



Ministério da Educação
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



LILIANE PINHO DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO CONCORRENTE DE UM
SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTOS EM TRÊS DIMENSÕES
BASEADOS EM CÂMERAS RGB**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL - UFMS

Campo Grande/MS

MAIO/ 2022



Ministério da Educação
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



LILIANE PINHO DE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO CONCORRENTE DE UM
SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTOS EM TRÊS DIMENSÕES
BASEADOS EM CÂMERAS RGB**

**Dissertação de Mestrado apresentada para obtenção
do título de Mestre pelo Programa de Pós Graduação
em Ciências do Movimento sob orientação do Prof.
Drº Thomaz Nogueira Burke.**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL - UFMS

Campo Grande/MS

MAIO/ 2022



DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO CONCORRENTE DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTOS EM TRÊS DIMENSÕES BASEADOS EM CÂMERAS RGB

LILIANE PINHO DE ALMEIDA

Aprovado em ___/___/___.

BANCA EXAMINADORA

Professor Drº Thomaz Nogueira Burke
UFMS

Professor Drº Charles Taciro
UFMS

Professor Drº Carlos Eduardo Pinfildi
UNIFESP



AGRADECIMENTOS

Ao meu professor Dr. Thomaz Nogueira Burke, por sua dedicação na construção deste trabalho, sem o mesmo, teria sido difícil tê-lo concretizado. Meus sinceros agradecimentos.

Ao meu filho Leonardo, razão de todas as minhas escolhas, a quem devo a graça de ter alcançado a felicidade verdadeira apenas por tê-lo ao meu lado.

À minha família, ao meu esposo Marcelo. E igualmente aos meus pais Nelson e Lucia, e meus irmãos Luciane e Nelson Jr. que tanto me apoiaram incansavelmente em cuidar e estar com meu filho Leonardo para que eu pudesse me dedicar aos estudos.

A minha amiga Ciomara, que me incentivou e colaborou no pré projeto, para concorrer no processo seletivo deste programa.

Aos meus amigos, Patricia Moraes e Pedro Senna, nas quais contribuíram para que a coleta de dados acontecesse da melhor forma possível. E aos meus amigos de mestrado Lucio e Priscilla, com apoio mútuo.

A todos os indivíduos que participaram da coleta de dados.

Aos meus colegas de trabalho e amigos que participaram deste processo de alguma forma.



RESUMO

A prescrição de exercícios terapêuticos para serem realizados em casa é uma prática comum adotada pelos fisioterapeutas. Entretanto, a aderência a este tipo de prática é, de maneira geral, baixa, podendo comprometer a evolução dos pacientes. Novas tecnologias baseadas em realidade virtual e realidade aumentada oferecem perspectivas promissoras na tentativa de aumentar a aderência aos programas de reabilitação domiciliares, por meio da análise do movimento e sua comparação com o prescrito. Porém, a maior parte das soluções, como o Vicon 3D (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) e Qualisys Track Manager (QTM), são de alto custo e não portáteis, estando, por isso, restrito a centros especializados. Câmeras RGB são acessíveis e disponíveis em diversos dispositivos, como celulares e webcams, e podem se tornar boa alternativa para a coleta de informações, desde que o tratamento dos dados permita a predição de variáveis 3D a partir de informações 2D. O objetivo deste trabalho é (1) desenvolver e (2) validar concorrentemente um sistema de captura (MOVA3D) e análise de movimento 3D, a partir de câmeras RGB 2D: (1) para o desenvolvimento desta pesquisa foram utilizadas câmeras Intel RealSense (Intel 435i com a função de profundidade desabilitada) para a captura dos dados, bem como desenvolvido um software próprio, capaz de inferir automaticamente e em 3D os centros articulares e realizar os cálculos cinemáticos angulares de interesse; (2) para a validação concorrente, 10 indivíduos, com idade entre 22 e 50 anos, realizaram atividades de agachamento, flexão de quadril e abdução de quadril, com propósito de aferir as variáveis ângulo de abdução/adução e flexão/extensão de quadril; o ângulo de flexão/extensão de joelho foi capturado, simultaneamente, pelos sistemas MOVA3D e pelo QTM (padrão-ouro). Foram calculados o erro médio de cada variável, assim como seu grau de associação por meio do Índice de Correlação de Pearson.

Palavras chaves: Telereabilitação; Sistema de Captura; QualisysTrackManager.



ABSTRACT

The prescription of therapeutic exercises to be performed at home is a common practice adopted by physical therapists. However, adherence to this type of exercise is, in general, low, which may restrain patients' evolution. New technologies based on virtual reality and augmented reality offer promising perspectives in an attempt to increase adherence to home rehabilitation programs through the analysis of movement and its comparison with the normal prescribed treatment. However, most of the solutions, such as Vicon 3D (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) and Qualisys Track Manager (QTM), are expensive and not portable. Therefore, restricted to specialized centers. RGB cameras are accessible and available on various devices, such as cell phones and webcams and can become a good alternative for data collection, as long as the data processing allows the prediction of 3D variables from 2D information. Therefore, the objective of this work is to (1) develop and (2) concurrently validate a 3D motion capture (MOVA3D) and 3D motion analysis system from 2D RGB cameras. (1) For the development of this analysis, Intel RealSense cameras (Intel 435i with the depth function disabled) were used to capture the data, and a proprietary software capable of automatically inferring the joint centers in 3D and performing the angular kinematic calculations of interest was developed for such analysis. (2) For concurrent validation, 10 subjects aged, between 22 and 50 years, performed squatting, hip flexion and abduction activities, with the aim of measurement the variables hip abduction/adduction angle and hip flexion/extension. Knee flexion/extension angle was also captured simultaneously by the MOVA3De systems as well as by the QTM (gold standard). The mean error of each variable and its degree of association were calculated using Pearson's Correlation Index.

Keywords: Telerehabilitation; Motion Analysis; Qualisys Track Manager.



SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. REVISÃO DE LITERATURA	14
3. OBJETIVOS	19
4. MÉTODOS	20
4.1. Desenvolvimento do Sistema de Análise de Movimento.....	20
4.2. Validação concorrente.....	22
4.3. Critérios de Inclusão e Exclusão.....	26
4.4. Protocolo de captura de dados.....	27
4.5. Análise estatística.....	31
5. RESULTADOS	27
6. DISCUSSÃO	31
7. CONCLUSÃO	35
8. REFERÊNCIAS	38



LISTA DE TABELAS

- **Tabela 1** – Estudos relevantes que comparam dois sistemas usando configurações da câmera, em análise de movimento.....
- **Tabela 2** - Relação das articulações capturadas, com a referência anatômica utilizada.....24
- **Tabela 3** - apresentamos os valores médios dos ângulos máximo, mínimo e Amplitude de Movimento (ADM), medidos pelos dois sistemas, nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril. Os resultados são a média dos 10 indivíduos avaliados.....27
- **Tabela 4** - são apresentados os resultados do erro médio do sistema MOVA3D para as variáveis ângulo máximo, ângulo mínimo e ADM, nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril.....28
- **Tabela 5** - são apresentados os resultados do índice de correlação de Pearson entre os sistemas Qualysis e MOVA3D para as variáveis estudadas.....29



LISTA DE FIGURAS

- **Figura 1** – Ilustração do Treinamento da Rede Neural.....21
- **Figura 2** - Imagem do laboratório da APAE com as setes câmeras posicionadas ao alto para a captura do movimento.....23
- **Figura 3** - Posicionamento dos marcadores nos indivíduos em MMII.....
- **Figura 4** – Mostra o resultado da calibração no sistema QTM, com o esqueleto....
- **Figura 5** - Fluxograma da Metodologia da Pesquisa.....



LISTA DE GRÁFICOS

- **Gráfico 1** - O gráfico 1 abaixo, ilustra a variação do ângulo de flexão de quadril direito em relação ao tempo, medidos pelo sistema Qualysis e MOVA3D.....
- **Gráfico 2** - Variação do ângulo do de abdução do quadril D medidos pelo sistema Qualysis (azul) e sistema MOVA3D (laranja). O eixo X representa o tempo e o eixo Y a variação angular em graus.....



1. INTRODUÇÃO

Pacientes em processo de reabilitação frequentam clínicas ou hospitais para atender a sessões de fisioterapia, em média de 2 a 3 vezes por semana. A prescrição de exercícios terapêuticos para serem realizados em casa é uma prática comum, por conta do custo e da dificuldade do paciente em visitar diariamente o ambiente das clínicas ou os centros de reabilitação especializados. Porém, a aderência dos pacientes a este tipo de exercícios é, de maneira geral, baixa (Newman, Steed, Mulligan, 2004; Ben Salah Frih, 2009; Kolt, McEvoy, 2003), variando entre 50% (Friedrich, Cermak, Maderbacher, 1996) e 70% (Medina-Mirapeix, 2009). A baixa aderência ao tratamento em casa é impactante tanto para o fisioterapeuta quanto para o paciente, uma vez que pode comprometer seu potencial de melhora (Whitlock et al, 2002; Schwarzer, Lippke, Luszczynska, 2011).

Fatores relacionados com o paciente (baixa auto-eficácia, medo da dor, dificuldade de tempo) (Medina-Mirapeix, 2009; Beinart et al, 2013; Slade et al, 2014), com as características do programa de reabilitação (ausência de supervisão durante as sessões de treinamento, programas não individualizados, número excessivo de exercícios) (Medina-Mirapeix, 2009; Beinart et al, 2013; Jordan, 2010; Henry, 1999; Slade, Molloy, Keating, 2009) e com o estilo do profissional fisioterapeuta (falta de acompanhamento ou feedback durante as sessões) (Slade et al, 2014; Slade, Molloy, Keating, 2009) são apontados como de grande influência nas baixas taxas de aderência ao tratamento prescrito a domicílio.

Novas tecnologias baseadas em realidade virtual, realidade aumentada e tecnologia da informação oferecem perspectivas promissoras, na tentativa de aumentar a aderência aos programas de reabilitação domiciliares. Tais tecnologias são interativas e têm a capacidade de monitorar a performance do paciente e prover “feedback” em tempo real, além de incluir lembretes e estratégias motivacionais em sua programação (Sveistrup et al, 2003; Burdea, 2003; Irvine, 2015; Kim et al, 2014).



Estudos têm demonstrado que pacientes são mais motivados a seguir um plano terapêutico domiciliar, quando recebem algum “feedback” em forma de pontuação relativa ao desempenho de seus exercícios, sejam eles desempenhados durante a imersão em um jogo de reabilitação, sejam por meio da captura de seus movimentos mediante sensores (Pompeu et al, 2013). Segundo Palazzo et al. (2016), os pacientes se sentem mais propensos a realizar a terapêutica prescrita para o domicílio quando os exercícios são demonstrados por meio de um modelo (vídeo ou treinador virtual ao invés de gravação de voz ou fotos) e quando há “feedback” de seu desempenho (posição, intensidade e duração), com a utilização de sistemas de telereabilitação ou exergames e incentivos de performance.

Telereabilitação ou e-reabilitação é parte integrante da e-medicina, que permite ao fisioterapeuta e aos pacientes controlar processos de reabilitação à distância (Zampolini et al, 2008). Tem sido desenvolvida com o objetivo de prover ao paciente e ao fisioterapeuta controle maior sobre a terapêutica prescrita realizada em casa (Brennan, 2009), com a vantagem de reduzir o tempo e o custo da hospitalização (Dinesen et al, 2012), bem como permitir aumentar a área de abrangência de serviços de reabilitação, especialmente por contemplar pacientes com moradia afastada dos serviços tradicionais de reabilitação.

Como pontuado por Anton et al. (2018), esses sistemas permitem ao fisioterapeuta selecionar a terapia mais apropriada ao paciente, avaliar sua execução e gerenciar remotamente. Neste caso, o monitoramento dos pacientes é uma tarefa complexa, uma vez que, em geral, o terapeuta não está fisicamente presente na terapia. Portanto, o uso de sensores que permitam o monitoramento físico ou fisiológico dos pacientes é primordial para qualquer sistema de telereabilitação.

A telereabilitação pode aumentar a aderência e a motivação dos pacientes durante as sessões de fisioterapia, além de aumentar a frequência das sessões, na medida em que permite ser desempenhada em casa, com supervisão à distância do terapeuta. Outra vantagem dos sistemas de telereabilitação é a coleta de dados quantitativos, relativos à terapia e à facilidade de acesso ou manipulação dos dados pelos profissionais de saúde (Bidargaddi et al, 2018; Fan et al, 2014; Hamida, Hamida, Ahmed, 2015). Os dados coletados por meio de sensores ainda podem ser processados e utilizados para desenvolver intervenções mais efetivas (Rolim, 2010; Benharref, Serhani, 2014).



Existem diferentes possibilidades de aplicações da tecnologia de captura de movimento. A maior parte dos estudos realizados na área de reabilitação tem por objetivo engajar pacientes em regime de exercícios proposto pelo fisioterapeuta. Estes sistemas permitem que os pacientes tenham um “feedback” em tempo real da atividade prescrita. Ademais, auxiliam na correção das posições articulares durante sua execução, bem como o acompanhamento remoto e o ajuste da prescrição de exercícios entre cada visita clínica ao paciente (Breedon et al, 2016).

Sistemas de telereabilitação são compostos por pelo menos uma câmera, que permite ao fisioterapeuta ver e monitorar o paciente à distância (videoconferência). Sistemas mais complexos incluem sensores com capacidade para análise de movimentos, podendo, de maneira geral, ser classificados em três grupos. O primeiro grupo comporta sistemas em que os usuários necessitam vestir dispositivos para que seus movimentos sejam capturados (Llorens et al, 2011; Spina et al, 2013; Giorgino et al, 2009; Holden, Dyar, Dayan-Cimadoro, 2007). O segundo grupo inclui sistemas que utilizam movimento que permitem aos usuários realizar atividades sem a necessidade de vestir sensores. Uma característica deste grupo de sistemas é o uso de Nintendo Wii Remote, Leap Motion, Kinect ou, mais recentemente, câmeras de profundidade, como a Real Sense da Intel. Por fim, o terceiro grupo busca utilizar a robótica como ferramenta para a telereabilitação. Dentre estes sistemas, podem-se citar o MOTORE++ (Saracino et al, 2016), o HOMEHEAB (Díaz et al, 2018), e o robô aWAM (Bai, 2017).

Os dispositivos pertencentes ao segundo grupo, em especial as câmeras de profundidade, têm sido bastante utilizados, por permitirem a análise de movimentos com pouca ou nenhuma influência externa sobre o movimento executado. A câmera RealSense da Intel é um equipamento que oferece uma profundidade 3D, o que proporciona grande potencial de análise, especialmente agora, tendo em vista o recente anúncio de que o sensor Kinect V2/2.0 será descontinuado, o que sinaliza possivelmente a retirada da Microsoft do setor (Good, 2019). Apesar do suporte técnico continuar por mais algum tempo, o acesso limitado à venda não só sinaliza uma mudança na adoção deste sensor, mas também compromete o desenvolvimento de futuras aplicações. Apesar da sua utilidade, câmeras de profundidade ainda não estão disponíveis em larga escala em dispositivos do uso cotidiano como smartphones e tablets, dificultando sua utilização em sistemas de telereabilitação.



A maior parte das soluções para a avaliação do movimento, como o Vicon 3D (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) é de alto custo e, por isso, restrito a centros especializados, o que limita sua disseminação em larga escala. Câmeras RGB 2D são amplamente utilizadas em dispositivos variados, estando presentes na quase totalidade dos smartphones vendidos ao público geral, podendo ser usados no nosso dia-a-dia. Porém, possuem capacidade de entrega de variáveis em duas dimensões (não há dados sobre profundidade), sendo necessário, portanto, esforço computacional para a inferência de variáveis 3D a partir de 2D. O desenvolvimento dessa tecnologia, caso se mostre de boa confiabilidade, poderia se tornar alternativa para a coleta de dados por profissionais da saúde, ou mesmo, para sua utilização em sistemas de telereabilitação, onde o usuário final necessitaria de baixo treinamento para sua utilização, por se tratar de tecnologia de uso habitual.

Portanto, o objetivo deste estudo, utilizando método quantitativo, foi de desenvolver um sistema de captura e análise de movimento em 3 dimensões (MOVA3D), com o uso de câmera RGB de duas dimensões para análise cinemática, com o propósito de validar concorrentemente este sistema de captura, em comparação com o padrão-ouro Qualisys Track Manager (QTM).



2. REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com a Organização Mundial da Saúde, “Telemedicina” é a oferta de serviços relacionados com os cuidados com a saúde, nos casos em que a distância é um fator crítico, sendo ofertados por profissionais da área da saúde por meio da telecomunicação, com objetivo de facilitar o atendimento clínico. A telereabilitação é uma modalidade que fornece grande variedade de serviços de reabilitação convencionais à distância, utilizando tecnologias de comunicação (Scholten et al, 2019). Em geral, a Telereabilitação reduz os custos dos prestadores de cuidado de saúde e dos pacientes, em comparação com a reabilitação tradicional. Pode ser usada para diagnosticar, avaliar e gerenciar pacientes de todas as idades, com comprometimento físico e/ou cognitivo, bem como incapacidade. Pode ser fornecida diretamente na casa do paciente (HAILEY et al, 2011; STEEL et al, 2011)

Pesquisas interdisciplinares com o foco de avaliar e desenvolver produtos assistivos são de fundamental importância para os avanços dos estudos e assistência clínica (Bueno et al, 2016). Profissionais da área da saúde, como os fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, de humanas e tecnologias, são presenças importantes na equipe multidisciplinar para o compartilhamento de saberes e garantia de melhores resultados.

Conforme as tecnologias de sensores se desenvolveram, cresceu o número de pesquisadores que investigam ativamente a área de informática. Novas tecnologias baseadas na realidade virtual e/ou tecnologias de comunicação oferecem perspectivas interessantes para melhorar a adesão a programas de exercícios em casa. Tais tecnologias são interativas e divertidas. Podem fornecer monitoramento do paciente e “feedback” direto, além de incluir lembretes e estratégias de motivação (Palazzo et al, 2016). Dentre estas tecnologias, podemos citar o Microsoft Kinect e o Wii, ambas já descontinuadas, assim como o uso de óculos de realidade virtual e aumentada.

Os sistemas de jogos que incorporam tecnologia de captura de movimento de baixo custo geralmente produzem grandes conjuntos de dados de movimentos terapêuticos realizados ao longo da reabilitação (Yang et al, 2018). Para que isto ocorra, a melhor forma é a iniciar com



um conjunto de mecanismos fundamentado no registro de posições articulares específicas, através de captura de movimentos, com estudos biomecânicos e animação de personagens.

O ato de capturar os movimentos humanos, animais ou de objetos e depois inseri-los em um modelo tridimensional criado no computador é chamado de Captura de Movimentos ou Motion Capture ou Mocap. A captura do movimento humano tem por objetivo gravar movimentos em tempo real, em particular os que são difíceis de serem simulados através de programação. Estes podem ser aplicados em um modelo virtual, com a possibilidade de serem visualizados em duas ou três dimensões. Percebe-se que a evolução tecnológica tem possibilitado que profissionais e pesquisadores avancem no domínio da área de saúde, utilizando técnicas de visão computacional. O monitoramento dos movimentos do corpo humano (cinemática corporal) é um campo de pesquisa crescente nas áreas de assistência médica, entretenimento e esportes (MACEDO et al, 2013).

Para Zhou & Hu (2008), o estudo da cinemática do corpo humano envolve vários métodos, que recorrem à análise de diversos parâmetros advindos do movimento, tais como aceleração, velocidade e posição (lineares ou angulares) das diversas articulações do corpo humano, podendo ser medidos por sensores ou através da análise de repetidas imagens obtidas por câmeras. Dependendo da tecnologia utilizada, os sistemas capazes de executar estas análises são divididos em quatro grupos: mecânico, óptico, eletromagnético e acústico.

- **Mecânico** – de acordo com Araújo (2015), esses equipamentos de medida absoluta não necessitam de um processo longo de calibragem, o que torna sua utilização mais fácil e produtiva. As vantagens desse sistema são realizar análises em tempo real, com baixo custo, sem oclusão e interferências magnéticas, com equipamento portátil e a possibilidade de capturar imagens em grande escala. Desvantagens: restrição do movimento devido à armadura utilizada para realizar a captura, além de baixa taxa de amostragem.

- **Magnético** – para Araújo (2015), esse sistema emprega um conjunto de receptores posicionados nas articulações do indivíduo, com uma taxa de amostragem de 100 quadros por segundo. São ideais para captura de movimentos mais simples. As vantagens desse sistema são seu baixo custo computacional para o processamento dos dados e a ausência de



problemas de oclusão. A desvantagem é a interferência causada por objetos de metal próximo ao local de captura.

- **Óptico** – este é o sistema escolhido e utilizado na pesquisa, na qual se aplica um conjunto de câmeras sincronizadas e direcionadas a um único indivíduo, que utiliza marcadores nas suas principais articulações. Afirma Moura, Oliveira, Nagem (2015), os métodos ópticos consistem em análises quantitativas de imagens, capturadas por uma ou mais câmeras. As vantagens são o grau de liberdade do movimento do indivíduo durante a execução e a ausência de limite para o número de refletores posicionados no indivíduo, o que permite alcançar um maior nível de detalhe na representação dos movimentos. A maior desvantagem é a oclusão de um ou mais refletores durante o processo de captura de movimento.

Existem diferentes tipos de marcadores. Os mais utilizados no sistema óptico são:

- **Marcadores passivos:** no qual se utilizam marcadores revestidos com um material retrorrefletor para emitir a luz gerada perto da lente das câmeras.
- **Marcadores ativos:** esses marcadores são movidos para emitir luz própria. Diferentemente dos sensores vestíveis, tecnologias baseadas em marcadores fornecem soluções atraentes para os usuários, na medida em que são gratuitos e conectados ao corpo. (SAINI et al, 2012)

Dentre os sistemas óticos de análise de movimento comerciais mais utilizados, podemos citar o Qualisys Track Manager (QTM), Optotrak, Vicon e Motion Analysis, os quais são utilizados para avaliar a postura em três dimensões, de maneira confiável e válida. No entanto, essa é uma tecnologia cara e complexa, não acessível para todos os grupos de pesquisa (Rybarczyk, 2010) por seu alto custo e exigir conhecimento, técnicos especializados e processamento de dados complexos (Agustsson et al, 2019). O processo de captura consiste de forma geral na fixação de marcadores em pontos anatômicos do corpo, de modo a representar o movimento humano. Estes sistemas variam quanto ao número e configurações de câmeras



usadas, tipos de algoritmos, a utilização de software e hardware, os quais recebem como entrada os movimentos realizados por um indivíduo e os transformam em dados computacionais. Geralmente, são sistemas que exigem um hardware exclusivo, pelo qual se garante o rastreamento automático dos marcadores. Após a aquisição e a digitalização dos dados do movimento é necessário interpretar as imagens.

Nos últimos 10 anos, vem aumentando o uso de sistemas “markless”, sem uso de marcadores. Estes sistemas são, em sua maioria, baseados no uso de câmeras de profundidade, como o Microsoft Kinect e câmeras Intel Realsense, ou no reconhecimento de silhuetas humanas, a partir de imagens bidimensionais capturadas por uma ou mais câmeras RGB (Rhodin et. al, 2018; Kocabas, Karagoz, Akbas, 2019; Iskakov et al, 2019; Zhou et. al, 2016; Pavlo et al, 2019; Cheng et. al, 2019; Kanazawa et. al, 2018; Xu, Zhu, Tung, 2019; Kolotouros et. al, 2019).

O rastreamento sem marcadores traz como principais vantagens a facilidade de captura, o menor tempo de preparação dos sujeitos, a eliminação dos artefatos de movimento com origem nos marcadores e o menor custo dos equipamentos. Por outro lado, a falta de marcadores pode diminuir a acurácia da avaliação. Seu uso deve estar restrito a avaliações que permitam maior erro nas medições. O uso de rastreamento sem marcadores ainda é novo em relação à análise de movimento em esportes ou para fins clínicos.

Ao fazer um levantamento com base nos periódicos nacionais e internacionais, foram encontrados diferentes tipos de estudos de validação de sistemas “markless” para análise de movimento humano. A grande maioria utiliza o sistema Microsoft Kinect para análise de marcha. O erro médio entre os ângulo medidos pelo Kinect e por outros sistemas considerados padrão-ouro variam de 4 a 10° (Chakraborty et al., 2020) a 20° (Xu Xu et al., 2015). Ao medir a associação entre as variáveis angulares medidas por diversos sistemas, Yamasaki et al (2018) encontram uma associação de moderada a alta, para os ângulos de flexão e extensão de quadril medidos pelo Kinect durante a marcha quando comparados ao Vicon.

A correlação entre as medidas do Microsoft Kinect também foi validada para movimentos específicos de agachamento, abdução de quadril, com correlações que variam de 0,18 a 0,83, quando comparados com Vicon (Wochatz et al., 2019); de 0,55 entre Kinect V2 e Vicon no tocante à avaliação dos ângulos de quadril e joelho durante o agachamento (Schmitz



Ministério da Educação

Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



et al., 2015); e de 0,80 para a flexão do joelho, durante o exercício de agachamento unipodal (Mentiplay et al., 2018).

Sistemas com uso de câmeras RGB estão sendo desenvolvidos, porém não foi encontrado, até o momento, nenhum estudo de validação concorrente destes sistemas em relação ao padrão-ouro.



3. OBJETIVOS

- Desenvolver um sistema de captura e análise de movimento em 3 dimensões (MOVA3D), sem marcadores, com o uso de câmera RGB de duas dimensões para análise cinemática;
- Validar concorrentemente o sistema MOVA3D, em comparação com o padrão-ouro Qualisys Track Manager (QTM);



4. MÉTODOS

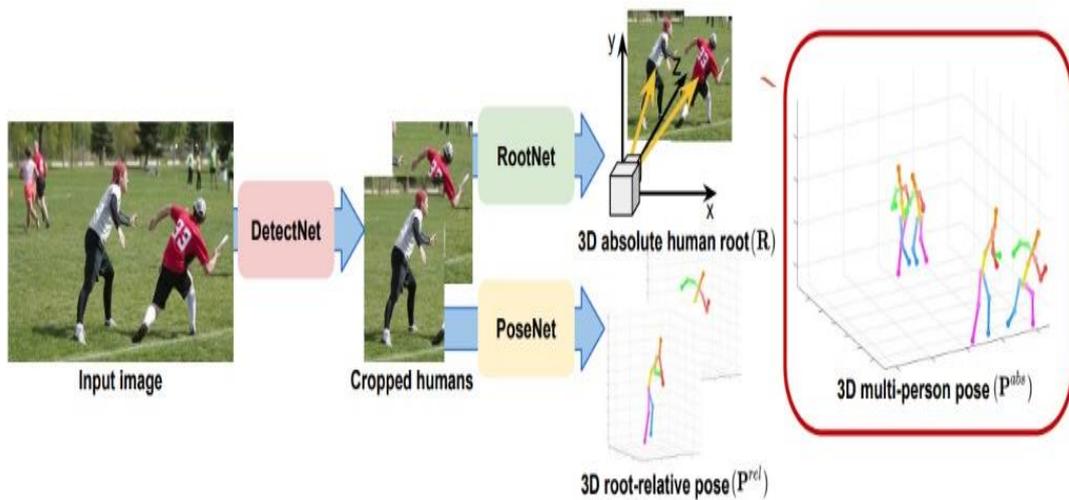
Este estudo foi dividido em duas etapas: (1) desenvolvimento do Sistema MOVA3D e (2) validação concorrente com o sistema Qualisys Track Manager (QTM).

4.1 Desenvolvimento do Sistema MOVA3D

O sistema desenvolvido é composto por uma câmera digital RGB para captura de vídeos dos movimentos, bem como um software dedicado à identificação automática do indivíduo, seus centros articulares e segmentos corporais (MOVA3D). A técnica computacional empregada divide-se didaticamente em 3 etapas independentes: (1) detecção automática de silhuetas humanas na imagem; (2) referenciamento de profundidade entre a câmera e um ponto de referência do indivíduo; (3) e o cálculo da posição relativa entre as articulações na imagem.

Para a tarefa de detecção automática de silhuetas humanas nos vídeos, foi utilizado o mapeamento da imagem pelo “Detectron2” (disponível em <https://github.com/facebookresearch/detectron2>). Trata-se de um algoritmo de Inteligência Artificial para a detecção de objetos em imagens, o que inclui silhuetas humanas. Utiliza um framework de deep learning PyTorch, que permite que o algoritmo seja treinado para a otimização dos resultados específicos de cada projeto.

Figura 1 – Ilustração do Treinamento da Rede Neural (Fonte: próprio autor)



Para o referenciamento de profundidade da imagem e o cálculo da posição relativa entre as articulações na imagem (pose), foi utilizado o RootNet (disponível em https://github.com/mks0601/3DMPPE_ROOTNET_RELEASE), que é capaz de estimar a profundidade da câmera até o indivíduo, bem como o PoseNet (disponível em https://github.com/mks0601/3DMPPE_POSENET_RELEASE), capaz de detectar os centros articulares e a pose em três dimensões de múltiplas silhuetas, contidas em uma mesma imagem.

Para o treino dos algoritmos posenet e rootnet, que são redes neurais convolucionais, foram utilizadas as bases de dado MuCo-3DHP. Este é um conjunto de dados em grande escala de imagens RGB composta de várias pessoas com anotações de pose 3D, gerado a partir do conjunto de dados MPI-INF-3DHP, na qual se visualizam imagens reais de interações e oclusões.

O sistema gera um conjunto de dados com as variáveis nas coordenadas X, Y e Z de 18 articulações ou pontos de interesse na imagem. São elas 'Pelvis', 'R_Hip', 'R_Knee', 'R_Ankle', 'L_Hip', 'L_Knee', 'L_Ankle', 'Torso', 'Neck', 'Nose', 'Head', 'L_Shoulder',



'L_Elbow', 'L_Wrist', 'R_Shoulder', 'R_Elbow', 'R_Wrist', 'Thorax' . Com estes dados, é possível calcular as variáveis de interesse clínico: ângulos absolutos, máximo e mínimo. Por se tratar de um estudo de validação somente de membros inferiores e quadril, não foram utilizados os dados provenientes dos membros superiores e cabeça.

4.2 Validação Concorrente

Sujeitos e desenho experimental

Em estudo de Vilas Boas et al (2019) foi realizado um experimento de validação simultânea de dois corpos, rastreamento de sensores de profundidade versus um sistema padrão ouro, tendo a participação de indivíduos com idade, altura e índice de massa corporal, como critérios de inclusão. Neste estudo, foram recrutados dez indivíduos entre colegas e amigos, todos elegíveis para critérios de inclusão, com idade entre 22 e 50 anos (5 do gênero masculino e 5 do feminino) e índice de massa corporal entre 18,5 e 29,9 kg/m². Sendo os critérios de exclusão foram a presença de qualquer limitação física, cognitiva ou de equilíbrio, que pudesse impedir ou dificultar a execução das atividades propostas durante a captura dos movimentos. O experimento foi realizado no período de junho a agosto de 2021, conduzido no Laboratório de Análise do Movimento na Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Campo Grande (APAE/CG), em Campo Grande/MS. Previamente à captura dos movimentos, os indivíduos responderam a um questionário com dados sócio-demográficos (email, contato e idade), dados antropométricos (peso e altura) e sua condição física. Este estudo foi conduzido com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (nº 3.787.812).

O desenho experimental compreendeu a avaliação concomitante dos sujeitos por dois sistemas: Qualisys Track Manager (QTM - Qualisys AB, Sweden) e MOVA3D (desenvolvimento próprio). O sistema Qualisys utilizado foi configurado com sete câmeras do



modelo Oqus série 300, 1280 e 1024 (1,3 pixels) de resolução. O fluxograma da coleta de dados pode ser visto na Figura 2.

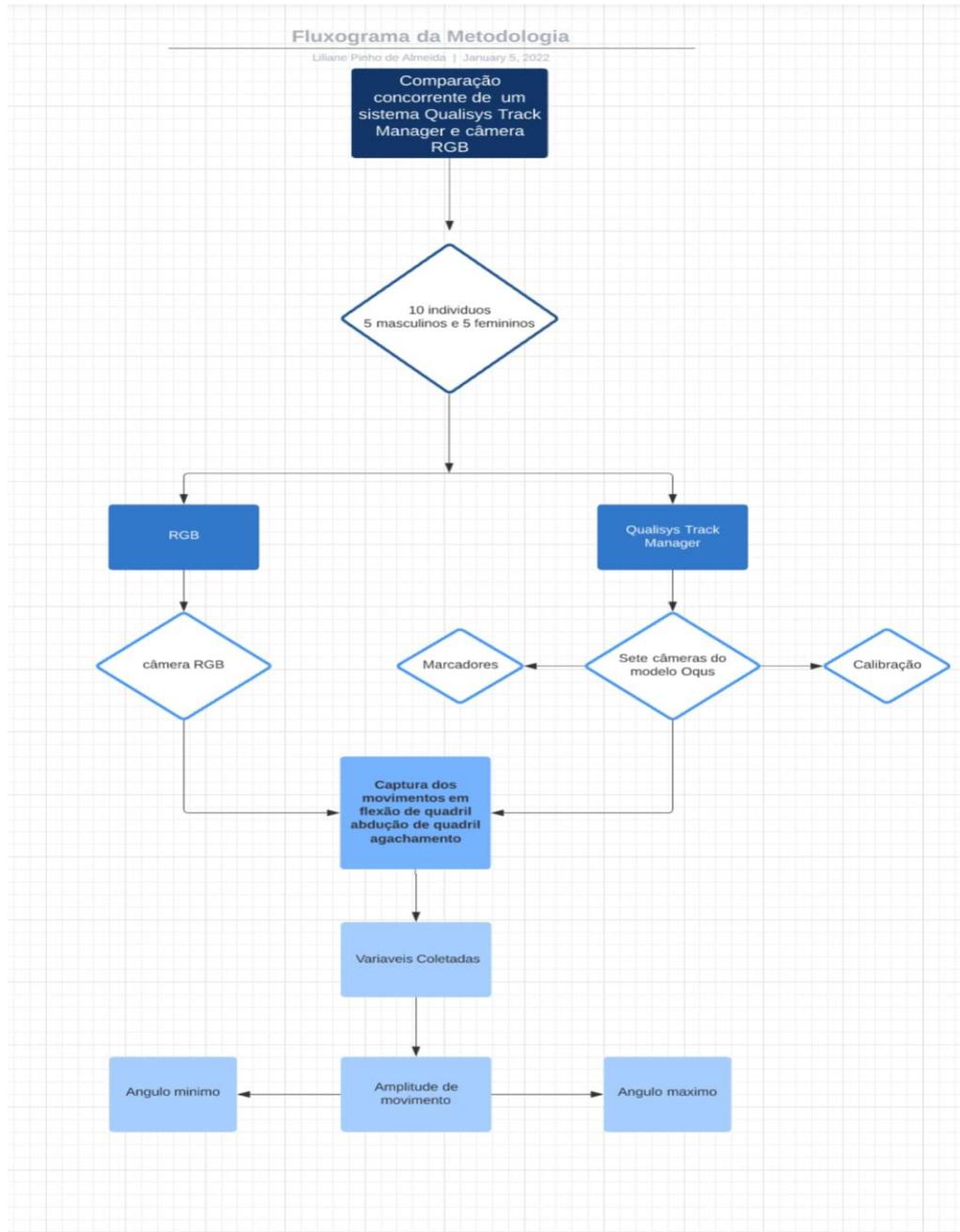


Figura 2 – Fluxograma da coleta de dados



Foram posicionados 20 marcadores em estruturas anatômicas, conforme a Tabela 2. O volume a ser coletado foi previamente calibrado, de acordo com as recomendações do fabricante. A câmera RGB do sistema MOVA3D (Intel 435i com a função de profundidade desabilitada) foi posicionada a 1 metro do chão, coincidindo com o plano frontal dos sujeitos.

Tabela 2 – Relação das articulações capturadas, com a referência anatômica utilizada.

	NOMENCLATURA	Referência anatômica
1	EIAS_D	Espinha Ilíaca Antero Superior Direita;
2	EIAS_E	Espinha Ilíaca Antero Superior Esquerda;
3	EIPS_D	Espinha Ilíaca Postero Superior Direita;
4	EIPS_E	Espinha Ilíaca Postero Superior Esquerda
5	TROC_D	Trocanter Direito;
6	TROC_E	Trocanter Esquerdo;
7	EPIL_D	Epicôndilo Lateral do Femur Direito
8	EPIL_E	Epicôndilo Lateral do Femur Esquerdo
9	EPILM_D	Epicôndilo medial do femur direito;
10	EPILM_E	Epicôndilo medial do femur esquerdo;
11	CABF_D	Cabeça da Fíbula direita
12	CABF_E	Cabeça da Fíbula esquerda
13	TUBT_D	Tuberosidade da Tíbia Direita
14	TUBT_E	Tuberosidade da Tíbia Esquerda



15	MALL_D	Maléolo lateral direito
16	MALL_E	Maléolo lateral esquerdo
17	MALM_D	Maléolo medial direito
18	MALM_E	Maléolo medial esquerdo
19	CAL_E	Calcâneo esquerdo
20	CAL_D	Calcâneo direito

Configuração experimental e coleta de dados

Para cada participante, o experimento consistiu em desempenhar três grupos de atividades, enquanto tinham seus movimentos capturados por ambos os sistemas: agachamento, flexão de quadril e abdução de quadril (anexo). Não foram controlados o ritmo e a amplitude de movimento, de modo a assegurar naturalidade na execução. Foi solicitado aos indivíduos usar roupas justas (short ou legging), para as mulheres sutiã esportivo e os homens sem camiseta. Os indivíduos executaram os movimentos somente com o lado direito do corpo. A captura pelo sistema MOVA3D foi realizada nas frequências de 30Hz e pelo Qualisys na de 100Hz.

Processamento de dados

Os dados coletados pelo sistema Qualisys foram processados utilizando um filtro de passa baixa zero-lag Butterworth de quarta ordem, com uma frequência de corte de 15Hz. Os dados do MOVA3D foram processados com um filtro Savitzky-Golay com janela de 17 quadros e função de terceiro grau. Além disso, os dados do MOVA3D foram reamostrados (upsampling)



para 100Hz por meio de uma interpolação cúbica, de maneira que ambos os sistemas tivessem uma taxa de amostragem idêntica.

A sincronização entre os sistemas foi possível a partir de um evento temporal específico comum: a queda de um marcador extra até ao chão no início da coleta de cada movimento. As seguintes variáveis foram calculadas em cada frame: ângulo de flexão e extensão de joelho, ângulo de abdução de quadril, ângulo de flexão e extensão de quadril.

O sistema MOVA3D considerou como (1) ângulo de flexão/extensão de joelho o ângulo formado pela ligação entre os centros articulares do joelho, quadril e tornozelo; (2) ângulo de abdução de quadril, como o ângulo formado pela ligação entre os centros articulares do quadril direito e esquerdo, e joelho, e (3) ângulo de flexão/extensão de quadril, como sendo o ângulo formado entre o vetor normal (90 graus) do plano constituído entre os centros articulares do quadril direito e esquerdo e o tronco, com sentido anterior e origem no centro articular do quadril a ser medido, bem como o plano formado pelos centros articulares do joelho, quadril direito e esquerdo.

4.3 Análise Estatística

Para cada variável coletada foram calculados o erro médio verdadeiro e o coeficiente de correlação de Pearson (r). O erro médio verdadeiro foi considerado como o valor médio da diferença entre o sistema Qualisys e o sistema MOVA3D, para todos os frames em cada ângulo articular no movimento analisado. O coeficiente de correlação de Pearson demonstra a força e a direção da relação entre os sinais. A correlação de Pearson foi interpretada de acordo com as orientações dadas por (Portney e Watkins, 2015): baixa (menor que 0,5); moderada (entre 0,5 e 0,75); boa (entre 0,75 e 0,9); e excelente (acima de 0,9). Toda a rotina de processamento dos dados e análise estatística foram desenvolvidos pelo sistema Python, exclusivo para esta pesquisa.



5. RESULTADOS

Os participantes, 5 do gênero masculino e 5 do gênero feminino, tinham idade média de 30,2 anos (IC95% 25,6-34,7), 74,8 kg (IC95% 66,3-83,2), 172,4 cm (IC95% 167,2-177,6) e IMC 25,0 kg/cm² (IC95% 23,1-27,0). A tabela 3 apresenta os valores médios dos ângulos máximo, mínimo e amplitude de movimento (ADM), medidos pelos dois sistemas, nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril. Os resultados são a média dos 10 indivíduos avaliados.

MOVIMENTO		QUALISYS			MOVA 3D		
		Ângulo Máximo	Ângulo Mínimo	ADM	Ângulo Máximo	Ângulo Mínimo	ADM
Abdução de quadril	ABD_QD	151,50°	92,50°	59,00	110,00°	90,00°	20,00
	ABD_QE	115,90°	92,20°	23,70	105,20°	90,70°	14,50
Agachamento	FLX_JD	65,2°	7,5°	57,7	54,1°	6,9°	47,2
	FLX_JE	67,3°	7,4°	59,9	66,8°	10,5°	56,5
	FLX_QD	79°	24,4°	54,3	87,9°	57,4°	30,6
	FLX_QE	79,6°	29,3°	50,3	87,3°	37,7°	49,6
Flexão de quadril	FLX_QD	81,44°	18,44°	63	86°	21,55°	63,11
	FLX_QE	86,66°	75,33°	11,33	86,11°	79,22°	6,88

Tabela 3: valores médios dos ângulos máximo, mínimo e Amplitude de Movimento (ADM), medidos pelos dois sistemas, nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril (N=10). ABD_QD: abdução de quadril direito; ABD_QE: abdução de quadril esquerdo; FLX_JD: flexão de joelho direito; FLX_JE: flexão de joelho esquerdo; FLX_QD: flexão de quadril direito; FLX_QE: flexão de quadril esquerdo.



A Tabela 4 apresenta os valores de erro médio do sistema MOVA3D para as variáveis ângulo máximo, ângulo mínimo e ADM, nos exercícios de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril.

MOVIMENTO		ERRO MÉDIO (QUALISYS – MOVA 3D)		
		Ângulo máximo	Ângulo mínimo	ADM
Abdução de quadril	ABD_QD	41,50°	2,50°	39,00
	ABD_QE	10,70°	1,50°	9,20
Agachamento	FLX_JD	11,10°	0,60°	10,50
	FLX_JE	0,50°	-3,10°	3,40
	FLX_QD	-8,90°	-33,00°	23,70
	FLX_QE	-7,70°	-8,40°	0,70
Flexão de quadril	FLX_QD	-4,56°	-3,11°	-0,11
	FLX_QE	0,55°	-3,89°	4,45

Tabela 4: Erro médios dos ângulos máximo, mínimo e Amplitude de Movimento (ADM), nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril (N=10). ABD_QD: abdução de quadril direito; ABD_QE: abdução de quadril esquerdo; FLX_JD: flexão de joelho direito; FLX_JE: flexão de joelho esquerdo; FLX_QD: flexão de quadril direito; FLX_QE: flexão de quadril esquerdo.

Na tabela 5 são apresentados os resultados do índice de correlação de Pearson entre os sistemas Qualysis e MOVA3D para as variáveis estudadas.



CORRELAÇÃO DE PEARSON					
		média	DP	IC (95%)	valor p
Abdução de Quadril	ABD_QD	0,97	0,04	0,03	< 0,001
	ABD_QE	0,84	0,12	0,07	< 0,001
Agachamento	FLX_JD	0,83	0,17	0,01	< 0,001
	FLX_JE	0,94	0,02	0,01	< 0,001
	FLX_QD	0,55	0,49	0,03	< 0,001
	FLX_QE	0,87	0,05	0,03	< 0,001
Flexão de Quadril	FLX_QD	0,93	0,03	0,02	< 0,001
	FLX_QE	-0,18	0,65	0,42	< 0,001

Tabela 5: correlação de Pearson para os ângulos máximo, mínimo e Amplitude de Movimento (ADM), nos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril (N=10). ABD_QD: abdução de quadril direito; ABD_QE: abdução de quadril esquerdo; FLX_JD: flexão de joelho direito; FLX_JE: flexão de joelho esquerdo; FLX_QD: flexão de quadril direito; FLX_QE: flexão de quadril esquerdo.

Os gráficos 1 e 2 ilustram, respectivamente, a variação do ângulo de flexão de quadril direito durante o movimento de flexão de quadril, e a variação do ângulo de abdução de quadril durante o movimento de abdução de quadril D, ambos em relação ao tempo, medidos pelo Sistema Qualysis e MOVA3D. Note que o erro médio se mantém pequeno durante toda a amplitude no gráfico 1, e aumenta em direção ao final do movimento no gráfico 2.

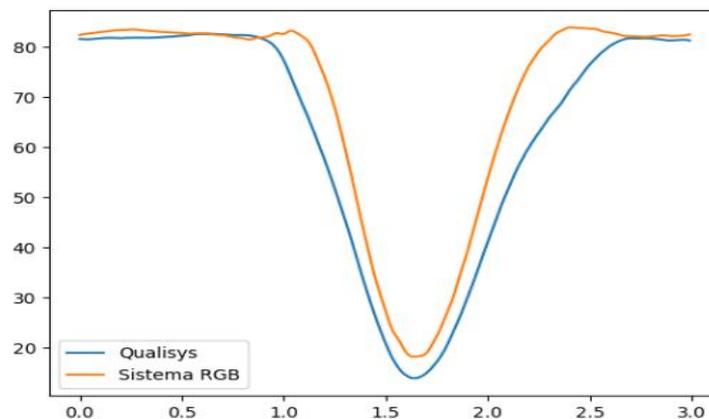


Gráfico 1: Variação do ângulo do de flexão do quadril direito durante o movimento de flexão de quadril, medidos pelo sistema Qualysis (azul) e sistema MOVA3D (laranja). O eixo X representa o tempo e o eixo Y a variação angular em graus.

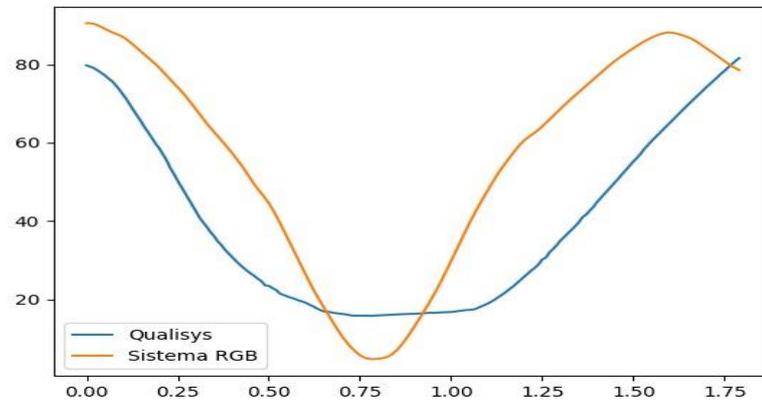


Gráfico 2 : Variação do ângulo da flexão do quadril D durante o movimento de agachamento, medidos pelo sistema Qualisys (azul) e sistema MOVA3D (laranja). O eixo X representa o tempo e o eixo Y a variação angular em graus.



6. DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo desenvolver e validar um sistema de captura e análise de movimento em três dimensões (MOVA3D), sem marcadores e com uso de uma única câmera RGB, para uso de análises cinemáticas. A validação deste sistema faz parte de um objetivo maior de desenvolvimento de soluções tecnológicas para uso em sistemas de telerreabilitação, que permitam ao fisioterapeuta gerenciar e monitorar remotamente a terapia prescrita para casa, assim como aumentar a aderência a estes exercícios. Esta primeira etapa de validação representa, portanto, importante passo para a construção de sistemas de baixo custo e fácil uso, que permitam a disseminação deste tipo de tecnologia na prática clínica. Os prós e contras apresentados facilitam a melhoria destes sistemas e também permitem maior transparência no momento da escolha pelo clínico.

De maneira geral, o sistema MOVA3D, quando comparado ao sistema Qualysis Track Manager (QTM), mostrou-se capaz de reconhecer adequadamente os padrões dos movimentos de abdução de quadril, agachamento e flexão de quadril, com erro médio variando de $0,55^\circ$ a $11,10^\circ$, exceto para o ângulo máximo na abdução de quadril direito e ângulo mínimo na flexão de quadril direito (agachamento). Acreditamos que, clinicamente, erros médios de até 15 graus sejam aceitáveis, uma vez que o objetivo final do sistema de telerreabilitação é analisar se o padrão de movimento prescrito pelo fisioterapeuta está sendo executado à distância pelo paciente. Não se trata, portanto, de uso para cálculos comumente executados em biomecânica, como, por exemplo, a dinâmica reversa.

Como dito anteriormente, nossos resultados apontam que o maior erro médio verdadeiro está na variável Abdução de Quadril Direito (Movimento de Abdução de Quadril), quando os indivíduos atingem o ângulo máximo do movimento, atingindo um erro de $41,50^\circ$. Apesar disto, esta mesma variável apresenta um Índice de Correlação de Pearson de 0,97, indicando que, apesar de apresentar alto erro médio, a variável se comportou de maneira semelhante à observada pelo QTM (Gráfico 2).



Acreditamos que a estimativa do centro articular do quadril feita pelo sistema MOVA3D sofra interferência durante o movimento de abdução de quadril, sendo deslocado para a lateral do corpo ao final do movimento, diminuindo, portanto, o ângulo calculado. O erro mostrou-se maior conforme aumentou-se a abdução do quadril. Isto indica uma possibilidade de futura melhoria do sistema, com ajustes no modelo de predição dos centros articulares do quadril.

A variável Flexão de Quadril Direito (Movimento de Agachamento) também apresentou erro médio verdadeiro alto, de 33° , durante o final do movimento de flexão de quadril (ângulo mínimo de movimento). Neste caso, houve moderada correlação ($r=0,55$) entre as medidas do MOVA3D e Qualysis. Isto pode ter sido devido à oclusão do quadril pelo joelho durante o final do movimento de agachamento, uma vez que uma única câmera foi utilizada (visão monocular) e esta foi posicionada no plano coronal em frente aos sujeitos. Nos próximos experimentos, sugere-se que a câmera possa capturar movimentos em planos sagital e transversal, contemplando todas as posições anatômicas.

A oclusão de partes do corpo é um dos maiores problemas enfrentados por sistemas sem marcadores (Becker, 2016) e que utilizam visão monocular (uso de somente uma câmera) para a predição de centros articulares. Movimentos com grandes amplitudes, realizados em plano ortogonal ao da câmera, como o de flexão de quadril com a câmera posicionada no plano coronal, podem fazer com que uma articulação, como a do joelho, se sobreponha a outras (quadril). Neste caso, o algoritmo deve prever o posicionamento articular sem a informação visual da silhueta, o que pode aumentar o erro.

A maior parte da literatura validou sistemas para análise cinemática baseada em câmeras de profundidade. Estes dispositivos possuem, além da câmera RGB comum, um sensor infravermelho e um projetor de pontos infravermelhos. A informação de profundidade é calculada após a distorção da projeção do padrão de pontos a ser analisada pelo software embutido na própria câmera ou em softwares desenvolvidos para este fim. Trata-se, portanto, de uma análise real, proveniente de uma captura de dados diretos.

Nosso sistema, em comparação, utiliza apenas uma câmera RGB comum, como as vistas em celulares ou webcams, com visão monocular (somente uma lente). Isso representa a quase totalidade das câmeras embutidas em smartphones comercializadas em todo o mundo,



o que abre possibilidades de uso de nosso sistema em dispositivos móveis existentes, sem a necessidade de aquisição ou adaptação de dispositivos externos para a captura dos movimentos.

O Microsoft Kinect foi validado em diversos estudos para movimentos específicos de agachamento, abdução de quadril e Lunge, com correlações variando de 0,18 a 0,83, quando comparados ao Vicon (Wochatz et al., 2019). Durante o agachamento, a flexão do joelho apresentou alta correlação entre os sistemas ($r=0,88$); para a abdução de quadril, variou de 0,47 a 0,59; e para o Lunge, de 0,15 a 0,80 (Wochatz et al., 2019). Schmitz et al. (2015) encontraram correlação de 0,55 entre Kinect V2 e Vicon, para a avaliação dos ângulos de quadril e joelho durante o agachamento, resultados corroborados por Mentiplay et al. (2018) para a flexão do joelho durante o exercício de agachamento unipodal ($r=0,80$). Porém, ao avaliar a abdução de quadril, encontrou baixa correlação e erros acima de 15° no plano frontal. Kotsifaki et al (2018) encontraram alta concordância entre os sistemas para o movimento de abdução de quadril e flexão de joelho durante exercícios de agachamento unipodal.

Agustsson et al (2019) encontrou alta correlação entre as variáveis de uma câmera de profundidade acoplada a um iPad e as coletadas pelo sistema QTM, para avaliação de alterações posturais. Vilas Boas et al (2019) encontrou que ambas as versões V1 e V2 do Microsoft Kinect apresentaram correlação, que variou de moderada a ruim para ângulos do quadril e membros superiores durante a análise de marcha, quando comparados ao sistema Qualysis. As melhores associações foram observadas para a articulação do joelho, variando de boa a excelente (VILAS BOAS et al, 2019).

Erros RMS para ângulos das articulações do quadril e joelho durante a marcha tem sido reportados, variando de 4° a 10° (Chakraborty et al., 2020) a $20,15^\circ$ (Xu Xu et al., 2015). Em outro estudo, Bahadori et al (2019) encontraram erros de 13,2% (SD 19,6) para o ângulo do joelho e -3,9% para a abdução do quadril. Porém, com um desvio padrão de 75, indicando que o sistema Microsoft Kinect, quando comparado ao Vicon, não se mostrou adequado para uso clínico. Yamasaki et al (2018) encontraram associação de moderada a alta para os ângulos de flexão e extensão de quadril durante a marcha, quando comparados com Vicon.

Outros sistemas como o The Captury encontraram alta correlação para variáveis de altura do salto ($r=0,91$) e baixa correlação para varo do joelho ($r=0,29$), quando comparados ao sistema Vicon.



Vimos, portanto que os sistemas mais utilizados atualmente para avaliação do movimento humano são baseados no rastreamento de marcadores refletivos por câmeras infravermelhas, como é o caso dos sistemas Qualysis, Vicon, Optotrak e Motion Analysis. Estes sistemas tem alto valor de investimento e desempenham suas análises com alta precisão e acurácia, porém são de difícil uso em avaliações clínicas ou mesmo inapropriados para a aplicação em sistemas de telerreabilitação.

Sistemas sem uso de marcadores (markless) baseados no Microsoft Kinect têm sido desenvolvidos, com o intuito de proporcionar avaliação rápida e descomplicada do movimento humano. Apesar da perda de acurácia e precisão, são capazes de avaliar padrões de movimento de maneira satisfatória em diversos ambientes, o que pode possibilitar seu uso em aplicações clínicas e monitoramento à distância. Porém, apesar destas características, o Microsoft Kinect não é amplamente acessível ao usuário final (pacientes de clínicas de fisioterapia), bem como demanda o uso de software específico e conexão com cabos a um computador desktop. Isso limita seu uso em sistemas de telerreabilitação.

Sistemas markless ainda necessitam, portanto, de refinamento quanto ao seu desenvolvimento, que permitam capturas e “feedback” em tempo real, para o usuário com baixo custo energético e de processamento, que permita o uso em smartphones ou tablets e, principalmente, a realização de estudos de validação em comparação com o padrão-ouro, que possibilitem a escolha mais acertada do sistema de telerreabilitação.



7. CONCLUSÃO

O sistema MOVA3D mostrou-se superior a outros sistemas de análise de movimento 3D sem uso de marcadores, atingindo correlações altas para 6 das 8 variáveis analisadas. O mesmo ocorreu para o erro médio, permanecendo abaixo de 12° em somente 4 das 24 variáveis analisadas. O principal objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um sistema de captura e análise de movimento em 3 dimensões (MOVA3D), sem marcadores, com o uso de câmera RGB de duas dimensões para análise cinemática. Assim, o sistema MOVA3D é, portanto, válido para uso em avaliações cinemáticas, com aplicações em telerreabilitação. O sistema pode ser ainda melhorado nos movimentos de abdução e flexão de quadril, como também desenvolver para o uso dos membros superiores.



QUESTIONÁRIO

Este questionário é parte integrante da Pesquisa de
Mestrado em Ciências do Movimento, que tem como tema:
*“Desenvolvimento, validação concorrente e usabilidade de um sistema de análise de
movimento em 3 dimensões”*

I – Dados sócio-demográficos

Nome: _____

Contato: Cel _____

Email _____

Idade: _____ anos

Sexo: () Masculino () Feminino

II – Dados Antropométricos

Peso: _____

Altura: _____

IMC: _____

III - Dados sobre condição física

1. Você apresenta desequilíbrio devido a tontura?

0. Não 1. Sim Se sim, qual? _____

2. Você apresenta alguma limitação nos movimentos do MMII?

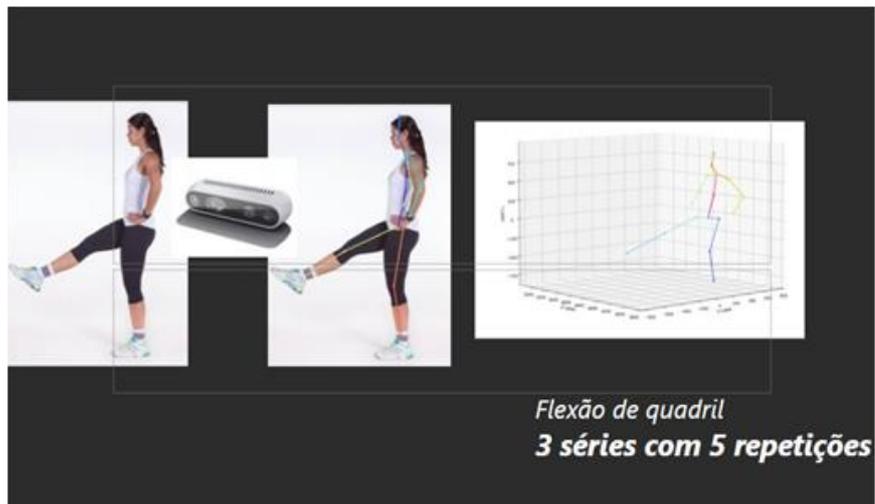
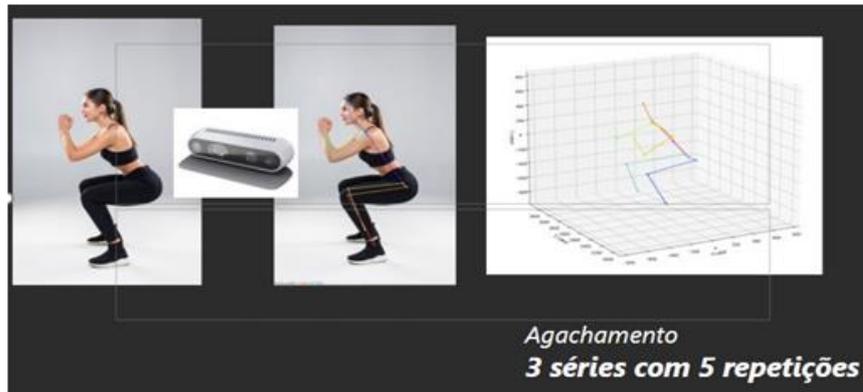
0. Não 1. Sim Se sim, qual? _____

3. Se encontra apto a realizar exercícios de agachamento?

0. Não 1. Sim Se sim, qual? _____



Ilustração dos exercícios realizados por cada participante, na qual consistiu em desempenhar três grupos de atividades, enquanto tinham seus movimentos capturados por ambos os sistemas: agachamento, flexão de quadril e abdução de quadril. (Fonte próprio autor).





8. REFERÊNCIAS

ANTON, D. et al. A Telerehabilitation System for the Selection, Evaluation and Remote Management of Therapies. *Sensors*. v.18.n.05. p. 1459. 08/ May/2018.

AGUSTSSON, A. et al. Validity and reliability of an iPad with a three-dimensional camera for posture imaging. *Gait & Posture*. v. 68. pp. 357-362. February/ 2019.

ARAÚJO, P. A. Analisando técnicas de captura de movimento. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Federal Fluminense: Rio de Janeiro, 2015.p.72.

BAI, J. et al. A Novel Human-Robot Cooperative Method for Upper Extremity Rehabilitation. *International Journal of Social Robotics*. v.09. pp. 265-275. April/ 2017.

BAHADORI et al. Validation of joint angle measurements: Comparison of a novel low-cost markerless system with an industry standard marker based system. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 2019.

BEINART, N.A. et al. Individual and intervention-related factors associated with adherence to home exercise in chronic low back pain: a systematic review. *The Spine Journal*. v.13. n.12. pp. 1940-50. Elsevier/Epub. October, 2013.

BECKER, et al. Digital health and digital biomarkers – enabling value chains on health data. *De Gruyter*. September, 2016

BENHARREF, A.; SERHANI, M.A. Novel Cloud and SOA-Based Framework for E-Health Monitoring Using Wireless Biosensors. *EEE J. Biomedicine Health Informatin*. v. 18.n. 01. P. 46-55. Jan/2014.

BEN SALAH FRIH, Z et al. Efficacy and treatment compliance of a home-based rehabilitation programme for chronic low back pain: a randomized, controlled study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. n. 52 pp.485–96, April/2009.

BIDARGADDI, N.; SARELA, A. Activity and heart rate-based measures for outpatient cardiac rehabilitation. *Methods Inf. Medicine*. v.47. n.03. p. 208-2016. 2008.

BIDARGADD, N et al. Understanding adaptive trial designs with an application to a mobile health intervention for physical health. *Heart Lung and Circulations. Official Journal of Cardiac Society of Australia and New Zealand and the Australian and New Zealand Society of Cardiac and Thoracic Surgeons*. v. 27. Supplement 2. P. 354 – 355. Sidney/Australia: CSANZ. January/2018.



BREEDON, P. et al. Enhancing the Measurement of Clinical Outcomes Using Microsoft Kinect. *Interactive Technologies and Games (iTAG)*. International Conference on Interactive Technologies and Games. n. 26. pp.61-69. Nottingham: UK, 2016.

BRENNAN, D.M.; MAWSON, S.; BROWNSSELL, S. Telerehabilitation: Enabling the remote delivery of healthcare, rehabilitation, and self management. *Stud. Health Technol. Inform.* v. 145, p. 231-48, 2009.

BUENO et al. Inclusão de pessoas com deficiência e sua família no processo de desenvolvimento e implementação de Tecnologia Assistiva: relato de um grupo de pesquisa interdisciplinar. In *Anais do 1º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva: Engenharia e Desing*. Curitiba: Universidade Federal do Paraná, 2016.

BURDEA, G.C. Virtual rehabilitation – benefits and challenges. *Methods Inf Med* v. 42. n.5. p. 519-523, 2003.

CASON, J. A pilot telerehabilitation program: Delivering early intervention services to rural families. *Internation Journal Telerehabil.* V.01. n.01. p. 29-38. 04/September/2009.

CHENG, Y. et al. Occlusion-Aware Networks for 3d Human Pose Estimation in Video. in *IEEE International Conference on Computer Vision*. Computer Vision Fundation, 2019.

COLOMBO, R.; SANGUINETI, V. Rehabilitation Robotics: Technology and Applications. In *Rehabilitation Robotics*. Roberto Colombo e Vittorio Sanguineti. pp. XIX-XXVI. Academic Press: London, UK, 2018.

DÍAZ, I. et. al. Development of a robotic device for post-stroke home tele-rehabilitation. *Advances Mechanical Engineering*. v.10. n.01. pp.01-08. 13/January/ 2018.

DINESEN, B. et al. Using preventive home monitoring to reduce hospital admission rates and reduce costs: a case study of telehealth among chronic obstructive pulmonary disease patients. *J Telemed Telecare*. V.18. n.04. p. 221-225. Jun/ 2012.

FADILLA, A. R. et al. DeepConvulational Network Approach in Spike Train Analysis of Physiotherapy Movements, 2019.

FAN, Y.J. et al. IoT-Based Smart Rehabilitation System. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*. V.10. n.02. p. 1568-1577. 2014.

FREDERIX, I. et al. Effect of comprehensive cardiac telerehabilitation on one-year cardiovascular rehospitalization rate, medical costs and quality of life: A cost-effectiveness analysis. *Eur. J. Prev. Cardiol.* V.23. n.07. p. 674-682. May/2016.

FRIEDRICH, M; CERMAK, T; MADERBACHER, P. The effect of brochure use versus therapist teaching on patients performing therapeutic exercise and on changes in impairment



status. *Physical Therapy*. V.76. n.10. pp. 1082-1088. Oxford Academic: England, 1/October, 1996.

GIORGINO, T. et al. Wireless Support to Poststroke Rehabilitation: MyHeart's Neurological Rehabilitation Concept. *IEEE Trans. Informatical Techonology Biomed*. V.13. n.06. pp. 1012-1018. July/2009.

GOOD, O.S. Kinect is officially dead. Really. Officially. It's dead. In: Polygon. In: <https://www.polygon.com/2017/10/25/16543192/kinect-discontinued-microsoft-announcement>. 25/October, 2017. Accessed 30 setem. 2019

HAILEY et al. Evidências do benefício da telereabilitação na rotina de cuidados: uma revisão sistemática. Escola de Sistemas de Informação e Tecnologia. Universidade de Wollongong: Kambah, ACT, 2011.

HAMIDA, S.T.; HAMIDA, E.B.; AHMED, B. A new mHealth communication framework for use in Wearable WBANs and mobile technologies. *Sensors (Basel)*. V.15. n.02. p. 3379-3408. February,2015.

HENRY, K.D; ROSEMOND, C.; ECKERT L.B. Effect of number of home exercises on compliance and performance in adults over 65 years of age. *Journal PhysTher*. n.79, p. 270-7, 1999.

HOLDEN, M.K.; DYAR, T.A.; DAYAN-CIMADORO, L. Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke. *IEEE Trans. Neural Systemy Rehabil. Eng*. V.15.n.1. pp. 36-42, 2007.

IRVINE, A.B. et al. Mobile-web app to self-manage low back pain: randomized controlled trial. *J Med Internet Res*. V. 17. n.01., 2015.

ISKAKOV, K. et al. Learnable Triangulation of human pose. Institute of Science and Technology - ICCV: Moscow, 2019.

JORDAN, J.L. et al. Interventions to improve adherence to exercise for chronic musculoskeletal pain in adults. *Cochrane Database Systemy Review*. V.01. January, 2010.

KIM, S. et al. The effects of VR-based Wii Fit yoga on physical function in middle-aged female LBP patients. *J PhysTherSci*. V.26. n.04, p. 549-52, 2014.

KANAZAWA, A. et al. End-to-End recovery of Human shape and pose. In: IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2018.

KIM et al. Efeitos das Plataformas de ambiente virtual em respostas emocionais. Programas de métodos computacionais. BioMed Central: England, mar/2014.



KOCABAS, M; KARAGOZ, S.; AKBAS, E. “Self-supervised learning of 3d human pose using multi-view geometry,” in IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. V. 01 Cornell University Ithaca: New York.06/March/ 2019.

KOLOTOUROS, N. et al. Learning to reconstruct 3d human pose and shape via model-fitting in the loop. In IEEE International Conference on Computer Vision. Cornell University Ithaca: New York. September/2019.

KOTSIFAKI et al. Dual Kinect v2 system can capture lower limb kinematics reasonably well in a clinical setting: concurrent validity of a dual camera markerless motion capture system in professional football player. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. London, 2018

LLORENS, R. et al. E. BioTrak: A comprehensive overview. In Proceedings of the 2011 International Conference on Virtual Rehabilitation 2011 (ICVR) Rehab Week Zurich. WTH Zurich Science City. Zurich: Switzerland. pp. 1-6. 27–29/June/2011; pp. 1–6.

MACEDO, P. et. al. A Telerehabilitation System based on Wireless Motion Capture Sensors.Scitepress – Science and Technology Publications. PhyCS2014-International Conference on Physiological Computing Systems, 2014.

MACEDO, R. M. B. et al. Análise Cinemática 2D da postura ortostática de ciclistas lombálgicos. *Revista Uniandrade*. V.01. n. 14. P. 07-23. 2013.

MAMEDINA-MIRAPEIX, F. et al. Predictive factors of adherence to frequency and duration components in home exercise programs for neck and low back pain: an observational study. *BMC Musculosket Disorders*. BioMed Central. N.10, p. 155. Cancer Research, UK, 2009.

MARQUES, M. et al. Aplicações e benefícios dos programas de Telesaúde e Telereabilitação: uma revisão de literatura. *Revista Eletrônica de Comunicação, Informação & Inovação em Saúde – RECIIS*. V.08. n.01. pp.43-52. Riocruz: Rio de Janeiro/RJ, 2014.

MENTIPLAY, B.F. et al. Three-dimensional assessment of squats and drop jumps using the Microsoft Xbox one Kinect: Reliability and validity. *Journal Sports Science*. V.36. n.19. pp. 2202-2209. National Library of Medicine, March/2018.

MOURA, E. G. X.; OLIVEIRA, H. B.; NAGEM, D. A. P. Desenvolvimento de um sistema de captura de baixo custo destinado a determinação da cinemática humana. *Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde*. V.05.n.04. Universidade Federal do Rio Grande do Norte: Natal, 2015.

MOUSAVI, S. H. et al. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. *Physical Therapy in Sport*. V.43. pp.27-35. Mayo/2020.



NEWMAN, S; STEED, L; MULLIGAN, K. Self-management interventions for chronic illness. Seminar. Vol. 364, Issue 9444, p. 1523-37. Lancet, 23 de October/2004.

PALAZZO, C. et al. Barriers to home-based exercise program adherence with chronic low back pain: Patient expectations regarding new technologies. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. V. 59. N. 02. p. 107-113, 2016.

PAVLLO, D. et al. 3d human pose estimation in video with temporal convolutions and semisupervised training. In IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2019.

POMPEU, J.E. et al. Feasibility, safety and outcomes of playing Kinect Adventures! TM for people with Parkinson's disease: A pilot study. Physiotherapy. v.100. n.02. p. 162-8. Epub, 27/Dec., 2013.

PORTNEY, L.G; WATNIKS, MARY P. Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. Third Edition

ROCHA, A. P. et al. System for automatic gait analysis based on a single RGB-D camera. Plos One. 03/August/ 2018.

RHODIN, H. et al. "Learning monocular 3d human pose estimation from multi-view images," in IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, June/2018.

ROLIM, C.O. et al. A Cloud Computing Solution for Patient's Data Collection in Health Care Institutions. In Proceedings of the 2010 Second International Conference on eHealth, Telemedicine and Social Medicine. pp. 95-99. Sint Maarten: Netherlands, 10–16 February 2010.

RYBARCZYK, Y.P. A low-cost optical toll for a 3D markerless motion capture. Perception. N.39. pp. 47-47. 2010.

CHAKRABORTY et al. Accuracy of image datastream of a markerless motion capture system in determining the local dynamic stability and joint kinematics of human gait.n. 104. J. Biomech, May/2020.

SAINI, S. et al. Uma estrutura de jogo de baixo custo para um sistema de reabilitação de AVC em casa. Publicado em 2012 na Internacional Conferece on Computer & Informatiom Science (ICCIS). Universidade Tecnológica de Petronas/ IEEE: Malásia, 2012.

SARACINO, L. et al. A. Motore++ A portable haptic device for domestic rehabilitation. In Proceedings of the 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. Florence: Italy. 23–26/ October/ 2016.



SCHOLTEN, Joel et al. Twenty-First Century Care. Department of Veterans Affairs Polytrauma Telerehabilitation. Physical Medicinal Rehabil Clinical N Am.v.30. n.01. pp.207-215. February, 2019.

SCHWARZER, R; LIPPKE, S.; LUSZCZYNSKA, A. Mechanisms of healthbehavior change in persons with chronic illness or disability: theHealthAction Process Approach (HAPA). RehabilPsychol; v. 56; n.03; pp.161-170. National Library of Medicine, August, 2011.

SKOLT, G, MCEVOY, JF. Adherence to rehabilitation in patients with lowback pain. Manual Therapy. V.08. n. 02. pp. 110-16. May/2003.

SLADE, S.C; MOLLOY, E.; KEATING, J.L. People with non-specific chronic low back pain who have participated in exercise programs have preferences about exercise: a qualitative study. Aust J Physiother. v. 55. n.22, p.245-9, 2009.

SLADE, S.C. et al. What are patient beliefs and perceptions about exercise for non-specific chronic low back pain? A systematic review of qualitative studies. The Clinical Journal of Pain. V.30. p.11. pp. 995-1005. November, 2014.

SCHMITZ, M. et al. Noehren The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system. Gait Posture. v.41 n.02. pp. 694-698. National Library of Medicine. 09/February, 2015.

SPINA, G. et al. COPDTrainer: A smartphone-based motion rehabilitation training system with real-time acoustic feedback. In Proceedings of the 2013 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing. Pp. 597-606. Zurich: Switzerland, 9–12/September/2013.

STEEL et al. Therapeutic videoconferencing interventions for the treatment of long-term conditions Journal of Telemedicine and Telecare International Society for Telemedicine and Health. Telemed/Telecare. V.03. n.17. p. 109-17. PubMed: Epub, 2011.

SVEISTRUP, H. et al. Experimental Studies of Virtual Reality-Delivered Compared to Conventional Exercise Programs for Rehabilitation. Inc publishers CyberPsychology & Behavior. v. 6. n.3. p. 245-249. University of Ottawa: Canadá, 2003.

YAMASAKI et. Al. Validity of time series kinematical data as measured by a markelless motion capture system on a flatland for gait assessment. Revista de Biomecânica. V. 71. N. 11 de abril/ 2018.

TOUSIGNANT, M. ett all. A randomized controlled trial of home telerehabilitation for post-knee arthroplasty. Journal Telemedicine and Telecare. V.17.n.04. p. 195-198. 2011.

VILAS-BOAS, Maria do Carmo et al. Full-body motion assessment: Concurrent validation of two body tracking depth sensors versus a gold standard system durins gait. Journal



Biomechimedical. N.87. pp.3810-193 University of Aveiro/Campus Universitário de Santiago: Portugal. 18/April/2019.

XU, Y.; ZHU, S.C.; TUNG, T. DenseRac: Joint 3d Pose and Shape Estimation by Dense Render-and-Compare. In IEEE International Conference on Computer Vision. Computer Vision Foundation, 2019.

XU XU et al. Accuracy of the Microsoft Kinect for measuring gait parameters during treadmill walking. *Gait&Posture*. V. 42, n. 2. Epub. July/2015.

WEISS, P.L.; SVEISTRUP, H.; RAND, D.. Video capture virtual reality: A decade of rehabilitation assessment and intervention. *Physical Therapy Reviews*. V.14.n.05. p.307-321. October, 2009.

WHITLOCK, E. et al. Evaluating primary care behavioral counseling interventions: an evidence-based approach. *AJPM – American Journal of Preventive Medicine*. Review and Special Article. V. 22. N.04. pp. 267-284. EUA, May, 2002.

WOCHATZ, A. et al. Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises. *Gait & Posture*. National Library of Medicine. V. 70. may 2019.

YANG; Z. et al. A Novel Methodology for Extracting and Evaluating Therapeutic Movements in Game- Based Motion Capture Rehabilitation Systems. Springer Science Business Media, LLC, part of Springer Nature. *Journal Medicine Systemic*. V. 42. N.12. pp. 255. November/2018.

ZAMPOLINI, M. et al. Tele-rehabilitation: present and future. *Ann Ist Super Sanità*. V. 44. n.02. p. 125-134. 2008.

ZHOU, H., & HU, H. Human motion tracking for rehabilitation - A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*. V. 3. n.01. pp. 1-18. January/2008.

ZHOU, X. et al. Sparseness meets deepness: 3d human pose estimation from monocular video. In IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. v. 01. pp.4966-4975. Cornell University Ithaca: New York. April/2016.

Sites pesquisados:

RootNet of "Camera Distance-aware Top-down Approach for 3D Multi-person Pose Estimation from a Single RGB Image. In: https://github.com/mks0601/3DMPPE_ROOTNET_RELEASE). Acessado em 23 de outubro de 2021 às 17h00.

PoseNet of "Camera Distance-aware Top-down Approach for 3D Multi-person Pose



Ministério da Educação
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



Estimation from a Single RGB Image". In:
https://github.com/mks0601/3DMPPE_POSENET_RELEASE. Acessado em 02 de
novembro 2021 às 15h30.