações (x, y, z) de forma adequada. Estes marcadores podem ser fiduciais, utilizados na maioria das aplicações de RA, ou naturais.

Enquanto aplicações baseadas em pontos fiduciais utilizam um marcador, previamente conhecido, para alinhar objetos virtuais no mundo real e calibrar a câmera (COSTANZA; ROBINSON, 2003), as aplicações baseadas em marcadores naturais utilizam visão computacional e/ou diodos emissores de luz (LED, do inglês: *Light Emitting Diode*) para realizarem o alinhamento dos elementos virtuais (KREVELEN; POELMAN, 2010).

As aplicações de RA podem ser classificadas de acordo com o tipo de visualização (LIMA, 2017):

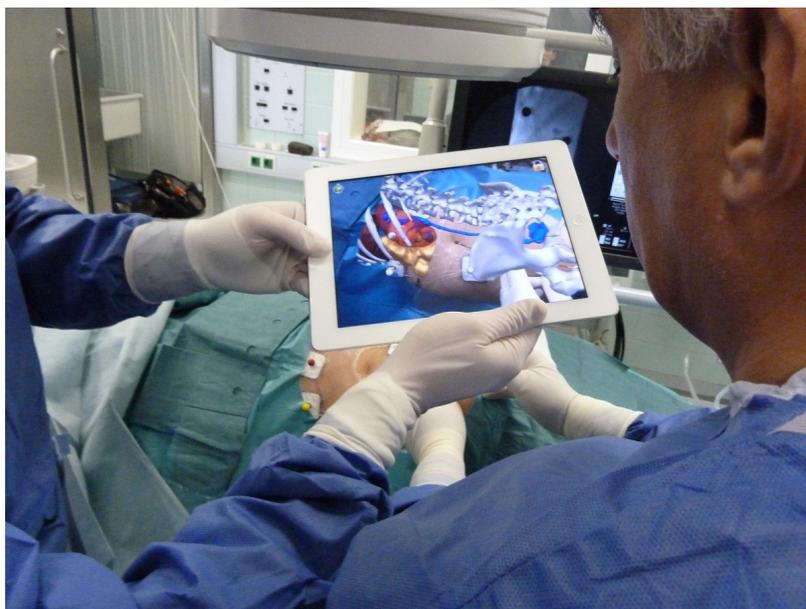
- *Video see-through*: neste tipo de visualização, o mundo real é substituído pela combinação de um vídeo sobreposto por elementos de RA;
- *Optical see-through*: método no qual lentes ou espelhos são utilizados para observar o mundo real, tendo os elementos de RA visualizados de maneira sobrepostas nestas ferramentas; e
- *Projeção*: onde a camada de elementos de RA é projetada diretamente nos objetos reais.

Outra maneira de classificar aplicações de RA é categorizando-as baseando-se no posicionamento entre o usuário e o mundo real (LIMA, 2017):

- *Head-worn*: utiliza *displays* vestidos na cabeça dos usuários. Um dos tipos mais comuns destes *displays* são os *head-mounted display* (HMD), que possibilitam a utilização de outros sensores para melhorar a percepção de posicionamento e rotação do usuário. Comumente são conectados a dispositivos como *laptops* e computadores *desktop* ou *smartphones*.
- *Hand-held*: nesta categoria, a utilização de RA baseia-se no uso de dispositivos móveis como celulares, *tablets*, entre outros, que incluem visualização *see-through* ou de projeção combinada com sensores de orientação e localização;
- *Espacial*: esta última categoria caracteriza-se por utilizar o *display* estaticamente dentro de um ambiente e também inclui todos os tipos de visualizações mencionados anteriormente.

Devido ao potencial cujo RA tem em visualização de dados e redução de custos em treinamento, esta tecnologia vem sendo empregada em variadas áreas de atuação, tais como: medicina (Figura 4), indústrias de fabricação e reparação, prospecção e mapeamento de dados por estimativa em ambientes reais, robótica, força militar, conferência com participantes remotos, entre outros (CARDOSO et al., 2007; AZUMA, 1997).

Figura 4 – Exemplo de aplicação móvel em RA para medicina.



Fonte – (TRENDS, 2014)

3.3 Percepção de profundidade

Baseando-se na concepção de cores, geometria e outros fatores existentes no ambiente ao nosso redor, de alguma maneira, o ser humano consegue construir um mundo tridimensional, tendo conseqüentemente uma sensação de profundidade do espaço do qual está inserido (GIBSON, 1950).

Em computação, esta percepção é alcançada por meio de tecnologias que medem a distância entre as superfícies dos objetos da cena e o observador. Uma das tecnologias mais utilizadas para realizar esta função é a baseada em sensores óticos (LEAO, 2013).

A maior parte dos sistemas óticos utilizam câmeras de profundidade para medir a distância entre o dispositivo e os objetos na cena. Estes dispositivos, também conhecidos como câmeras RGB-D, baseiam-se em tecnologias que utilizam LEDs e outros sensores (HENRY et al., 2010), sendo elas:

- Luz estruturada: processo de projeção de luz com um padrão conhecido em uma cena. A maneira da qual as luzes padronizadas deformam na superfície permite

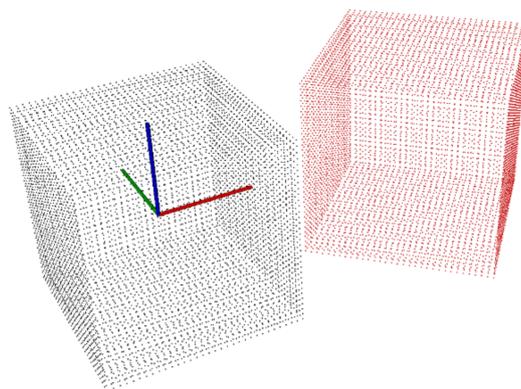
que sistemas possam calcular a profundidade e forma dos objetos atingidos (FOFI; SLIWA; VOISIN, 2004);

- *Time-of-flight* (ToF): método que consiste na utilização da velocidade da luz para calcular o tempo do qual a luz emitida por um LED percorre entre a câmera e as superfícies de cada ponto da imagem correspondente na cena. A maioria das câmeras de profundidade ToF utilizam LEDs infra-vermelho (IR, do inglês: *Infrared*) para não interferir na iluminação do espaço (IDDAN; YAHAV, 2001; SCHUON et al., 2008).

As imagens geradas pelas câmeras de profundidade são compostas por informações de cor (RGB) e distância (D), conhecidas por imagens de profundidade (HENRY et al., 2010). A forma da qual estas imagens são geradas e estruturadas pode diferenciar de acordo com os objetivos estabelecidos para os sistemas requisitados. Estes objetivos podem variar desde capturar os movimentos de um personagem na cena à reconstrução tridimensional de objetos.

Muitas aplicações em medicina, engenharia, educação, etc., tem como requisito a reconstrução 3D de objetos, para então incorporá-los em um sistema de análises ou para fins de visualização. Portanto, técnicas de representação foram desenvolvidas para permitir a produção de um vasto número de pontos que representem a superfície de um objeto. Tal representação de um conjunto de pontos tridimensionais (x, y, z) é chamada de nuvem de pontos (LINSEN, 2001). A Figura 5 mostra 2 cubos representados em nuvem de pontos.

Figura 5 – Representação de 2 cubos em nuvem de pontos.



Fonte – (PCL, 2017)

A nuvem de pontos é o resultado da mensuração feita por câmeras de profundidade. Esta representação, no entanto, não é muito utilizada diretamente na maioria das aplicações 3D em modo de visualização. Sendo assim, a nuvem de pontos é comumente convertida em

modelos de malha de polígono ou malha triangular e modelos CAD (do inglês: *Computer-Aided Design*) por meio de um processo comumente conhecido como reconstrução de superfície (LEVOY; WHITTED, 1985).

3.4 Plataforma Tango

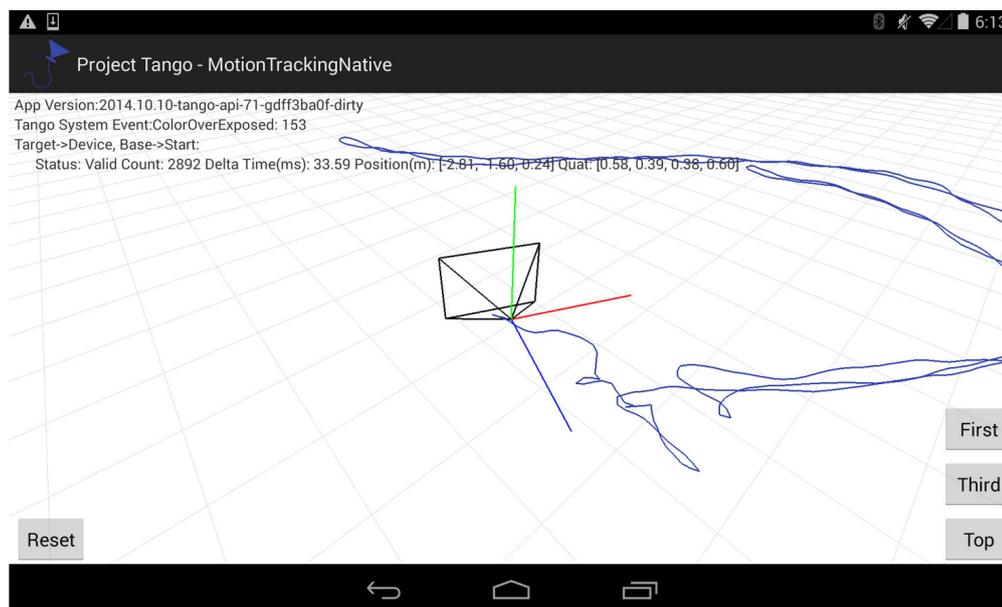
O *Project Tango* (ou apenas Tango) é uma plataforma criada pelo Google que utiliza visão computacional combinada com diversos sensores para dar habilidade aos dispositivos móveis de reconhecerem e entenderem seu posicionamento relativo ao mundo. Até então disponível apenas para celulares com o sistema operacional Android, um dispositivo Tango é um aparelho portador de uma câmera com largo campo de visão (FoV, do inglês: *Field of View*), câmera de profundidade, sensor acurado de *timestamping* e um *software stack* com as funcionalidades que permitem o desenvolvimento de aplicações de RA e Realidade Virtual (RV) (GOOGLE, 2017d).

Os dispositivos Tango são considerados instrumentos de localização e mapeamento simultâneo (SLAM, do inglês: *Simultaneous Localization and Mapping*) devido à possibilidade de construir e atualizar um mapa do ambiente inserido ao mesmo tempo em que mantém o auto-entendimento da sua localização neste mesmo ambiente (DURRANT-WHYTE; BAILEY, 2006). Esta característica é possível graças às três tecnologias principais que compõem a plataforma Tango, sendo elas: *motion tracking*, reconhecimento de área e percepção de profundidade. As tecnologias usadas neste trabalho são *motion tracking* e percepção de profundidade serão descritas com mais detalhes nas subseções seguintes.

3.4.1 Motion tracking

Motion tracking (também conhecido como *Match moving*) é o processo de captura de movimentos de objetos e pessoas em termos de posicionamento e orientação (NOONAN et al., 2009). No caso de dispositivos Tango, o *motion tracking* faz com que o dispositivo seja capaz de capturar os seus próprios movimentos e orientação em um ambiente 3D. Isso possibilita andar com o aparelho em todas as direções, olhar para cima, para baixo, para os lados e ainda assim manter o posicionamento e orientação dos objetos virtuais instanciados na cena (GOOGLE, 2017c), como é mostrado na Figura 6.

Tango implementa esta funcionalidade por meio de *visual-inertial odometry* (VIO) para estimar onde um dispositivo está localizado de acordo com a posição inicial. Versões padrões desta técnica determinam a posição atual de acordo com as diferenças de características das imagens capturadas pela câmera (GOOGLE, 2017b). Por exemplo, comparando uma foto de uma cadeira no fim do corredor e outra foto da mesma cadeira, porém mais perto, é possível calcular a distância percorrida pela câmera baseado na diferença de tamanho e posição da cadeira nas fotos.

Figura 6 – Exemplo de *motion tracking* em um dispositivo Tango.

Fonte – (GOOGLE, 2017b)

VIO, além de combinar a metodologia descrita acima, utiliza sensores de movimento inerte para calcular a rotação e aceleração do dispositivo. Desta maneira, o Tango consegue determinar a localização e orientação do aparelho em ambientes fechados sem a necessidade de GPS (GOOGLE, 2017b).

3.4.2 Percepção de profundidade da Plataforma Tango

Como descrito no tópico 3.3, a percepção de profundidade concede aos dispositivos a habilidade de entenderem a distância entre objetos no mundo real por meio de câmeras de profundidade. Para implementar a percepção de profundidade na plataforma Tango, os fabricantes de dispositivos móveis são livres para escolherem as tecnologias de percepção de profundidade mais comuns, sendo elas: ToF e luz estruturada (GOOGLE, 2017a).

Alguns dispositivos móveis com o Tango foram lançados no mercado nos últimos três anos. Um deles é o Lenovo Phab 2 Pro, lançado em 2016, sendo o primeiro *smartphone* habilitado para a plataforma (LENOVO, 2016).

O Phab 2 utiliza a tecnologia ToF para sustentar a funcionalidade de percepção de profundidade. Além de conter outros sensores, como câmera olho de peixe para identificação de arestas e cantos, sensores de movimentação inerte e um hardware robusto para processamento gráfico, cumprindo os requisitos para rodar a plataforma (LENOVO, 2016).

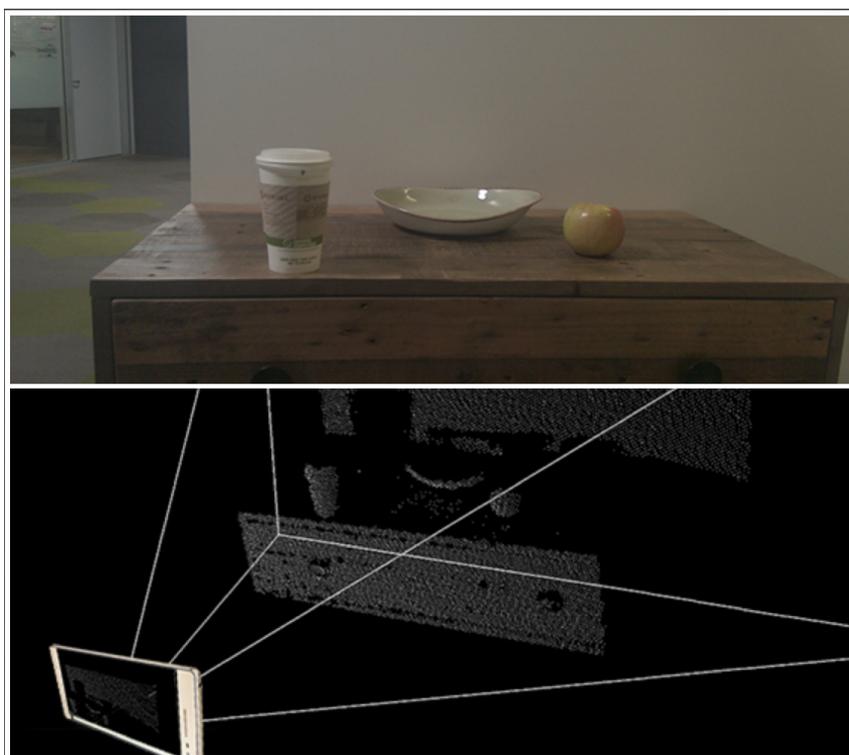
A percepção de profundidade oferecida pela plataforma, geralmente, utiliza sensores capazes de calcular distâncias moderadas (entre 0.4m a 5m) em ambientes fechados por

conta da utilização de sensores IR (GOOGLE, 2017a).

A combinação de *motion tracking* e percepção de profundidade possibilita o desenvolvimento de aplicações que calculem a distância entre pontos que não estão no mesmo *frame*. Ou seja, é possível instanciar objetos tridimensionalmente sem que se perca o posicionamento inicial em frames posteriores, bem como mensurar pontos diferentes dos que não estão sendo vistos pela câmera no *frame* atual.

A API do Tango oferece a representação dos dados de profundidade em forma de nuvem de pontos (Figura 7). O posicionamento destes pontos flutuantes são dados em metros e, combinando-os com as informações de cores geradas pela câmera (RGB), torna-se possível a reconstrução de malhas 3D texturizadas (GOOGLE, 2017a).

Figura 7 – Representação da geração de uma nuvem de pontos a partir de uma cena com um dispositivo móvel Tango.



Fonte – (GOOGLE, 2017a)

4 Materiais e métodos

Este capítulo apresenta a sequência de etapas proposta para a mensuração do eixo anatômico do joelho com uso de RA em pacientes portadores de OA e reprodução 3D da região de interesse. Primeiramente, comenta-se acerca dos *softwares* e ferramentas utilizados. Posteriormente, segue-se a explanação sobre as etapas adotadas para a metodologia proposta. Por fim, o método de validação dos resultados é descrito na última seção.

4.1 Ferramentas

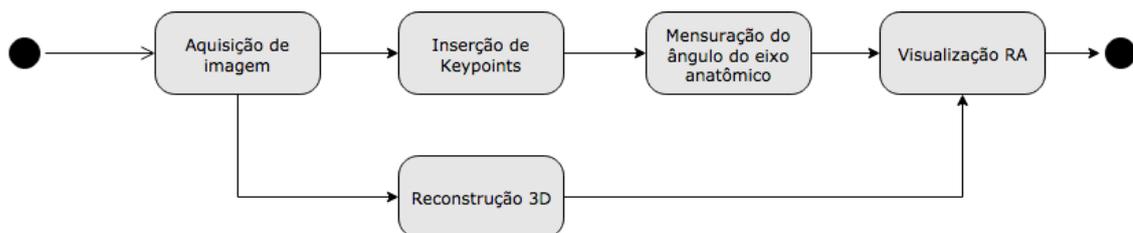
A captura das imagens RGB e de profundidade dos pacientes em tempo real foi executada utilizando o *smartphone* Lenovo Phab 2 Pro, dispositivo produzido especialmente para rodar a plataforma Tango (LENOVO, 2016). Possui um processador Qualcomm Snapdragon 652 e uma unidade de processamento gráfico (GPU) para suportar as funcionalidades processadas pelo Tango.

Para o desenvolvimento da aplicação móvel, utilizou-se a versão gratuita da plataforma de desenvolvimento de sistemas de visualização e jogos 3D Unity (UNITY, 2017). A Unity fornece uma interface de desenvolvimento de alto nível baseada em *scripts*, manipulação de objetos no editor gráfico e exportação multiplataforma.

4.2 Metodologia proposta

Esta seção introduz o método proposto para mensuração do eixo anatômico e reconstrução 3D baseados em imagens de profundidade em tempo real. A Figura 8 exibe a sequência de etapas envolvidas nesta tarefa, as quais serão explicadas nas subseções seguintes.

Figura 8 – Etapas da abordagem proposta para mensuração do eixo anatômico do joelho com uso de RA.

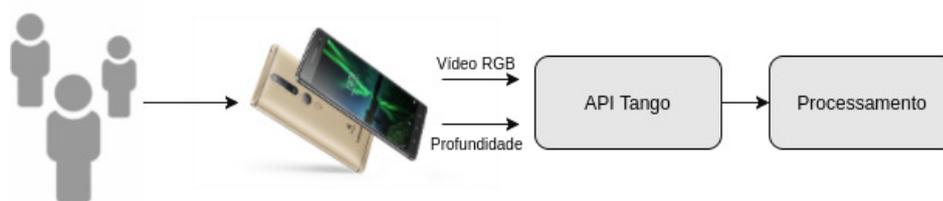


Fonte – Acervo do autor

4.2.1 Aquisição de imagem

A etapa de aquisição de imagens, na metodologia proposta, dá-se pela utilização da câmera RGB (16 *megapixels*) e sensor de profundidade do Lenovo Phab 2 Pro. A Figura 9 ilustra as etapas de aquisição de imagem. Primeiramente, tem-se a etapa de captura de vídeo RGB e de profundidade pelo Phab 2, sendo que o paciente em observação encontra-se em pé de frente para o observador com o *smartphone*. Logo após, os *frames* são processados pela API do Tango, fornecendo métodos de visualização e manipulação. Por fim, os dados processados são encaminhados para a etapa de processamento, na qual são desenvolvidas as funcionalidades da aplicação.

Figura 9 – Etapas de aquisição de imagem.



Fonte – Acervo do autor

4.2.2 Inserção de pontos de interesse

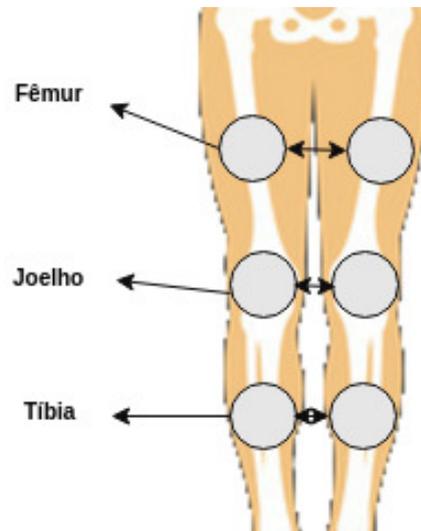
Para a mensuração do eixo anatômico do joelho, a metodologia proposta necessita de pontos de interesse (POI, do inglês: Point of interest) que indiquem o posicionamento do joelho, fêmur e tíbia de cada perna em observação. Sendo assim, no desenvolvimento da aplicação móvel, foi estabelecida uma sequência de inserções de seis POIs que indiquem no paciente a localização dos pontos necessários para mensuração, como mostrado na Figura 10.

Cada um destes *keypoints* mapeados pelos POIs é instanciado pelo usuário tridimensionalmente na cena por meio de uma sequência indicada pela aplicação: joelho direito, fêmur direito, tíbia direita, joelho esquerdo, fêmur esquerdo e tíbia esquerda. O sensor de profundidade acoplado ao *smartphone* em uso permite reconhecer a nuvem de pontos do paciente e sua localização de acordo com um sistema de coordenadas. Isto permite que os *keypoints* mapeados definidos sejam independentes do ponto de vista em que a cena está sendo observada.

A Figura 11 ilustra a etapa de inserção virtual dos POIs nas posições correspondentes demonstradas na Figura 10. Na tela da aplicação, um *target* indica a posição na qual o POI atual a ser mapeado será instanciado tridimensionalmente no mundo.

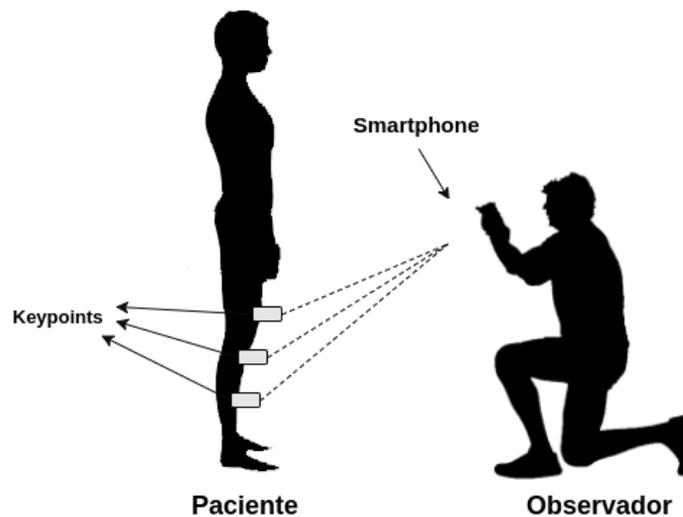
Devido ao *motion tracking* fornecido pela plataforma Tango, o observador tem movimentação livre durante o processo de inserção e visualização dos pontos de interesse

Figura 10 – Representação da localização dos pontos necessários para mensuração do ângulo do eixo anatômico do joelho.



Fonte – Acervo do autor.

Figura 11 – Representação da inserção de *keypoints* no paciente.

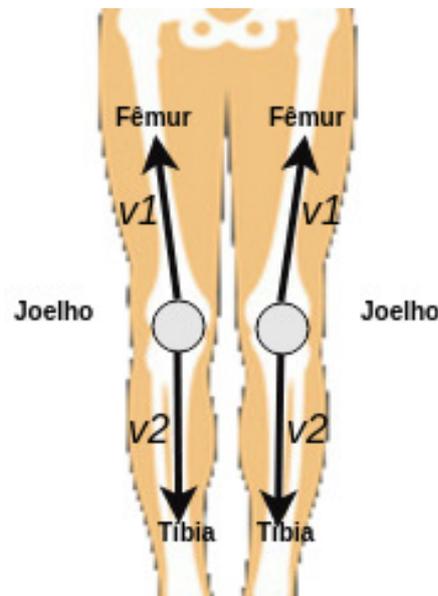


Fonte – Acervo do autor.

inseridos. Ou seja, o usuário tem liberdade de se aproximar, se afastar ou se deslocar em relação ao paciente sem que os *keypoints* mapeados anteriormente se desloquem do ponto de instância original.

4.2.3 Mensuração do ângulo do eixo anatômico

Os três *keypoints* de cada perna são interpretados como dois vetores, tendo origem no *keypoint* do joelho (Figura 12). O ângulo formado entre estes dois vetores (v_1 e v_2) é obtido pela Equação 4.1.

Figura 12 – Vetores resultantes dos *keypoints* inseridos.

Fonte – Acervo do autor.

$$\Theta = \arccos\left(\frac{\vec{v}_1 \cdot \vec{v}_2}{\|\vec{v}_1\| \cdot \|\vec{v}_2\|}\right), 0 \leq \Theta \leq \pi \quad (4.1)$$

Por fim, o ângulo obtido é utilizado para orientar o médico o quanto o eixo anatômico deve ser corrigido na cirurgia ortopédica ou indicar o grau de comprometimento em que se encontra a OA do joelho.

4.2.4 Reconstrução 3D

A API da plataforma Tango oferece diversos métodos para manipulação dos dados obtidos com o sensor de profundidade. Um destes métodos é o de reconstrução 3D baseado na nuvem de pontos gerada pelos raios IR. Esta reconstrução 3D fornecida pela plataforma utiliza as informações de cores capturadas pela câmera RGB e reconstrói todo o *mesh* em observação.

Na aplicação desenvolvida pela metodologia proposta, o processo de reconstrução 3D acontece desde a inicialização da aplicação. Ou seja, durante o processo de inserção dos *keypoints* e visualização dos resultados, a reconstrução 3D acontece em *background*.

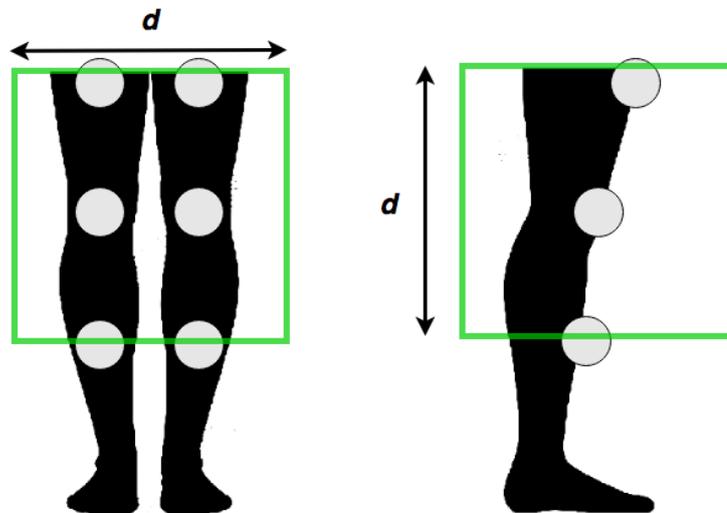
O usuário, por meio de botões na interface gráfica da aplicação, tem a possibilidade de:

- visualizar o modelo sendo construído em tempo real, alinhado na posição correspondente ao mundo real;

- pausar/continuar a reconstrução em um determinado momento;
- exportar o modelo obtido no formato OBJ (formato de imagem 3D padronizado).

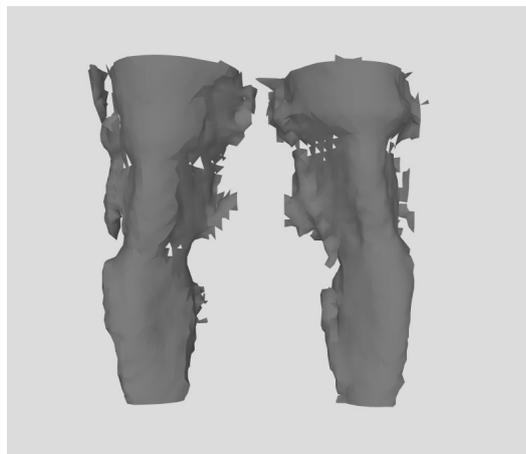
Na metodologia proposta, foi adicionado uma filtragem do modelo 3D antes da etapa de exportação ao formato OBJ. Uma vez que o usuário aciona este evento, um *bounding box* é criado para delimitar quais partes do *mesh* serão exportados.

Figura 13 – Representação do *bounding box* que delimita o *mesh* da região do eixo anatômico do joelho.



Fonte – Acervo do autor.

Figura 14 – Modelo 3D dos eixos anatômicos dos joelhos de um paciente portador de OA do joelho.



Fonte – Acervo do autor.

Este *bounding box*, como ilustrado na Figura 13, delimita a região do eixo anatômico do joelho como região válida para exportação, eliminando artefatos indesejados no resultado

final (ex: mesas, parede, chão, etc) e incluindo as partes do modelo que se encontra dentro da região delimitada. A região delimitada é calculada a partir do posicionamento dos *keypoints* inseridos pelo usuário, onde a largura d é a distância no eixo y entre o *keypoint* do fêmur e o da tíbia. O posicionamento é determinado pelo ponto central no eixo x entre os *keypoints* dos joelhos.

A Figura 14 demonstra o exemplo de uma reconstrução 3D da parte frontal dos eixos anatômicos dos joelhos de um paciente portador de OA. Os modelos são exportados para a memória interna do *smartphone* e podem ser visualizados por qualquer *software* de visualização de objetos 3D. Para este projeto, o Online 3D Viewer foi utilizado para esta tarefa.

4.2.5 Visualização RA

Seguindo as características de RA apresentadas no tópico 3.2, a visualização final da aplicação desenvolvida insere as informações dos ângulos dos eixos anatômicos no mundo real observado, de forma alinhada e mantendo o *motion tracking* dos *keypoints* inseridos.

Figura 15 – Visualização em RA das informações de ângulos e reconstrução 3D dos pacientes.

- (a) Ângulos dos eixos anatômicas dos joelhos. (b) Representação 3D do paciente alinhada ao mundo real.



Fonte – Acervo do autor

Para cada ângulo obtido, um *label* contendo o valor do ângulo e o tipo de deformidade é posicionado ao lado do *keypoint* referente ao joelho do paciente. O tipo da

deformidade é determinado pela direção do ângulo que se forma entre os vetores. Caso o ângulo se apresente na direção externa da perna, classifica-se como joelho valgo, o contrário classifica-se como joelho varo.

A Figura 15a mostra um *screenshot* da mensuração dos eixos anatômicos do joelho de um paciente portador de OA. São inseridas linhas entre os pontos referentes a cada perna para facilitar a visualização dos vetores formados.

Por sua vez, a reconstrução 3D possibilita a visualização da representação do paciente mesmo que ele não esteja mais em cena. A ação de pausar a reconstrução faz com que o modelo 3D gerado permaneça inalterável nos *frames* seguintes, tendo a orientação e posicionamento alinhados ao mundo real pelo *motion tracking* da plataforma (Figura 15b).

4.3 Validação de resultados

A validação da aplicação foi verificada com o teste estatístico Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC), que é um método de estimação de reprodutibilidade entre duas medidas (PINTO, 2017).

O valor ICC é obtido mediante a divisão da variação entre os indivíduos (BP) pela variação total, que inclui a variação entre indivíduos (BP) e a variação não pretendida (WP), como mostrado na Equação 4.2.

$$ICC = \frac{BP}{BP + WP} \quad (4.2)$$

A Tabela 1 mostra detalhadamente as interpretações referentes ao valor ICC resultante. Quanto mais próximo de 0, menor é a reprodutibilidade entre as medidas, por ter uma grande variabilidade intra-observador mas não há variabilidade inter-observador. Já quanto mais próximo de 1, maior é a reprodutibilidade do estudo, pois há variabilidade intra-observador mas há uma grande variabilidade inter-observador.

Tabela 1 – Interpretação dos valores ICC

Valores	Interpretação da reprodutibilidade de um estudo
ICC < 0.4	Pobre
0.4 ≥ ICC < 0.75	Satisfatório
ICC ≥ 0.75	Excelente

Além da avaliação dos resultados com o teste ICC, as medidas também são expressas em MSE (Mean Squared Error), para um maior detalhamento das diferenças reais entre os métodos de mensuração. O MSE é uma métrica de avaliação de estimadores, que mede

a média dos quadrados dos erros ou desvios (Equação 4.3), ou seja, a diferença entre o estimador e o que é estimado. (LEHMANN; CASELLA, 2006).

$$MSE = \frac{1}{n} \sum (x - y)^2 \quad (4.3)$$

5 Resultados

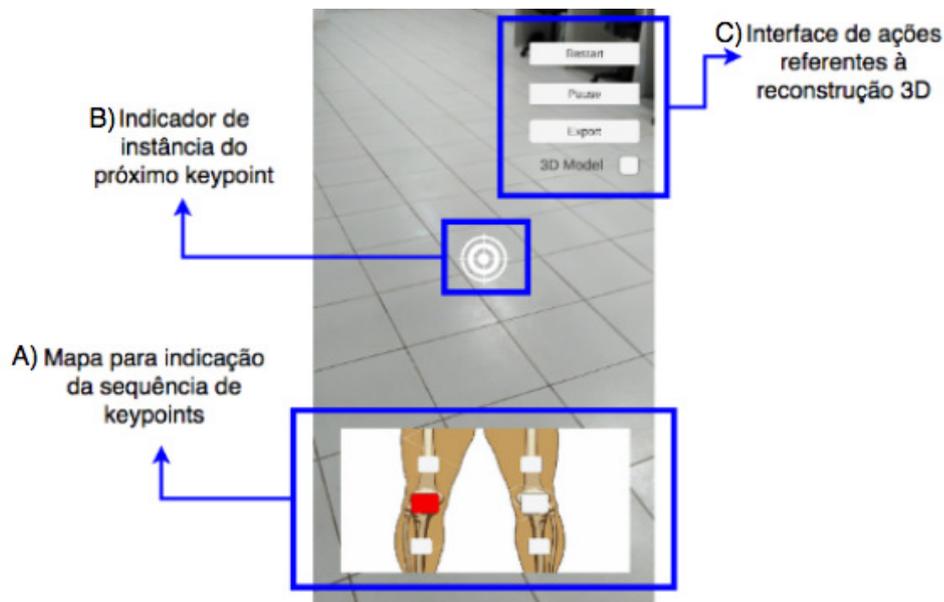
Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados obtidos no desenvolvimento da aplicação de RA, bem como o experimento comparativo entre as mensurações com uso de RA e radiográficas. Com o propósito de facilitar a comparação entre os métodos, a avaliação baseada em imagens radiográficas será identificada pela sigla MR, enquanto o método proposto neste trabalho será identificado por MRA.

Para obtenção das medidas, o estudo foi realizado no Hospital Universitário da Universidade Federal do Maranhão (HU-UFMA), acompanhado de um médico especialista, membro da SBCJ, e residentes do ambulatório de ortopedia. Para fins de avaliação, os resultados são expressos em Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) entre as medidas, tendo $ICC \geq 0,75$ como valor excelente de reprodutibilidade entre os casos.

5.1 Aplicação desenvolvida

A metodologia proposta neste estudo resultou no desenvolvimento de um aplicativo de RA com as funcionalidades necessárias para o cumprimento dos objetivos estabelecidos.

Figura 16 – Interface da aplicação de RA desenvolvida.



Fonte – Acervo do autor.

A Figura 16 traz um *screenshot* da tela da ferramenta desenvolvida. A aplicação traz a composição da imagem da câmera traseira do *smartphone* com elementos de interface gráfica (GUI, do inglês: Graphical User Interface).

A GUI é separada em elementos de indicação ao usuário e elementos de ação, sendo eles:

- (A) Mapa para indicação da sequência de *keypoints*: Este elemento, localizado na parte inferior da aplicação, é a composição de uma imagem dos membros inferiores e dos ossos (fêmur e tíbia). Sobrepondo os ossos pertencentes ao eixo anatômico, seis elementos da GUI indicam as localizações onde os *keypoints* devem ser inseridos. A sequência de inserções é definida pela cor do elemento, onde o vermelho indica onde será inserido o próximo *keypoint*;
- (B) Indicador de instância do próximo *keypoint*: Este elemento, que é uma imagem em forma de mira posicionada fixadamente na tela, indica ao usuário onde, no mundo, o próximo *keypoint* deve ser inserido. Nesta etapa, a aplicação converte as coordenadas da tela onde a mira está posicionada e encontra na nuvem de pontos o índice da coordenada tridimensional, mantendo o posicionamento de instância do objeto mesmo após movimentação do usuário;
- (C) Interface de ações referentes à reconstrução 3D: Localizado na parte superior da aplicação, este conjunto de botões e *toggle* executa ações que manipulam a reconstrução 3D da cena em observação. O botão "*Reset*" reinicializa todo o modelo construído. Por sua vez, o botão "*Pause*" interrompe o processo de construção do modelo, que roda em segundo plano na aplicação. Quando acionado, o estado da reconstrução muda em conjunto com o nome do botão, para que quando acionado novamente o processo continue. Já o botão "*Export*" executa o método de delimitação explicado na Seção 4.2.4 e exporta o modelo no formato OBJ. Por fim, o *toggle* "*3D Model*" alterna a visualização do modelo, onde desmarcado o modelo encontra-se invisível e, marcado, o modelo é visualizado e alinhado com a visualização da câmera traseira.

5.2 Descrição do experimento

O experimento foi avaliado e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa (CEP) do HU-UFMA, de acordo com a Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde (Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos). A aprovação da coleta de dados veio por meio do parecer de número 2.439.948.

Trata-se de um estudo analítico prospectivo para avaliação de tecnologias em saúde no HU-UFMA em conjunto com o Núcleo de Computação Aplicada (NCA) da UFMA.

Foram analisados 15 pacientes portadores de OA do joelho no período de Dezembro de 2017 a Janeiro de 2018. O total de joelhos mensurados foi 27, pois 3 pacientes não possuíam radiografia do joelho esquerdo.

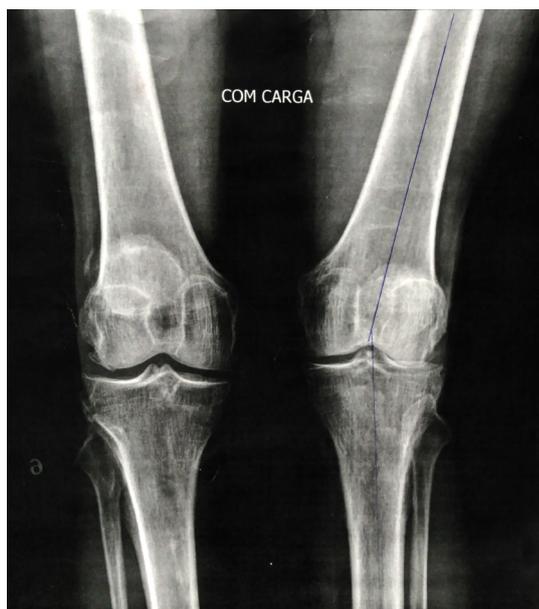
Os pacientes incluídos na pesquisa tinham idade acima dos 18 anos, relataram dores no joelho e ausência de doença reumática nesta articulação, todos atendidos no ambulatório de ortopedia.

A partir das consultas agendadas no ambulatório, os pacientes foram consultados sobre o interesse de participação na pesquisa. O método MR faz parte da rotina ambulatorial para pacientes portadores de OA do joelho. Deste modo, os candidatos que manifestaram interesse em participar do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) e foram submetidos ao método MRA, proposto neste trabalho.

As imagens radiográficas são de tamanho curto e tiradas com o paciente em posição com carga (paciente em pé, onde o desvio do eixo torna-se mais evidente durante a captura da imagem radiográfica). A Figura 17 mostra um exemplo de radiografia de um paciente em posição com carga.

Os resultados das mensurações foram então comparados a fim de verificar a concordância entre os métodos em avaliação e determinar a validação do método MRA.

Figura 17 – Imagem radiográfica de paciente em posição com carga.



Fonte – Ambulatório de ortopedia do HU-UFMA

5.3 Apresentação de resultados e discussão

A Tabela 2 exhibe a amostra de dados obtidos durante o experimento. Para cada grupo, foram medidos joelhos direito e esquerdo em ambas as técnicas de mensuração. A avaliação através do teste ICC foi feita separadamente para os joelhos direito e esquerdo e uma avaliação de ambos. Para este estudo, o método MR é interpretado como padrão-ouro de mensuração do eixo anatômico.

Tabela 2 – Amostra de dados

ID do Paciente	MRA		MR	
	direito	esquerdo	direito	esquerdo
1	18.3	6.6	20	6
2	18.4	10.6	17	11
3	10.8	4.6	10	5
4	18.8	6.6	20	6
5	21.5	11.6	20	9
6	8	0.6	10	2
7	2	9.4	0	10
8	2.3	-	4	-
9	8.9	9.3	10	8
10	1.2	13.6	0	11
11	7.6	5	6	5
12	6.6	6.2	5	6
13	3.3	-	3	-
14	7.5	6.6	8	5
15	2	-	1	-

A Tabela 3 exibe os resultados de ICC para cada grupo de medidas, onde o resultado para o grupo de joelhos direito entre as duas classes apresentou o maior valor, com $ICC = 0.98$. Observou-se que existe concordância fortemente significativa entre os métodos MR e MRA em todos os grupos de medida, tendo o valor geral de $ICC = 0.972$.

Tabela 3 – ICC de cada grupo de medidas

	Joelho Direito	Joelho Esquerdo	Ambos
Quantidade	15	12	27
ICC	0.98	0.946	0.972

Para cada grupo de medidas os valores foram expressados em MSE, onde as diferenças de cada grupo ($MR - MRA$) são elevadas ao quadrado, somadas e divididas pelo total de medições. Enquanto o ICC demonstra o nível de confiabilidade das medições, o MSE mostra mais detalhadamente as diferenças reais entre os métodos em avaliação.

A Tabela 4 traz os valores MSE para os grupos de medição em termos de média, desvio padrão, máximo e mínimo.

Tabela 4 – MSE para cada grupo de medidas

MSE	Média	Desvio Padrão	Máximo	Mínimo
Joelho Direito	1.88	1.23	4	0.09
Joelho Esquerdo	1.76	2.48	6.76	0.00
Todos	1.86	1.85	6.76	0.00

Os valores adquiridos com o teste ICC corroboram com [Albuquerque et al. \(2012\)](#) quanto à reprodutibilidade de mensuração entre as formas radiográfica e clínica. O valor

total de $ICC = 0.972$, de acordo com a escala mostrada na Tabela 1, se aproxima de 1 e atesta a homogeneidade dos métodos de medição. Contudo, avaliando os valores ICC de forma separada, as medidas dos joelhos esquerdos adquiridas com o método MRA apresentaram o menor valor ($ICC = 0.946$). Apesar de ter apresentado o menor MSE (1.76 graus^2), teve um desvio padrão maior (2.48 graus^2) e obteve o maior erro dentre os grupos de medição (6.76 graus^2).

Durante o experimento, foi possível observar que o *motion tracking* da plataforma Tango, ocasionalmente, desloca os objetos (*keypoints*) inseridos previamente no decorrer da movimentação do *smartphone*. Este deslocamento acontece para cada *keypoint* inserido, o que gera um erro acumulado durante o processo de inserção dos marcadores. Acredita-se que o menor desempenho das medições referentes aos joelhos esquerdos tenha acontecido devido ao fato de que o eixo anatômico esquerdo é o último a ter os *keypoints* inseridos na sequência pré-estabelecida.

Este erro de deslocamento pôde ser bem visualizado durante os testes de alguns candidatos, como foi o caso do paciente 10 (Figura 18). É possível notar o deslocamento dos *keypoints* após a movimentação do *smartphone*, dando a impressão de que foram inseridos erradamente. Este deslocamento também acontece durante a sequência de inserção, causando o erro de medição do ângulo devido à diferença de posicionamento inicial definida pelo observador. Apesar disso, os valores estimados pelo método MRA (1.2° e 13.6°) ainda assim se aproximam dos valores reais obtidos pelo método MR (0° e 11°).

Figura 18 – Erro de deslocamento dos *keypoints* (paciente 10).



Fonte – Acervo do autor.

5.3.1 Comparação de resultados

A última etapa deste trabalho foi comparar os resultados obtidos pelo método proposto com os de alguns trabalhos já mencionados.

A Tabela 5 apresenta os valores de ICC obtidos nos estudos de verificação de correlação entre diferentes métodos de mensuração do eixo anatômico, onde todos os trabalhos apresentam homogeneidade acima de 0.96.

O estudo desenvolvido por [Matos et al. \(2015\)](#) verificou concordância fortemente significativa entre a radiografia panorâmica (ideal para este tipo de mensuração) e radiografia curta do eixo anatômico do joelho. Já [Albuquerque et al. \(2012\)](#) verificaram a concordância entre a medição radiográfica curta e a mensuração feita de maneira clínica. Por sua vez, o trabalho proposto por [Oka et al. \(2008\)](#) automatiza o processo de mensuração em radiografias curtas, apresentando o maior coeficiente entre os métodos comparados. Finalmente, a metodologia proposta neste trabalho obteve concordância fortemente significativa com mensuração em radiografias curtas e a utilização de RA.

Tabela 5 – Comparação de resultados

Autores	Classes de mensuração	ICC
(MATOS et al., 2015)	MR panorâmica e MR curta	0.96
(ALBUQUERQUE et al., 2012)	MR curta e medição clínica	0.974
(OKA et al., 2008)	MR curta e medição automática (em radiografia curta)	1
Método proposto	MR curta e medição clínica (MRA)	0.972

Analisando os coeficientes de correlação entre todas as classes de mensuração apresentadas, é possível afirmar que o método proposto apresenta-se promissor (ICC = 0.972) como alternativa de avaliação dos membros inferiores de pacientes portadores de OA do joelho. Esse método promove redução de custos uma vez que não há necessidade de um exame radiográfico, além da não exposição dos pacientes à radiação ionizante.

Este estudo utilizou uma amostra de conveniência, onde os indivíduos empregados nessa pesquisa são selecionados porque eles estavam prontamente disponíveis, não porque eles foram selecionados por meio de um critério estatístico. Estudos posteriores devem ser realizados a partir da utilização de um cálculo amostral que dê representatividade da população em geral, para que possam ser feitas inferências dos resultados.

6 Conclusão

Este trabalho apresentou um método para mensuração do eixo anatômico do joelho de forma clínica com o uso de RA e reconstrução 3D da região de interesse em pacientes portadores de OA. O método proposto utilizou a plataforma Tango, que faz uso de conceitos de RA, visando o desenvolvimento de uma aplicação móvel em que o usuário define a localização de pontos que indiquem os *keypoints* do eixo anatômico a ser analisado, evitando que o paciente seja exposto à radiação ionizante e promovendo redução de custos neste processo.

A fim de validar a utilização do método proposto em situações reais, um grupo de 15 pacientes portadores de OA do joelho foi analisado, onde o estudo foi avaliado e aprovado pelo CEP HU-UFMA. Um total de 27 joelhos foi mensurado com a ferramenta desenvolvida e teve os resultados comparados (através do teste estatístico ICC) com os números reais obtidos por meio de radiografias curtas com carga. O teste mostrou que os dois métodos tem concordância de 97.2% nas mensurações obtidas, o que atesta a confiabilidade na utilização do método proposto. Contudo, analisando de forma separada, observou-se que em alguns casos houve uma diferença de até 2.6 graus entre as medições, o que pode limitar a utilização da ferramenta em casos que necessite maior precisão, como no processo pré-operatório.

Apesar dos resultados obtidos serem promissores, o método necessita de um maior número de casos para aumentar a confiabilidade da utilização de RA na mensuração do eixo anatômico do joelho, assegurando uma melhor inferência na população geral.

Dada a concordância averiguada, trabalhos futuros incluem a investigação de uma metodologia de detecção automática dos membros inferiores, eliminando o processo manual de inserção de *keypoints*. Além disso, pretende-se examinar a diferença de desempenhos entre os joelhos direito e esquerdo e tentar descartar os erros com a detecção automática das articulações. Quanto à reconstrução 3D do eixo anatômico, sugere-se o desenvolvimento de um módulo de visualização na aplicação, onde o usuário tenha a possibilidade de armazenar um histórico de pacientes e visualize os modelos gerados para cada etapa do processo.

Espera-se que estas considerações ajudem na elaboração de futuros estudos com a utilização dessa metodologia em pacientes portadores de OA do joelho, e que contribuam para a elaboração de políticas de conscientização e incentivo à prática de utilização da mensuração clínica do eixo anatômico do joelho com o uso de RA.

Referências

- ALBUQUERQUE, R.; BARRETTO, J.; CARVALHO, A.; PINHEIRO, V.; MERCANTE, B.; ASSIS, D. Análise comparativa da mensuração do eixo anatómico do joelho. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia, v. 20, n. 1, p. 81–86, 2012. Citado 6 vezes nas páginas 13, 14, 19, 20, 38 e 40.
- AZUMA, R. T. A survey of augmented reality. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, v. 6, n. 4, p. 355–385, 1997. Disponível em: <<https://doi.org/10.1162/pres.1997.6.4.355>>. Citado 3 vezes nas páginas 14, 17 e 22.
- CAMANHO, G. L. Tratamento da osteoartrose do joelho. *Rev Bras Ortop*, v. 36, n. 5, p. 135–40, 2001. Citado na página 13.
- CARDOSO, A.; KIRNER, C.; JÚNIOR, E. L.; KELNER, J. Tecnologias e ferramentas para o desenvolvimento de sistemas de realidade virtual e aumentada. *Editora Universitária UFPE*, p. 1–19, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 22.
- CARDOSO, J. P. O uso de sistemas especialistas para apoio à sistematização em exames ortopédicos do quadril, joelho e tornozelo. *Saúde. com*, v. 1, n. 1, 2016. Citado na página 15.
- COIMBRA, I.; PASTOR, E.; GREVE, J.; PUCCINELLI, M.; FULLER, R.; CAVALCANTI, F.; MACIEL, F.; HONDA, E. Osteoartrite (artrose): tratamento. *Revista Brasileira de Reumatologia*, SciELO Brasil, v. 44, n. 6, p. 450–453, 2004. Citado na página 19.
- CORTI, M. C.; RIGON, C. Epidemiology of osteoarthritis: Prevalence, risk factors and functional impact. *Aging Clinical and Experimental Research*, v. 15, n. 5, p. 359–363, Oct 2003. ISSN 1720-8319. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/BF03327356>>. Citado na página 13.
- COSTANZA, E.; ROBINSON, J. A region adjacency tree approach to the detection and design of fiducials. 2003. Citado na página 21.
- DURRANT-WHYTE, H.; BAILEY, T. Simultaneous localization and mapping: part i. *IEEE robotics & automation magazine*, IEEE, v. 13, n. 2, p. 99–110, 2006. Citado na página 24.
- FOFI, D.; SLIWA, T.; VOISIN, Y. A comparative survey on invisible structured light. In: *Proceedings of SPIE*. Le Creusot: IUT, 2004. v. 5303, p. 90–98. Citado na página 23.
- GIBSON, J. J. The perception of the visual world. Houghton Mifflin, 1950. Citado na página 22.
- GOOGLE. *Depth Perception | Tango | Google Developers*. Google, 2017. Disponível em: <<https://developers.google.com/tango/overview/depth-perception>>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.

GOOGLE. *Motion Tracking | Tango | Google Developers*. Google, 2017. Disponível em: <<https://developers.google.com/tango/overview/motion-tracking>>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.

GOOGLE. *Tango Concepts | Tango | Google Developers*. Google, 2017. Disponível em: <<https://developers.google.com/tango/overview/concepts>>. Citado na página 24.

GOOGLE. *Tango Developer Overview | Tango | Google Developers*. Google, 2017. Disponível em: <<https://developers.google.com/tango/developer-overview>>. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 24.

GUREVICH, R. *Osteoartrose do joelho*. 2017. Disponível em: <<http://www.ronaldogurevich.com.br/osteoartrose-do-joelho>>. Citado na página 13.

HENRY, P.; KRAININ, M.; HERBST, E.; REN, X.; FOX, D. Rgb-d mapping: Using depth cameras for dense 3d modeling of indoor environments. In: CITESEER. *In the 12th International Symposium on Experimental Robotics (ISER*. Delhi, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

IDDAN, G. J.; YAHAV, G. Three-dimensional imaging in the studio and elsewhere. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *Three-Dimensional Image Capture and Applications IV*. San Jose, 2001. v. 4298, p. 48–56. Citado na página 23.

KREVELEN, D. V.; POELMAN, R. A survey of augmented reality technologies, applications and limitations. *International Journal of Virtual Reality*, v. 9, n. 2, p. 1, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.

LEAO, K. V. *Detecção e classificação de posturas, conforme metodologia OWAS, usando câmeras de profundidade*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Maranhão, Brasil, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 22.

LEHMANN, E. L.; CASELLA, G. *Theory of point estimation*. Florida: Springer Science & Business Media, 2006. Citado na página 34.

LENOVO. *Behind Our Phab 2 Pro, the World's 1st Tango-Enabled Smartphone*. 2016. Disponível em: <<http://blog.lenovo.com/en/blog/behind-the-lenovo-phab-2-pro-the-worlds-first-tango-enabled-smartphone>>. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 27.

LEVOY, M.; WHITTED, T. *The use of points as a display primitive*. Chapel Hill: University of North Carolina, Department of Computer Science, 1985. Citado na página 24.

LIMA, D. *METODOLOGIA PARA CONSTRUÇÃO DE APLICAÇÕES DE RV E RA COM MARCADORES NATURAIS EM CENÁRIOS INDUSTRIAIS*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Maranhão, 2017. Citado na página 21.

LINSEN, L. *Point cloud representation*. Karlsruhe: Univ., Fak. für Informatik, Bibliothek, 2001. Citado na página 23.

- MATOS, L. F.; GIORDANO, M.; CARDOSO, G. N.; FARIAS, R. B.; PIRES, R. et al. Análise radiográfica comparativa do eixo anatômico na osteoartrite do joelho. avaliação inter e intraobservadores. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Elsevier, v. 50, n. 3, p. 283–289, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 14, 19 e 40.
- MENG, M.; FALLAVOLLITA, P.; BLUM, T.; ECK, U.; SANDOR, C.; WEIDERT, S.; WASCHKE, J.; NAVAB, N. Kinect for interactive ar anatomy learning. In: IEEE. *Mixed and Augmented Reality (ISMAR), 2013 IEEE International Symposium on*. Adelaide, 2013. p. 277–278. Citado na página 17.
- MICROSOFT. *Kinect for Xbox One | Xbox*. 2017. Disponível em: <<https://www.xbox.com/en-US/xbox-one/accessories/kinect>>. Citado na página 17.
- MILGRAM, P.; KISHINO, F. A taxonomy of mixed reality visual displays. *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, v. 77, n. 12, p. 1321–1329, 1994. Citado na página 20.
- NOONAN, D. P.; MOUNTNEY, P.; ELSON, D. S.; DARZI, A.; YANG, G.-Z. A stereoscopic fibroscope for camera motion and 3d depth recovery during minimally invasive surgery. In: IEEE. *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*. Kobe, 2009. p. 4463–4468. Citado na página 24.
- OKA, H.; MURAKI, S.; AKUNE, T.; MABUCHI, A.; SUZUKI, T.; YOSHIDA, H.; YAMAMOTO, S.; NAKAMURA, K.; YOSHIMURA, N.; KAWAGUCHI, H. Fully automatic quantification of knee osteoarthritis severity on plain radiographs. *Osteoarthritis and Cartilage*, Elsevier, v. 16, n. 11, p. 1300–1306, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 40.
- PCL, P. C. L. *Documentation*. 2017. Disponível em: <http://pointclouds.org/documentation/tutorials/matrix_transform.php#matrix-transform>. Citado na página 23.
- PINTO, J. S. *Métodos para Estimação de Reprodutividade de Medidas*. Faculdade de Medicina do Porto, 2017. Disponível em: <<https://users.med.up.pt/~joakim/intromed/coeficientecorrelacaointraclasse.htm>>. Citado na página 33.
- SANTILI, C.; WAISBERG, G.; AKKARI, M.; FÁVAROS, T.; PRADO, J. C. L. Avaliação das discrepâncias de comprimento dos membros inferiores. *Rev Bras Ortop*, v. 33, n. 1, p. 41–4, 1998. Citado na página 19.
- SCHUON, S.; THEOBALT, C.; DAVIS, J.; THRUN, S. High-quality scanning using time-of-flight depth superresolution. In: IEEE. *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2008. CVPRW'08. IEEE Computer Society Conference on*. Anchorage, 2008. p. 1–7. Citado na página 23.
- SMALLWOOD, S. R.; MORRIS, M. M.; FALLOWS, S. J.; BUCKLEY, J. P. Physiologic responses and energy expenditure of kinect active video game play in schoolchildren. *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, American Medical Association, v. 166, n. 11, p. 1005–1009, 2012. Citado na página 17.
- STONE, E. E.; BUTLER, M.; MCRUER, A.; GRAY, A.; MARKS, J.; SKUBIC, M. Evaluation of the microsoft kinect for screening acl injury. In: IEEE. *Engineering in*

Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE. Osaka, 2013. p. 4152–4155. Citado na página 17.

TRENDS, A. R. *How Augmented Reality Can Bridge the Gap in Healthcare?* 2014. Disponível em: <<http://www.augmentedrealitytrends.com/augmented-reality/healthcare-industry.html>>. Citado na página 22.

UNITY. *Unity 2017.3*. 2017. Disponível em: <<https://unity3d.com/pt>>. Citado na página 27.

Apêndices

APÊNDICE A – Termo de consentimento

1/2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título: Correlação de Realidade Aumentada com a Mensuração Clínica e Radiológica do Eixo Anatômico dos Membros Inferiores

O (a) Senhor (a) está sendo convidado(a) a participar como voluntário(a) da pesquisa com o título: “Correlação de Realidade Aumentada com a Mensuração Clínica e Radiológica do Eixo Anatômico dos Membros Inferiores”, sob orientação do Dr. Raul Franklim de Carvalho Almeida.

Esta pesquisa tem como objetivo avaliar a utilização de Realidade Aumentada para o ângulo do joelho. Caso concorde, o senhor(a) irá ser entrevistado(a) individualmente para a obtenção dos ângulos do joelho por meio da utilização de um aplicativo móvel.

A pesquisa não oferecerá RISCO físico, mas poderá surgir alterações no seu estado emocional durante a entrevista em virtude de algum desconforto quanto a mensuração sendo executada. Se no momento da coleta você referir incômodo em relação à entrevista, será dada a opção de término da entrevista, com retorno ou afastamento definitivo da pesquisa.

Caso o senhor(a) aceite em participar, terá como BENEFÍCIO orientações sobre a doença para o senhor(a) e seus familiares ou ainda esclarecimento de suas dúvidas, bem como contribuir para a implementação de um protocolo alternativo para servir como suporte no diagnóstico e tratamento da osteoartrose do joelho, evitando a exposição de pacientes ao Raio-X para medir o ângulo do joelho.

Fica claro que o senhor(a) pode, a qualquer momento, recusar a sua participação desta pesquisa e retirar seu consentimento sem que lhe traga nenhum prejuízo e/ou punição em relação ao tratamento. Os dados obtidos durante a pesquisa serão mantidos em sigilo pelos pesquisadores, assegurando a você à privacidade quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa. Os resultados poderão ser divulgados em publicações científicas mantendo sigilo dos seus dados pessoais.

Considerando que a sua entrevista será realizada enquanto estiver na rotina do tratamento, não havendo necessidade de sua vinda exclusivamente para esta entrevista, não haverá GASTOS de dinheiro com a sua participação e o senhor(a) também não receberá nenhum pagamento para participar, mas em caso de alguma despesa em decorrência deste estudo, você e seu familiar serão ressarcidos. Esclarecemos ainda que caso se sinta prejudicado em algum momento relacionado à pesquisa, o senhor(a) tem direito de buscar indenização nas instâncias legais.

Será garantido sigilo (segredo) da sua identidade e das informações colhidas ao seu respeito, e estas não serão divulgadas, ou seja, ninguém saberá que participou deste estudo.

Caso tenha dúvidas referente ao estudo, poderá entrar em contato com o Dr. Raul Frankllim de Carvalho Almeida, que é o pesquisador responsável, nos contatos, E-mail: dr.raulalmeida@gmail.com/ cel: (98) 8330-3257 e em caso de dúvidas sobre os seus direitos, poderá entrar em contato com o CEP no Hospital Universitário Presidente Dutra (4º andar); Rua Barão de Itapary, nº 227. Centro - Ou no telefone: 21091050. Para entender o que é um CEP, lhe explicamos que os Comitês de Ética em Pesquisa são colegiados interdisciplinares e independentes, de relevância pública, de caráter consultivo, deliberativo e educativo, criados para garantir a proteção dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos ou seja, garantir a proteção do participante.

Caso concorde em participar, solicitamos que assine esse documento juntamente com o pesquisador, em duas vias, rubricando em todas as páginas, ficando com uma via em seu poder e a outra ficará com o pesquisador.

São Luís, ___/___/___

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador