

Universidade Federal de Alagoas
Instituto de Computação – IC
Programa em Pós-Graduação em Modelagem Computacional do Conhecimento

**Um modelo de visão computacional para análise biomecânica do valgismo
dinâmico**

Maceió, Alagoas

2020

Gerônimo Vicente dos Santos Júnior

**Um modelo de visão computacional para análise biomecânica do valgismo
dinâmico**

Dissertação apresentada como requisito parcial à
obtenção do título de Mestre em Modelagem
Computacional do Conhecimento, na área
temática: Medicina e Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado

Maceió, Alagoas

2020

Catálogo na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico

Bibliotecário: Marcelino de Carvalho Freitas Neto – CRB-4 – 1767

S237m Santos Júnior, Gerônimo Vicente dos.
Um modelo de visão computacional para análise biomecânica do valgismo dinâmico / Gerônimo Vicente dos Santos Júnior. – 2020.
56 f. : il.

Orientador: Aydano Pamponet Machado.
Dissertação (mestrado em Modelagem Computacional do Conhecimento) –
Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação. Maceió, 2020.

Bibliografia: f. 47-52.

Apêndice: f. 53.

Anexos: f. 54-56.

1. Geometria e modelagem computacional. 2. Joelhos. 3. Membros inferiores (Extremidades). 4. Biomecânica. I. Título.

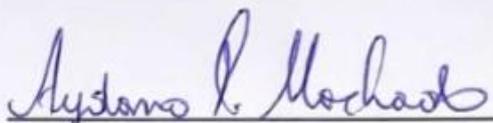
CDU: 004:531.761.222.2

Folha de Aprovação

Gerônimo Vicente dos Santos Júnior

Um modelo de visão computacional para a análise biomecânica do valgismo dinâmico

Dissertação submetida ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas e aprovada em 22 de janeiro de 2020.



Prof. Dr. Aydano Pamponet Machado

Instituto de Computação - UFAL

Orientador

Banca Examinadora:



Prof. Dr. Jorge Artur Peçanha de Miranda Coelho

Instituto de Psicologia - UFAL

Examinador interno



Prof. Dr. Rodrigo Freitas Monte Bispo

Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde - UFAL

Examinador Externo

*“Não reduza o tamanho dos seus sonhos
para caber em sua realidade, expanda a
realidade para comportar os seus sonhos”.*

A. Merlin

RESUMO

Introdução: Lesões em membros inferiores são ocorrências frequentes em atividades físicas que demandem impacto nas extremidades. Grande parte dessas lesões acontece devido à falta de um alinhamento corporal correto durante a atividade realizada. Um preditor importante de avaliação global corporal para evitar esses tipos de lesões é a identificação do valgismo dinâmico, que é o deslocamento medial do joelho durante o impacto de membro inferior em atividades, como corrida e salto. Vários métodos são utilizados para a detecção do valgismo dinâmico durante o exame físico, dentre eles a análise do movimento por vídeo. Entretanto, esse tipo de análise possui certas limitações relacionadas principalmente à utilização de marcadores por pontos fixos ou trajas específicos, que podem levar a dados incorretos e conclusões diagnósticas errôneas. Uma alternativa pode ser a utilização de “marcadores virtuais” por análise desenvolvida por *softwares* que modelem a biomecânica do movimento.

Objetivos: Esse estudo tem por objetivo estabelecer um método padronizado, eficaz e acessível para análise e acompanhamento da evolução do valgismo dinâmico.

Métodos: Os dados serão colhidos em forma de vídeo, capturado pela ferramenta Kinect v2®, e processados através do *software* específico desenvolvido pelos pesquisadores. Este *software* será voltado a realizar o teste para análise do valgo dinâmico de forma automatizada. No estudo será medida a variação de resultados, quantitativo, apresentados entre os avaliadores e o *software* desenvolvido. Para isso, será mensurada a média dos resultados de cada avaliador dos movimentos de tronco, quadril, joelho e tornozelo; durante os dois momentos de análise do valgo dinâmico. Após esse momento, as médias angulares interavaliadores e intra-avaliadores serão comparadas a partir do teste t pareado.

Resultados: Foram coletadas 34 amostras. A avaliação realizada entre as análises do modelo computacional concebido e o especialista em nossa pesquisa não mostrou um índice de concordância significativo. Entretanto, o modelo apresentou resultados eficazes para a prática clínica. O *software* apresentou sete momentos com concordância significativa, enquanto que a avaliação pelo especialista houve 02 momentos de concordância significativa.

Conclusão: No atual estudo ficou identificado que a captura e processamento de imagens avaliando o valgismo dinâmico a partir do modelo desenvolvido foi mais eficaz do que a análise pelos especialistas. Isso mostra que a utilização do nosso modelo, pode ser empregado na prática clínica básica.

Palavras Chaves: modelagem, joelho, extremidade inferior, fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

Introduction: Injuries in the lower limbs are frequent occurrences in physical activities that demand an impact on the extremities. Most of these injuries occur due to the lack of correct body alignment during the activity performed. An important predictor of global body assessment to prevent these types of injuries is the identification of dynamic valgism, which is the medial displacement of the knee during the impact of the lower limb in activities such as running and jumping. Several methods are used for the detection of dynamic valgism during physical examination, among them the analysis of movement by video. However, this type of analysis has certain limitations related mainly to the use of markers for fixed points or specific suits, which can lead to incorrect data and erroneous diagnostic conclusions. An alternative may be the use of "virtual markers" for analysis developed by software that model the biomechanics of movement. **Objectives:** This study aims to establish a standardized, effective and accessible method for analyzing and monitoring the evolution of dynamic valgus. **Methods:** Data will be collected in the form of video, captured by the Kinect v2® tool, and processed using specific software developed by the researchers. This software will be used to perform the test to analyze the dynamic valgus in an automated way. In the study, the variation of results, quantitative, presented between the evaluators and the developed software will be measured. For this, the average of the results of each evaluator of the trunk, hip, knee and ankle movements will be measured; during the two moments of analysis of the dynamic valgus. After that, the inter-rater and intra-rater angles will be compared using the paired t-test. **Results:** 34 samples were collected. The evaluation carried out between the analyzes of the computational model designed and the specialist in our research did not show a significant agreement index. However, the model has shown effective results for clinical practice. The software presented seven moments with significant agreement, while the evaluation by the specialist, there were 02 moments of significant agreement. **Conclusion:** In the current study it was identified that the capture and processing of images evaluating the dynamic valgus from the developed model was more effective than the analysis by the specialists. This shows that the use of our model can be used in basic clinical practice.

Key words: modeling, knee, lower extremity, biomechanical phenomena.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Articulação do quadril tipo enartrose.	14
Figura 2. Movimentos de quadril.....	15
Figura 3. Movimento de circundação do quadril	17
Figura 4. Movimentos de joelho.....	20
Figura 5. A: Ângulo Q.	21
Figura 6. Valgismo dinâmico de joelho..	22
Figura 7. Exemplo de marcadores ativos emitindo luz led.....	25
Figura 8. Exemplo de marcadores passivos que refletem a luz emitida	26
Figura 9. Exemplo de análise a partir de marcadores virtuais..	27
Figura 10. Definição do ponto do quadril.	34
Figura 11. Translação dos pontos sob os planos X e Y.....	34
Figura 12. Definição do ponto do joelho e vetores de valgo dinâmico.	35
Figura 13: Realização do teste Step Down.....	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dados descritivos da amostra.....	37
Tabela 2. Análise descritiva do teste realizado pelo especialista.....	37
Tabela 3. Análise descritiva do teste realizado pelo modelo.....	38
Tabela 4. Análise de concordância dos momentos do teste realizado pelo modelo.....	39
Tabela 5. Análise de concordância dos momentos do teste realizado pelo especialista.....	40
Tabela 6. Análise de concordância dos momentos do teste entre o especialista e o modelo.....	41

SUMÁRIO

1.	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	11
1.1	Objetivos	13
1.1.1	Geral.....	13
1.1.2	Específicos	13
2.	REVISÃO DA LITERATURA.....	14
2.1	COMPLEXO DE QUADRIL	14
2.2	COMPLEXO DE JOELHO.....	17
2.3	VALGISMO DINÂMICO DE JOELHO	22
2.4	FERRAMENTAS PARA AVALIAÇÃO POSTURAL DINÂMICA	23
2.5	UTILIZAÇÃO DA COMPUTAÇÃO NA ANÁLISE BIOMECÂNICA.....	28
3.	METODOLOGIA E DESENVOLVIMENTO DA SOLUÇÃO	31
3.1	Modelo de Processamento de Dados	31
3.2	Teste Step Down.....	35
4.	RESULTADOS	39
5.	DISCUSSÃO.....	44
6.	CONSIDERAÇÃO FINAL	48
	REFERÊNCIAS	49
	APÊNDICE A	55
	ANEXO A.....	56
	ANEXO B.....	58

1. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Lesões em membros inferiores são ocorrências bastante frequentes em atividades físicas que demandem impacto. Praticantes, profissionais ou amadores, de exercícios físicos regulares envolvendo corrida ou salto, estão sujeitos a uma maior vulnerabilidade para esse tipo de lesão (SAXBY et al, 2016). Injúrias assim levam a processos agudos ou crônicos, que muitas vezes necessitam de processos de reabilitação, ou cirúrgicos.

Grande parte dessas lesões acontece devido à falta de um alinhamento corporal correto durante a atividade realizada (POWERS, 2010). Devido a isso, é de fundamental importância a presença de profissionais voltados à análise e correção do desalinhamento corporal dinâmico para que se possa, dessa forma, prevenir futuras lesões.

Um preditor importante de avaliação do posicionamento corporal é a identificação do valgismo dinâmico, sendo este o deslocamento medial do joelho (REIS *et al*, 2015). O valgo estático se refere ao desalinhamento do joelho voltando-se para dentro. Já no valgismo dinâmico o joelho é direcionado à linha medial do corpo durante a ação de impacto. O valgo dinâmico relaciona-se com o desalinhamento biomecânico de todo o membro inferior, caracterizado principalmente pelos movimentos excessivos de adução de quadril, rotação interna de quadril, e abdução tibial (SZKLAR e AHMED, 1987). Assim sendo, o valgo dinâmico de joelho é influenciado não somente por alterações biomecânicas do joelho, mas também por músculos e estruturas localizados nas extremidades proximal e distal, como tronco, quadril e tornozelo.

Vários métodos são utilizados para a detecção do valgismo dinâmico durante o exame físico. Esses procedimentos vão da forma mais simples, como um goniômetro ou uma inspeção visual, até a utilização de técnicas mais avançadas por meio da análise de vídeo em laboratórios (YANG *et al*, 2011). A avaliação por vídeo é um mecanismo bastante utilizado, pois dá ao avaliador a possibilidade de analisar por diversas vezes o teste realizado, além de viabilizar a utilização de outras ferramentas para o estudo cinesiológico do movimento, como mensuração angular, estimação de forças vetoriais, entre outros (ONG *et al*, 2017).

Entretanto, a análise do movimento por vídeo também possui limitações. Suas informações são detectadas pelo sistema através de marcadores corporais, que podem ser de dois tipos: por pontos fixados em determinadas partes do corpo ou por pontos virtuais produzidos por sistemas de marcação automática, a partir da modelagem do corpo (INNOCENTI *et al*, 2006). O sistema por pontos virtuais possui a vantagem por proporcionar uma maior padronização da avaliação do teste, pois na fixação a partir de pontos físicos colocados pelo avaliador pode levar a uma baixa reprodutibilidade do teste, já que o local preciso das várias marcações pode mudar durante os vários momentos de avaliação no decorrer da evolução do tratamento, e assim podem gerar capturas de dados e conclusões errôneas. Além de que a fixação de pontos no corpo pode influenciar na limitação do movimento natural realizado durante o teste.

Para a realização de um correto registro por meio de “marcadores virtuais”, as câmeras e os softwares relacionados devem ser regulados de acordo com o sujeito que está sendo analisado. Essa correta calibração para cada indivíduo é uma das maiores dificuldades relacionadas ao desenvolvimento desse tipo de ferramenta biomecânica (MUSTAPHA *et al*, 2016), sendo o objetivo de vários estudos os quais investigam a utilização de diversas formas de algoritmos, e tipos de câmeras que sejam capazes de transmitir e analisar as informações precisas sobre as variações em um movimento (REGAZZONI *et al*, 2014; FOSTY *et al*; ROSENBERG *et al*; BONNECHERE *et al*, 2016). Um segundo obstáculo é a realização de uma ferramenta que seja ao mesmo tempo eficaz e com um custo benefício baixo para que possa ser utilizada de forma abrangente pelos profissionais (SGRÒ *et al*, 2015). O uso de conceitos de visão computacional associado à aprendizagem de máquina pode gerar uma ferramenta que seja eficaz, padronizada e acessível para a avaliação da biomecânica do joelho, devido a sua capacidade de processar e analisar grandes volumes de dados criando modelos mais complexos (ALJAAF *et al*, 2016). Assim os profissionais de saúde que realizarem os testes, terão uma base de dados mais completa para suas tomadas de decisões clínicas e terapêuticas.

A avaliação biomecânica do valgo dinâmico e sua evolução é fundamental para uma correta estimativa funcional nos tratamentos e prevenção de lesões de impacto em membros inferiores. O grande problema é como coletar as informações do teste

de forma fidedigna. Como já dito, vários procedimentos podem ser utilizados, mas cada um com a sua limitação. A análise por vídeo, é o instrumento que melhor se aproxima de uma análise próxima ao real. Mas mesmo esta possui obstáculos na coleta de imagens, seja por uma colocação errada de marcadores passivos/ativos até limitações de filtros e calibragem em marcadores virtuais. Por isso tudo é demonstrada a importância de uma ferramenta padronizada e acessível para avaliação do valgo dinâmico, com todos os seus movimentos associados, propiciando uma análise do alinhamento corporal mais completo.

Logo, esta pesquisa tem o objetivo de responder a seguinte pergunta: podemos utilizar algoritmos de visão computacional para padronizar a avaliação e acompanhamento da ocorrência e evolução do valgismo dinâmico de joelho?

1.1 Objetivos

1.1.1 Geral

Determinar a efetividade de um modelo computacional para a análise da ocorrência e acompanhamento do valgismo dinâmico de joelho.

1.1.2 Específicos

- Modelar computacionalmente as características cinesiológicas relacionadas ao valgo dinâmico;
- Mensurar de forma quantitativa os movimentos biomecânicos associados a presença do valgismo dinâmico;
- Padronizar a obtenção dos dados relacionados a análise por vídeo da análise do valgo dinâmico.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 COMPLEXO DE QUADRIL

O quadril é a articulação mais proximal do membro inferior. É classificada como sendo do tipo enartrose, ou seja, uma articulação que é formada por uma eminência óssea que se encaixa em uma cavidade profunda (NEUMANN, 2011) (Figura 1). É formado por dois 'ossos' importantes: fêmur e pelve, sendo esta última, uma junção do osso sacro com a fusão de três ossos ílio, ísqiuo e púbis. Além disso, o quadril inclui várias bolsas, uma cápsula articular e quatro ligamentos principais: ligamento íliofemoral, ligamento pubofemoral, ligamento ísqiuofemoral, e ligamento redondo. Todos esses ligamentos tem a função de atuar, juntamente com os músculos, oferecendo estabilidade do fêmur no acetábulo (KAPANDJI, 2000).

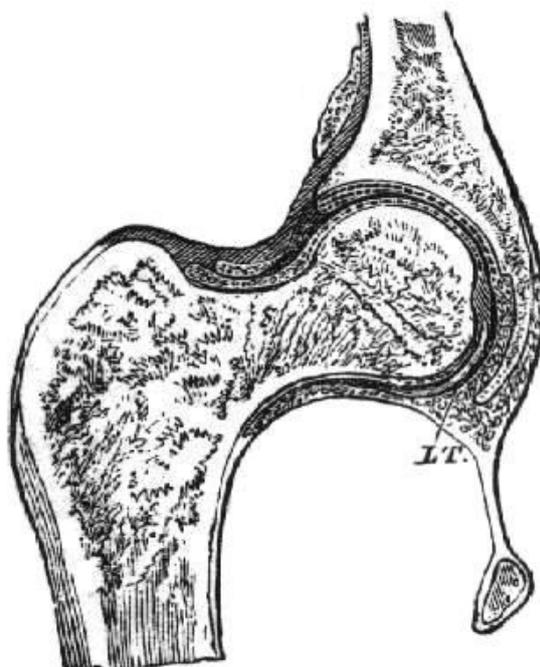


Figura 1- Articulação do quadril tipo enartrose. Fonte: PLATZER, WERNER (2008)

Um dos principais objetivos da região pélvica e complexo do quadril é a produção de energia durante funções em cadeia cinética fechada. Além dessa principal função, o complexo do quadril possui outros objetivos essenciais através da pelve, como oferecer suporte e proteção para as vísceras, e suporte ósseo para o canal vaginal; suportar e transferir o peso da cabeça, tronco e braços, para o fêmur na posição em pé; além de ser uma região ampla para a fixação de músculos (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

A articulação possui três eixos e três graus de liberdade: um eixo transversal, situado no plano frontal; um eixo ântero-posterior, situado no plano sagital; e um eixo vertical, situado no plano transverso (LIPPERT, 2013).

Em cada eixo, há a presença de movimentos específicos. Sendo assim, no eixo transversal acontece os movimentos de flexão e extensão do quadril. Já no eixo anteroposterior acontece os movimentos de abdução e adução do quadril. E finalmente no eixo vertical, ocorre os movimentos de rotação interna e rotação externa (Figura 2). Todos esses movimentos transcorrem a partir de uma única articulação: articulação coxofemoral. Ao contrário da articulação do ombro, que possui muita mobilidade e pouca estabilidade, a articulação coxofemoral é um tipo de junção articular com menor amplitude de movimento, porém com uma estabilidade alta, sendo a articulação mais difícil de luxar no corpo (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

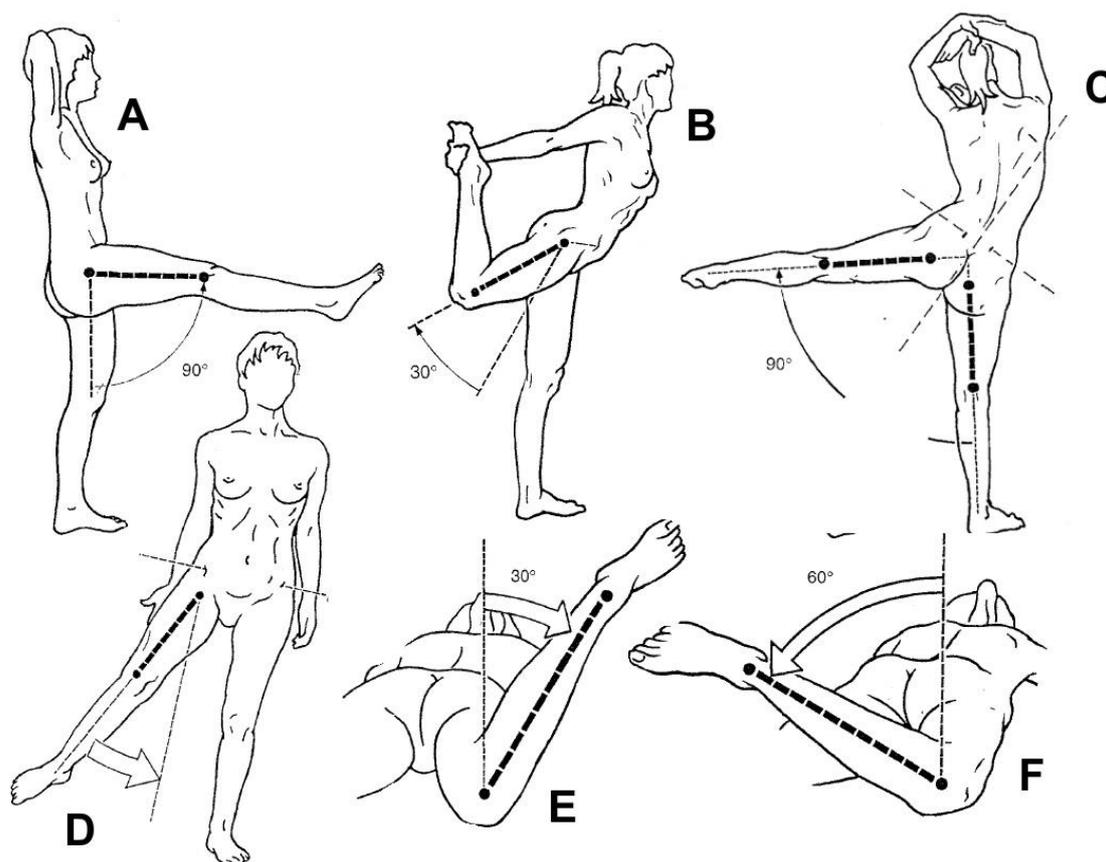


Figura 2- **Movimentos de quadril.** A: Flexão; B: Extensão; C: Abdução; D: Adução; E Rotação Interna; F: Rotação Externa. Fonte: KAPANDJI (2000) (adaptado)

- **Flexão/Extensão de quadril**

A flexão e extensão de quadril ocorrem no plano sagital a partir de um eixo médio-lateral. A flexão de quadril leva o contato da face anterior da coxa com o tronco.

A flexão de quadril pode ultrapassar os 140° caso seja realizada de forma passiva, com o joelho sendo também flexionado (Figura 2A). Na forma ativa, a flexão de quadril pode ultrapassar os 120° com o joelho flexionado e os 90° com o joelho estendido, este último justificado pela limitação dada pelo comprimento dos músculos ísquiotibiais (KAPANDJI, 2000). Grande parte da musculatura que cruzam o quadril anteriormente, atual na flexão de quadril, dos quais incluem: íliopsoas, reto femoral, sartório, pectíneo, tensor da fáscia lata. Eles são inervados pelo nervo femoral (SILVEIRA LIMA; SILVEIRA PINTO, 2006).

Já na extensão, o membro inferior se projeta para trás do plano frontal (Figura 2B). Esse movimento pode alcançar os 20°, ângulo bastante menor do que ocorre na flexão, sendo justificado principalmente pela ação do ligamento ílio-femoral (KAPANDJI, 2000). Os músculos que cruzam o quadril posteriormente, atuam no movimento de extensão, incluindo: glúteo máximo, bíceps femoral, semitendíneo, semimembranáceo, adutor magno. São inervados pelo nervo isquiático (SILVEIRA LIMA; SILVEIRA PINTO, 2006).

- **Abdução/Adução de quadril**

A movimentação de abdução e adução de quadril ocorrem no plano frontal, através de um eixo anteroposterior. A abdução ocorre com o membro se afastando do corpo (Figura 2C). Sua angulação pode ultrapassar os 90° e frequentemente está associada de uma inclinação pélvica lateral (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). Os músculos glúteo médio, glúteo mínimo, tensor da fáscia lata; atuam no movimento de abdução. Estão localizados na região lateral de quadril, e são inervados pelo nervo glúteo superior (SILVEIRA LIMA; SILVEIRA PINTO, 2006).

Na adução de quadril, o membro inferior é direcionado para próximo a linha do corpo (Figura 2D). Ela é considerada um movimento relativo, pois ocorre a partir da abdução. Sendo assim, não existe um movimento de adução “pura”, já que os membros inferiores naturalmente, na posição anatômica, já se encontram em contato um com o outro (KAPANDJI, 2000). A musculatura medial de quadril, realiza o movimento de adução. Os adutores longo, curto e magno; grácil e pectíneo, atuam nesse movimento, e são inervados pelo nervo obturatório (SILVEIRA LIMA, 2006).

- **Rotações de quadril**

As rotações de quadril podem ser dirigidas interna ou externamente. Ocorrem no plano transversal, ao redor de um eixo vertical. Na rotação interna, o pé se volta para a linha lateral do corpo (Figura 2E), alcançando uma amplitude em média de 30° a 40°; enquanto na rotação externa o pé se move ao contrário, com uma angulação próximo aos 60° (HOUGLUM; BERTOTI, 2014) (Figura 2F).

Finalmente, o quadril pode realizar o movimento de circundação, envolvendo os movimentos fundamentais ao redor dos três eixos principais. Sendo assim, haverá os movimentos de flexo-extensão no plano sagital; abdução-adição no plano frontal; e os movimentos de rotação no plano transverso (KAPANDJI, 2000) (Figura 3).

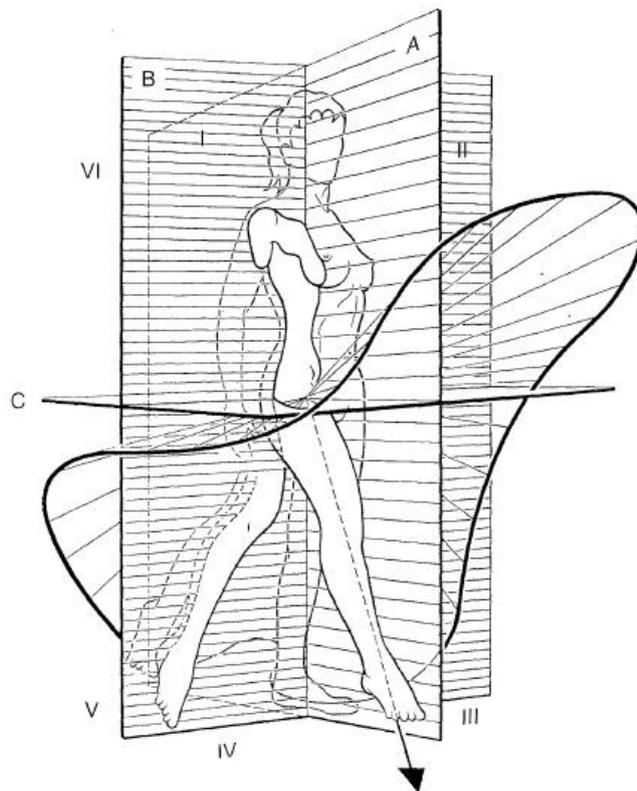


Figura 3- Movimento de circundação do quadril, ocorrendo nos três planos, sagital, frontal e transversal. Fonte: KAPANDJI (2012)

2.2 COMPLEXO DE JOELHO

O joelho é uma articulação intermediária do membro inferior. Seu objetivo é dar mobilidade e estabilidade ao corpo por meio dos membros inferiores. É constituído de três ossos, fêmur, tíbia e patela (NEUMANN, 2011). O fêmur forma a região proximal

do joelho, através da sua região distal composta pelos côndilos, medial e lateral. A região distal é formada pela tíbia, através do platô tibial. Por fim, a patela é um pequeno osso que se encontra envolvida por tendões musculares. É chamado assim de osso sesamoide. A patela possui funções importantes para o joelho. Ela é responsável por aumentar a eficiência da musculatura extensora de joelho, centralizando as forças dos quatro músculos do quadríceps em uma única força, e assim gerando uma maior estabilidade total de joelho. Outro objetivo importante da patela é proporcionar um mecanismo de deslizamento para os músculos e tendões, diminuindo as forças de estresse durante certas atividades. Além de fornecer uma proteção ao joelho contra traumas diretos (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

Esses ossos se articulam por duas articulações, tíbiofemoral e femoropatelar, envolvidos por uma cápsula articular. A articulação tíbiofemoral é a mais larga do corpo. É classificada como sendo do tipo gínglimo, ou seja, com suas faces articulares orientadas para permitir o movimento somente em um plano. Já a articulação femoropatelar é classificada como uma articulação sinovial do tipo plana, pois permite apenas movimentos deslizantes, uma vez que a patela se encontra dentro do tendão do quadríceps (NEUMANN, 2011).

Além dos ossos e músculos envolvidos, o joelho possui outros componentes voltados à proteção e estabilidade, com aumento da mobilidade. Uma das principais estruturas são os meniscos, que são cartilagens que se encontram na articulação tíbiofemoral. Existem dois meniscos, um medial e um lateral. São voltados a fornecer uma melhor junção entre as faces do fêmur e tíbia, além de diminuir o impacto durante atividades. Outros elementos que envolvidos na estabilidade do joelho são os ligamentos em torno do joelho. Os principais são os ligamentos patelar, cruzados e colaterais (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

O ligamento patelar é formado pela porção central do quadríceps, continuando até a tuberosidade da tíbia. Outro ligamento importante é o cruzado anterior e posterior (LCA e LCP). O anterior insere-se na eminência intercondilar da tíbia e se fixa na face medial do côndilo. O posterior inicia na fossa intercondilar posterior da tíbia e na extremidade posterior do menisco lateral, se fixando na parte anterior da face medial do côndilo do fêmur. O LCA tem a função de impedir o movimento de deslizamento posterior do fêmur, ou o deslizamento anterior da tíbia, além da “hiperextensão” de joelho, enquanto que o LCP tem a função de impedir o movimento contrário, ou seja,

o deslizamento anterior do fêmur ou o posterior da tíbia. Os ligamentos colaterais estão localizados nas faces medial (com inserção no côndilo medial do fêmur e tíbia) e lateral do joelho (inserido no côndilo lateral do fêmur e cabeça da tíbia). Estes dois ligamentos impedem o joelho de realizar movimentos excessivos medialmente (valgo) e lateralmente (“varo”). Outros ligamentos do joelho são ligamento poplíteo oblíquo e arqueado, formando a parte do assoalho da fossa poplíteia (KAPANDJI, 2000).

Os movimentos de joelho ocorrem principalmente através de um grau de liberdade, flexo-extensão. Entretanto existe um movimento secundário que ocorre através de um eixo longitudinal, a rotação. Esta surge quando há um movimento de flexão associada do joelho (KAPANDJI, 2000).

- **Flexão/Extensão de Joelho**

O primeiro grau de liberdade, flexo-extensão, ocorre no plano sagital, através do eixo transversal. A flexão é definida como o movimento que aproxima a face posterior da perna junto à face posterior da coxa (Figura 4A). De forma ativa, a flexão alcança os 140°, caso o quadril esteja em flexão, e os 120° caso o quadril esteja em extensão. Na flexão passiva o joelho atinge uma amplitude de 160°, permitindo o contato entre o calcanhar e a nádega. Os principais músculos envolvidos na movimentação de flexão são os ísquiotibiais – formados pelo bíceps femoral, semitendíneo, e semimembranáceo – além do músculo gastrocnêmio, plantar, poplíteo, grácil e sartório. Os ísquiotibiais são os principais músculos envolvidos neste tipo de movimento, enquanto os outros agem de forma secundária (NEUMANN, 2011).

A extensão é definida como o movimento contrário, ou seja, quando há o afastamento da área posterior da perna em relação a área posterior da coxa (Figura 4B). Não há uma extensão absoluta de joelho, já que na posição anatômica o membro inferior encontra-se alongado de forma máxima. Caso ocorra o movimento de extensão a partir de qualquer posição de flexão do joelho, essa ação é chamada de extensão relativa. A extensão absoluta pode ser atingida a partir de um movimento passivo, em cerca de 5° a 10° a contar da posição anatômica. Na maioria das vezes esse posicionamento está ligado a uma condição chamada *genu recurvatum* formando um ângulo aberto para frente. Na extensão ativa, dificilmente é ultrapassado o limite referente à posição anatômica; esse movimento é alcançado caso haja uma extensão prévia de quadril associada (HOUGLUM; BERTOTI, 2014). A extensão é

realizada pelo grupo de músculos do quadríceps: reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermediário. Todos esses músculos se inserem na patela e na tuberosidade anterior da tíbia, através do ligamento patelar (LIPPERT, 2013).

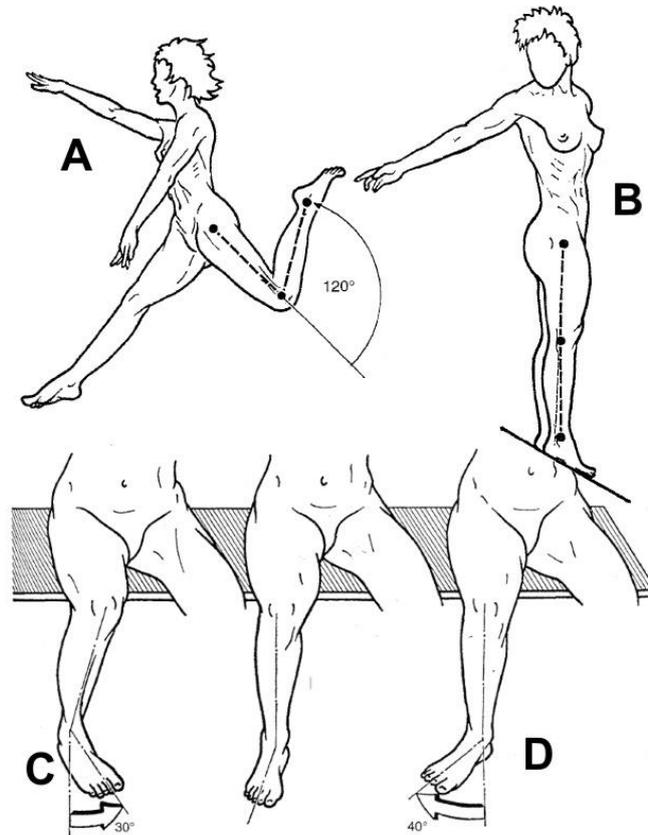


Figura 4- Movimentos de joelho. A: Flexão; B: Extensão; C: Rotação Interna; D: Rotação Externa.
Fonte: KAPANDJI (2000) (adaptado)

- **Rotação Medial/Lateral de Joelho**

A rotação axial ocorre no plano transverso. Para ocorrer esse movimento, deve ocorrer uma flexão associada de joelho, pois quando o joelho está completamente estendido os ligamentos colaterais estão tensionados o suficiente para evitar uma rotação, algo que não acontece quando o joelho está flexionado, já que os ligamentos colaterais estarão relaxados (Figura 4C e 4D).

A amplitude de rotação axial de joelho está em torno de 40°, sendo que a medida que o grau de flexão diminui, a rotação irá diminuir proporcionalmente. O movimento é limitado ao final por estruturas da cápsula e os ligamentos colaterais, cruzados e poplíteo oblíquo, além do trato retináculo, e iliotibial (KAPANDJI, 2000).

- **Ângulo Q**

Em uma posição de extensão de joelho, é possível verificar a formação de um ângulo aberto lateralmente, entre os pontos do fêmur e da tíbia, chamado ângulo Q (Figura 5A). Esse ângulo é formado por duas retas. A primeira passa pelo centro da patela e a tuberosidade tibial. Enquanto que a segunda ultrapassa o centro patelar até a crista ilíaca ântero-superior (HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

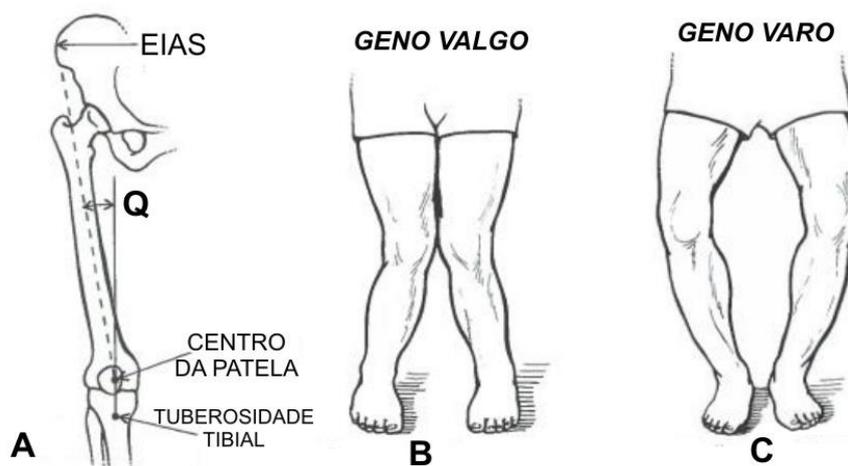


Figura 5- A: Ângulo Q. EIAS: Espinha Iliaca Antero-Superior; B: Aumento do ângulo Q causando genu valgo; C: Diminuição do ângulo Q, causando genu varo. Fonte: OKKONEN (2015) (adaptado).

O ângulo Q possui valores intervalados entre 10° a 14° em homens, e 15° a 23° em mulheres. Esse valor maior para as mulheres pode ser justificado pela diferença entre o tamanho da pelve, maior nas mulheres. Outra justificativa pode ser uma diferença na força e na altura, causando um ângulo menor para os homens.

Há uma relação direta entre o ângulo Q e a presença de um joelho valgo ou varo. Quando o ângulo está aumentado excessivamente, dizemos que há a presença de um *genu valgo* (Figura 5B) de joelho, com o joelho em extensão. Contrariamente, caso o ângulo Q esteja diminuído ou próximo de 0° , ocorrerá uma convexidade lateral no joelho, fenômeno chamado de *genu varo* (HOUGLUM, 2014) (Figura 5C).

A presença ou não dos fenômenos valgo e varo são detectadas com a pessoa se posicionando em pé, mantendo os joelhos estendidos. Contudo, há a possibilidade de surgir uma característica valga de joelho, mesmo que não seja verificado no posicionamento em extensão. Esse tipo de valgo é chamado de valgo dinâmico, condição patológica por ocorrer principalmente devido a desalinhamentos corporais (ALMEIDA *et al*, 2016).

2.3 VALGISMO DINÂMICO DE JOELHO

Ultimamente tem sido verificado que alterações em condições proximais podem interferir diretamente no joelho. O controle muscular enfraquecido do quadril, pelve e tronco pode afetar tanto a cinemática e quanto cinética articular tibiofemoral e patelofemoral nos diversos planos. Essa condição de alteração atrocinemática do joelho associada a desalinhamentos corporais, é chamada de valgismo dinâmico (SZKLAR e AHMED, 1987) (Figura 6).

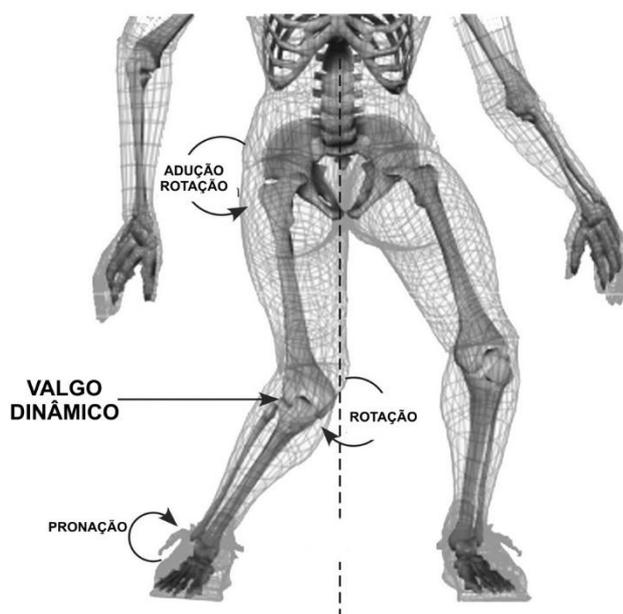


Figura 6- Alterações de alinhamento corporal causando o fenômeno chamado de 'valgismo dinâmico de joelho'. Fonte: <https://www.braceability.com/blogs/info/anterior-cruciate-ligament-injury>.

O valgismo dinâmico acontece no plano frontal durante a realização de alguma atividade dinâmica. Sua causa está associada principalmente a um excesso de adução, rotação interna do quadril, queda pélvica contralateral, rotação do joelho e pronação do pé. Essas alterações dinâmicas do quadril podem estar ocorrendo devido à fraqueza dos músculos abdutores e rotadores externos do quadril, principalmente glúteo máximo e médio. Todo esse grupo muscular envolvido são chamados de “complexo posterolateral de quadril” (NAKAGAWA, 2018).

Como consequência do valgismo dinâmico muitas pessoas, que praticam atividades de impacto em membros inferiores, se queixam frequentemente de uma dor localizada na região anterior do joelho, podendo ser também na região lateral. Essa dor pode ser definida como a Síndrome da Dor Patelofemoral (SDP), presente

na realização de atividades como correr, saltar, subir escadas, entre outras atividades que exijam um estresse maior em joelho (SOUZA NETO, 2014).

Para prevenir as repercussões negativas ligadas ao valgismo dinâmico, métodos de avaliação preventiva devem ser estimuladas. Dentre esses métodos, a avaliação postural é uma importante ferramenta para entender o comportamento biomecânico do corpo e atuar nos principais déficits encontrados.

2.4 FERRAMENTAS PARA AVALIAÇÃO POSTURAL DINÂMICA

Na prática clínica, voltada ao estudo biomecânico corporal, métodos são utilizados a fim de que se tenha um entendimento adequado sobre a participação de cada segmento corporal em um movimento. A inspeção visual, observando o paciente em posição anatômica ou realizando determinada ação, é o método mais prático de se realizar a análise. Entretanto não fornece dados que tornem a avaliação mais completa, como medidas angulares. Para isso, existem ferramentas que auxiliam na obtenção de dados biomecânicos para uma avaliação mais completa, como por exemplo o goniômetro (MOURA dos SANTOS *et al*, 2011).

O goniômetro é um instrumento de verificação de medidas angulares, composto por dois dispositivos semelhantes a uma régua interligadas. Seu principal objetivo é analisar a amplitude de movimento de cada articulação. O ponto inicial para se medir todos os ângulos, exceto em movimentos no plano transversal, é a partir da posição anatômica. A partir desse ponto, o avaliador mede a angulação até o fim do movimento desejado. Apesar de ser uma ferramenta bastante prática, o goniômetro apresenta baixa confiabilidade em movimentos de certas articulações, como de tronco e tornozelo; além de ser utilizado somente para movimentos básicos, do qual deve ser medido a movimentação de apenas uma articulação por vez (SACCO *et al*, 2007). Isso é prejudicado quando se necessita verificar múltiplas articulações ao mesmo tempo, por exemplo durante a marcha, ou um subir de escadas. Em virtude disso, outros dispositivos podem ser aplicados (VENTURINI *et al*, 2006).

A análise biomecânica por vídeo é um método bastante eficaz para a avaliação qualitativa e principalmente quantitativa dos movimentos corporais. Sua análise pode ser dividida em (PETERMANN; MEEREIS, 2016):

- Avaliação cinemática: voltado a verificar questões do movimento envolvendo a localização espacial e temporal, como exemplo a verificação de medidas angulares de cada articulação;
- Avaliação cinética: verificar variáveis que abrangem a força agindo na mobilidade, como por exemplo o torque;
- Controle muscular: analisado a partir de eletroneuromiografia associada ao vídeo. Objetivo de examinar as ativações musculares durante a atividade.
- Anatomia: divisão que estuda os parâmetros corporais, como por exemplo a antropometria.

A realização da análise biomecânica por vídeo é realizada geralmente a partir do uso de marcadores corporais em determinadas regiões do corpo, que consiga medir as angulações de cada articulação tanto de forma separada quanto conjunta. Esses pontos são fixados comumente em proeminências ósseas, como em espinha ilíaca ântero-superior no quadril, ou patela, no joelho. Em alguns casos, são utilizadas roupas especiais com marcadores ligados a ela.

Esses marcadores físicos podem ser de dois tipos principais: ativos e passivos (RICHARDS, 1999). Os marcadores ativos (Figura 7) irradiam luzes, som ou ondas elétricas, que são recebidas por um computador e processadas, através de um algoritmo, para a análise biomecânica. São mais utilizados quando é realizada tarefas das quais se tornam difíceis a captura do movimento, como por exemplo um salto de ginasta. Assim, a emissão de luz própria no ponto, evita que uma área não seja captada devido a sombras ocluindo o marcador. Como desvantagem, esse tipo de ponto ativo possuem um custo bem maior do que os passivo, além de que necessitam ser utilizado em ambientes de laboratórios totalmente controlados, diminuindo a facilidade de uso em diferentes locais (MALETSKY *et al*, 2007).

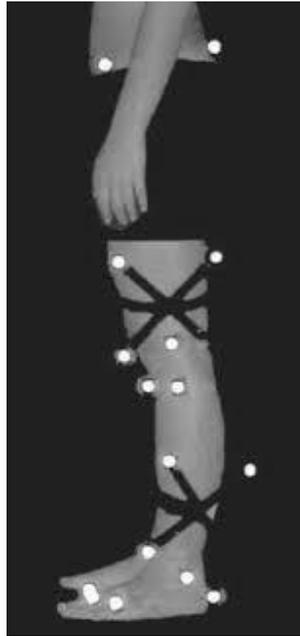


Figura 7- Exemplo de marcadores ativos emitindo luz led. Fonte: ARAÚJO et. al. (2004)

Nos marcadores passivos (Figura 8), o foco principal está na captura da imagem, e não no processamento dos dados emitidos pelos marcadores. Nesse tipo, deve-se haver um foco de luz que ilumine os pontos, com isso as câmeras gravam as imagens para serem avaliadas posteriormente. Esse tipo de marcador é mais viável, devido ao seu custo e a sua facilidade de utilização nos diversos ambientes. Entretanto, algumas desvantagens podem ser ligadas a esse tipo de marcador, como a utilização de várias câmeras para estudo de movimentos no plano transversal, ou a necessidade de um ambiente bastante iluminado, caso seja utilizado marcadores em grandes quantidades no corpo (PRAKASH *et al*, 2015).



Figura 8- Exemplo de marcadores passivos que refletem a luz que é emitida. Fonte: FARAH (2011)

Tanto os pontos corporais passivos quanto os ativos possuem limitações conjuntas em uma análise por vídeo. Uma das barreiras corporais é o próprio movimento da pele em relação ao osso profundo, que pode gerar dados cinesiográficos diferentes do real da articulação estudada. Outro fator é uma possível reprodutibilidade diminuída na colocação dos marcadores em diferentes locais do corpo nos vários momentos de avaliação durante uma evolução clínica (GLANER *et al*, 2012). Devido a isso, resultados diferentes podem ser encontrados a partir de avaliadores distintos, e pequenas mudanças na análise da mobilidade, pode influenciar profundamente no resultado do tratamento ou na verificação da melhora clínica de doenças (ONG *et al*, 2017).

Uma alternativa para os pontos físicos, são os marcadores virtuais ou videogrametria sem marcadores (Figura 9). O desenvolvimento de métodos de captura de movimento sem marcadores é influenciado pela necessidade de abordar as necessidades atuais em compreender o movimento humano normal e patológico sem o peso de marcadores ou dispositivos colocados sobre, enquanto alcança a precisão quantitativa dos sistemas baseados em marcadores. Essa maneira originou-se a partir do desenvolvimento dos campos de visão computacional e da aprendizagem de máquina (ALJAAF *et al*, 2016).

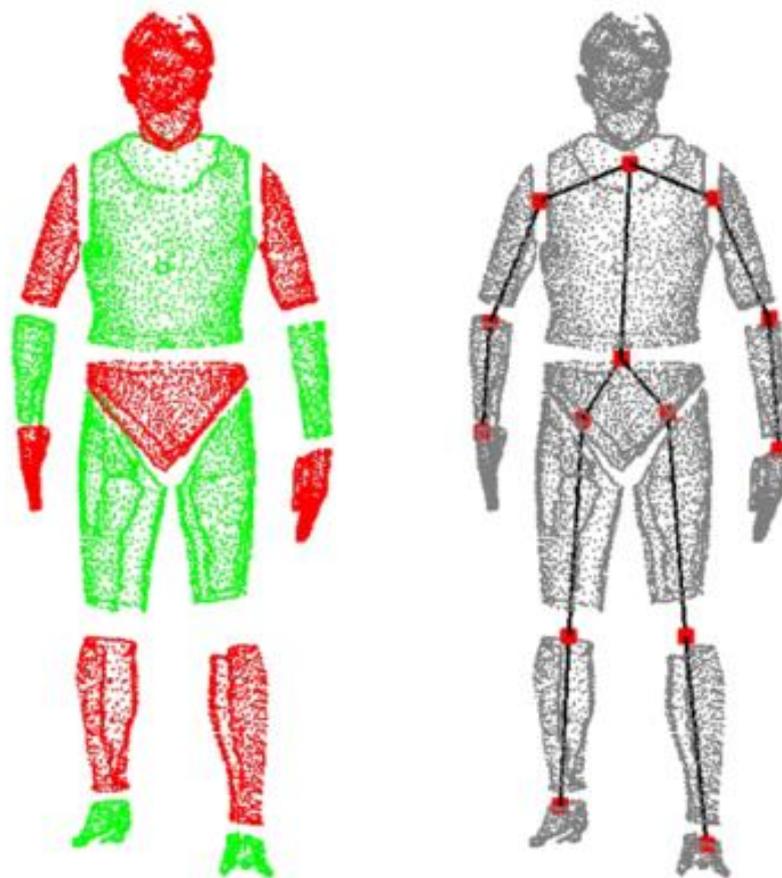


Figura 9- Exemplo de análise a partir de marcadores virtuais. Fonte: MÜNDERMANN (2006).

Tem como vantagem a maior padronização e facilitação do processo de captura de imagens. Porém, a análise com marcadores virtuais ainda possui modelos classificados como simplistas, alguns desconsiderando graus de liberdades de determinadas articulações, ou avaliando a partir de uma imagem em duas dimensões (2D). Isso dificulta a interpretação da atividade realizada de forma real e constitui um dos principais desafios no desenvolvimento de *softwares* desse tipo. Outro grande problema é a auto-occlusão do corpo, ou seja, durante o movimento pode ocorrer a obstrução de determinado membro do corpo por outra parte corporal, dificultando a obtenção da imagem ideal daquela atividade (ONG *et al*, 2017). Devido a isso, propostas de modelos devem ser estimuladas, tentando alcançar a reprodução biomecânica de forma mais fiel possível.

2.5 UTILIZAÇÃO DA COMPUTAÇÃO NA ANÁLISE BIOMECÂNICA

A necessidade de compreender as questões relacionadas ao movimento humano normal e patológico tem levado a ciência a desenvolver métodos tecnológicos ao longo do tempo. Há registros de busca de novas técnicas já em meados de 1873 (Marey) e 1878 (Muybridge), com a utilização de imagens fotográficas para quantificar as características quantitativas do movimento. Em 1950, o trabalho voltado a entender a locomoção dos soldados que participaram da II Guerra Mundial, trouxe avanços significativos para a base de técnicas de análise que são utilizadas até hoje. Nos tempos atuais, as novas tecnologias computacionais, voltadas principalmente a área de visão e processamento computacional, tem diminuído as limitações que são encontradas na captura e interpretação da movimentação humana (MUNDERMANN *et al*, 2006).

A visão computacional é uma área da computação voltada a emular a visão humana, modelando imagens para compreender e reconstruir uma cena 3D a partir de imagens em 2D. É utilizada nas mais diversas situações: identificação de produtos, de exames médicos e, entre outras, a captura de movimentos. A visão computacional está ligada intimamente com outra área da computação: o Processamento de Imagem. Após a captura, a imagem deve ser processada para gerar uma saída a partir de um conjunto de valores numéricos. Esse processo está ligado ao processamento de imagem. Entretanto, essa imagem adquirida e processada em um conjunto numérico, precisa ser interpretada para gerar uma conclusão do que foi registrado. Essa etapa é referida como Visão Computacional. (MUSTAPHA *et al*, 2016)

A captura do movimento humano pode ser utilizada voltada a diversos objetivos, mas tendo como base 3 áreas principais: vigilância, controle e análise (REGAZZONI *et al*, 2014).

A área de vigilância engloba a utilização no rastreamento de um ou mais sujeitos, ou a monitorização para ações especiais. Um exemplo é a utilização de câmeras públicas de reconhecimento facial associado a busca da ficha criminal com o objetivo de identificar criminosos foragidos.

Na área de controle está voltada a usar o movimento capturado para fornecer funcionalidades de controle. Pode ser utilizado como uma interface para jogos e ambientes virtuais ou para controlar objetos remotamente.

A área de análise refere-se à investigação detalhada do movimento capturado. É bastante utilizado em estudos clínicos, voltados ao diagnóstico de pacientes, ou na evolução do desempenho de um atleta, por exemplo.

Os avanços tecnológicos atuais ampliaram a obtenção de conhecimento nos métodos de avaliação postural tanto estático, quanto dinâmico. Com esse aumento, um grande conjunto de dados são gerados e processados referentes à compreensão de toda a biomecânica corporal durante as diferentes atividades. No entanto, a maior parte do uso dessas informações ficou voltada para o estudo de efeitos isolados de fator de risco de lesões, ao invés de entender as diferentes variáveis cinemáticas que se interagem durante um movimento complexo (REN *et al*, 2014).

Devido a isso, o interesse pela utilização de técnicas avançadas de análise multivariada e aprendizagem de máquina, aumentou exponencialmente, aproximando conceitos da área da computação ao domínio do estudo do movimento. As variáveis cinesiológicas passaram a ser entendidas em conjuntos a partir de interpretação de *big data*. Este termo pode ser utilizado para descrever um enorme conjunto de dados difíceis de serem processados e analisados da forma tradicional, descritos a partir do conceito dos 5V's (PHINYOMARK *et al*, 2018):

- Volume: devido à enorme quantidade de dados obtidos;
- Velocidade: relacionado à velocidade de processamento de dados elevada;
- Veracidade: definida a partir de o quanto determinada informação expressa nos dados são verdadeiras;
- Variedade: dados que são bastantes variados, aumentando assim a complexidade das análises dos dados;
- Valor: relacionado à “informação útil” expressa pelo valor dos dados obtidos.

Comumente, as análises biomecânicas envolvem um número restrito de variáveis cinéticas e cinemáticas. Com a utilização de métodos de aprendizagem de máquina, essas variáveis estão, aos poucos, agregando um grande volume de elementos. Estudos já mostraram que é possível analisar centenas de milhares de variáveis discretas angulares, além de outros milhares de marcadores corporais distribuídos no corpo, a partir de técnicas de aprendizagem de máquina (PHINYOMARK *et al*, 2015). Além das informações diretamente ligadas à biomecânica, a evolução tecnológica passou a associar esses dados a outras

informações clínicas, como dor e função autorreferida, ou dados laboratoriais; considerando assim tanto dados contínuos, quanto discretos e categóricos. Uma outra limitação da avaliação biomecânica tradicional são os ruídos ou dados incompletos durante a coleta, do qual métodos de aprendizagem de máquina podem evitar a partir de técnicas de predição e aproximação de dados. (PHINYOMARK *et al*, 2014)

Embora o potencial da aprendizagem de máquina na área da cinesiologia seja relevante, ainda é preciso desenvolver mais técnicas padronizadas voltadas à comprovação real do valor de seus resultados. Associar a análise multivariada e os métodos de aprendizagem de máquina com um sistema automatizado, pode alcançar impactos significativos na área da biomecânica global.

3. METODOLOGIA E DESENVOLVIMENTO DA SOLUÇÃO

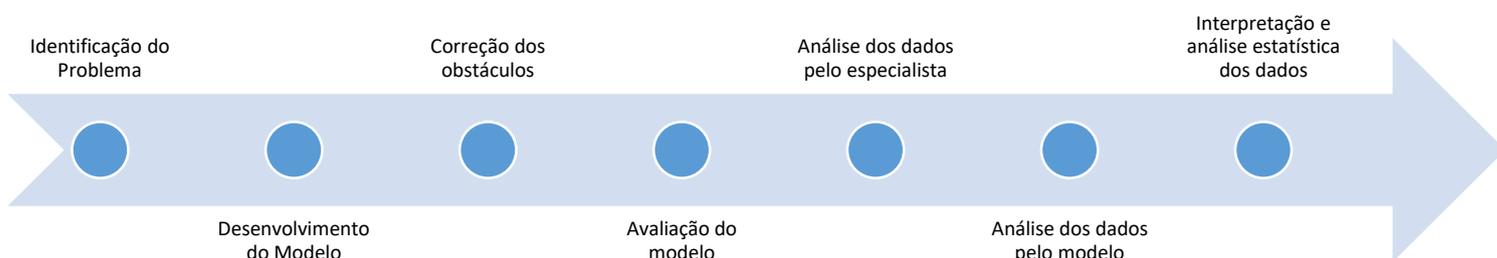
Esse estudo é definido como uma pesquisa de desenvolvimento (CONTANDRIOPOULOS *et al*, 1997), tipo experimental-piloto, com corte transversal, sendo realizada no laboratório do Instituto de Computação da Universidade Federal de Alagoas – IC UFAL.

A pesquisa de desenvolvimento é o tipo de pesquisa que utiliza, de forma geral, os conhecimentos existentes com o objetivo de desenvolver ou aperfeiçoar ferramentas de medidas (CONTANDRIOPOULOS *et al*, 1997). Aprovado pelo CEP a partir do parecer 2.896.671.

Como critérios de inclusão foram incluídos indivíduos, de ambos os sexos, com idade acima de 18 anos e abaixo de 60 anos. Nos critérios de exclusão foi classificado em sujeitos:

- Sujeitos em processo de pós-operatório ou recuperação de lesões, que dificultem a realização do teste;
- Portador de quaisquer outras limitações físicas que impossibilitem ou dificultem a realização do teste, como dor, rigidez articular, e fraqueza muscular.
- Portador de qualquer condição mental que impossibilite ou dificulte a realização do teste por falta de entendimento.

3.1 Modelo de Processamento de Dados



Com a identificação do problema, nosso compromisso foi desenvolver um método eficaz, barato, e padronizado para a análise biomecânica por vídeo. Para isso foi

optado pela utilização do Kinect Windows v2® para a identificação de estruturas do corpo humano, por ser uma ferramenta de fácil utilização e alcance das pessoas; além de ser uma câmera de alta resolução capaz de capturar imagens em alta definição.

Esse dispositivo conta com as seguintes características:

- Campo de visão: 70° na horizontal e 60° na vertical;
- Câmera Full HD: 1920 x 1080 x 16 bpp, 30 fps;
- Sensor de profundidade: 512 x 424 x 16 bpp, 13-bit;
- Faixa de profundidade: 0,50 a 4,5 metros;
- Áudio: 4 microfones, 48 kHz.

Uma das principais ferramentas utilizadas é o sensor de profundidade e câmera infravermelho, que captura a topografia do corpo humano, realizando uma construção tridimensional e identificando a forma e estruturas do corpo humano. Com isso, apesar de ser utilizado apenas um dispositivo na captura, as imagens gravadas poderão ser em 3D. Outra ferramenta é a câmera RGB, também presente, que fornece imagem *Full HD* para a avaliação do sujeito de maneira digital identificando estruturas e alterações posturais do corpo humano. Foi utilizado o *Kinect for Windows Software Development Kit (SDK) 2.0®* que disponibiliza a ferramenta *Microsoft® Kinect Studio*, para gravar as avaliações, com suas devidas configurações.

Como próximo passo, para processar e analisar as imagens obtidas pelo *Kinect*, gerando algoritmos, foi desenvolvido um *software* para realizar a modelagem computacional a partir de princípios de visão computacional, utilizando o ambiente de desenvolvimento Visual Studio (versão 2012/2013/2015), processando as imagens capturadas, com o auxílio de bibliotecas fornecidas na linguagem C#, que fazem integração com as ferramentas do Kinect. Com isso, foram construídos os algoritmos propostos para a interpretação do movimento das articulações de tronco, quadril, joelho e tornozelo, por serem os movimentos que mais influenciam no teste escolhido.

Entretanto, alguns obstáculos tiveram que ser solucionados durante o desenvolvimento. A primeira barreira encontrada mostrava que os dados obtidos do *Kinect for Windows v2®* normalmente não podiam ser alimentados diretamente com os algoritmos de visão computacional projetados. A maior parte dos algoritmos tiram vantagem da informação combinada (RGB e profundidade) ligado a um ponto. A fim de combinar corretamente a imagem RGB com os dados de profundidade, foi necessário alinhar espacialmente a saída da câmara RGB e a saída da câmera de

profundidade. Outra dificuldade descoberta foi na verificação de que os dados de profundidade são pontos que têm sua captura bastante ruidosa e muitas imagens poderiam não ter profundidade devido a reflexões múltiplas, objetos transparentes ou dispersão em certas superfícies (tais como tecido humano e cabelo). Esses dados imprecisos/falta de profundidade (buracos) precisaram ser corrigidos e ajustados antes de serem utilizados. Devido a isso, muitos sistemas baseados em Kinect começam com um módulo de pré-processamento, que é realizado através de um aplicativo específico para a recalibração da câmera e / ou filtragem de dados de profundidade. Utilizamos dessa mesma definição para alcançar nosso resultado.

Sendo um estudo piloto utilizamos a análise do valgo dinâmico para avaliar o programa desenvolvido. Para quantificar o valgismo dinâmico de joelho foi realizado a medida do ângulo Q, além da verificação dos movimentos das articulações de quadril e joelho. Para quantificar os ângulos analisados, é preciso ter maior precisão na região onde os pontos que marcam as articulações são posicionados. Então antes dos cálculos foram realizados alguns ajustes, principalmente em relação a avaliação no plano frontal.

Os pontos do quadril foram definidos a partir do vértice formado pelas retas do tronco e da coxa nos planos frontal, e sagital respectivamente, próximo à crista ilíaca (Figura 10). Os pontos na altura do quadril, quando o esqueleto do *Kinect* é criado, são apresentados abaixo da crista ilíaca, então antes de executar os algoritmos que quantificam os membros foi feita uma translação dos pontos a nível de sacro e quadril. Tomado o módulo distância entre a posição Y do pescoço e a base da espinha (*Neck* e *SpineBase* respectivamente), e dividindo-a por cinco é gerado um coeficiente que somado a *SpineBase*, *HipLeft* e *HipRight* eleva a pelve, fazendo esses pontos chegarem próximos à altura da crista ilíaca. Para a posição X foi usado o módulo da distância dos pontos do pulso e do quadril, tanto da posição esquerda como direita, (*WristLeft*, *WristRight*, *HipLeft*, *HipRight*) e em seguida essa distância é dividida por três, gerando assim um coeficiente que é adicionado somente aos pontos *HipLeft* e *HipRight*, deixando-os assim mais centralizados em relação a cada perna (Figura 11).

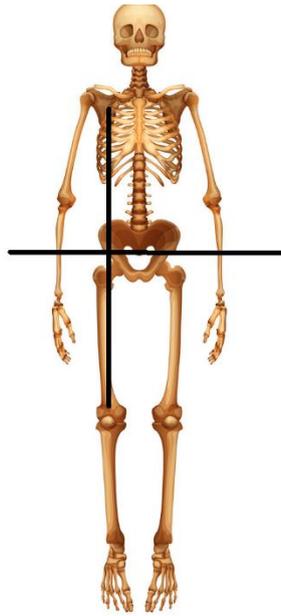


Figura 10- **Definição do ponto do quadril.** Fonte: <https://www.pinterest.it/pin/695524736181038167> (adaptado).

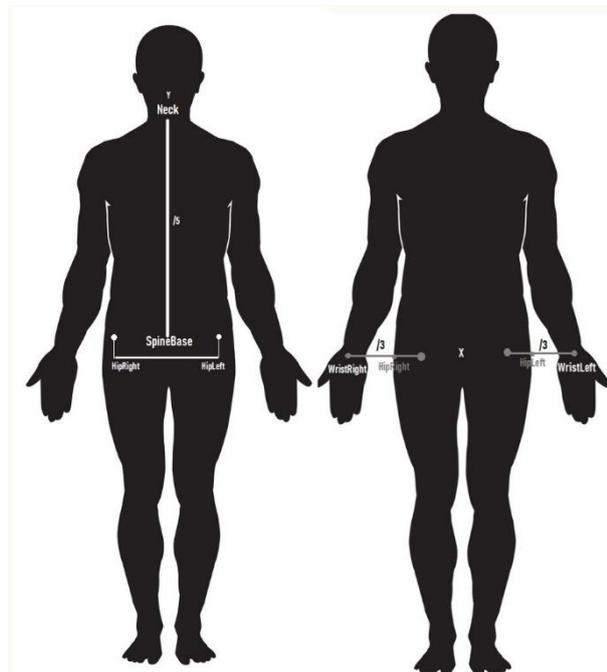


Figura 11- **Translação dos pontos sob os planos X e Y.** Fonte: <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/human-body-vector-690759> (adaptado).

Já os pontos de joelho foram estabelecidos a partir do vértice formado pelas retas da coxa e da perna, nos planos frontal e sagital. Utilizando os pontos do tornozelo, joelho e quadril (A, B e C respectivamente), foram criados dois vetores: $\vec{u} =$

$B - A$ e $\vec{v} = B - C$; que ao serem normalizadas, obtiveram o comprimento unitário de cada joelho. Calculando o arco cosseno do produto vetorial de \vec{u} com \vec{v} dividido pela norma de \vec{u} vezes a norma de \vec{v} , encontramos o ângulo desejado que é sempre menor que 180° . A partir disso, foi preciso confirmar se o que foi encontrado se refere ao ângulo interno ou externo do membro analisado. Para isso foi calculado o produto vetorial de \vec{u} com \vec{v} , que nos dá um vetor ortogonal a eles $\vec{w} = \vec{u} \times \vec{v}$. Se, para os membros do lado esquerdo do corpo, a coordenada z pertencente a \vec{w} for menor que 0, o ângulo externo que procuramos será representado por 360° menos o mesmo. Para o lado direito do corpo é o oposto, se a coordenada for maior que 0, então representamos por 360° menos o ângulo (Figura 12).

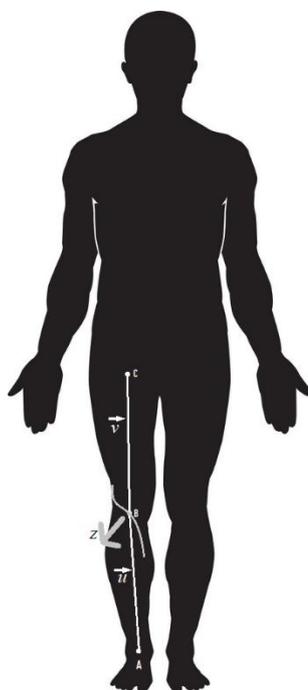


Figura 12- Definição do ponto do joelho e vetores de valgo dinâmico. Fonte: <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/human-body-vector-690759> (adaptado).

Na avaliação dos membros inferiores foi utilizado o rastreador esquelético Kinect® que possui uma alta precisão de acordo com Han et al (2013). O teste utilizado para a avaliação do valgismo dinâmico foi o *Step Down Test*.

3.2 Teste Step Down

O teste de Step Down foi realizado com o sujeito avaliado posicionado em cima de uma plataforma (LOUDON et al, 2002; KYUNG-MI et al, 2013;).

A partir disso, foi solicitado para que se posicione próximo a borda do degrau e permaneça em pé com as mãos na cintura, e tronco ereto. Realizando um suporte unipodal, o avaliado deveria alcançar o pé contralateral no chão, com o joelho permanecendo em extensão (Figura 10). O joelho avaliado foi o que está apoiado no degrau. Além disso, o desalinhamento de quadril, tornozelo, tronco e membros superiores também foram avaliados. O joelho analisado foi flexionado até que a perna contralateral entre em contato, de forma sutil, com o chão (LUCARELI *et al*, 2016). Depois o joelho testado foi estendido até a sua posição inicial. Essa manobra foi repetida por 03 ciclos (LOUDON *et al*, 2002). Cada ciclo é mensurado a partir da saída do pé contralateral até o seu retorno à plataforma (BURNHAM *et al*, 2016).

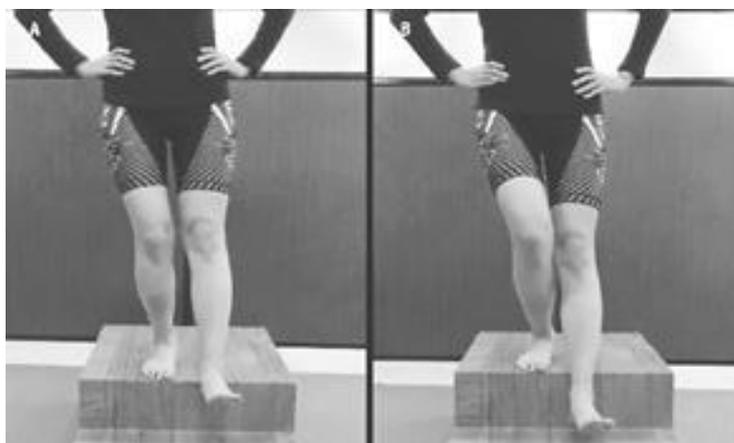


Figura 13- Realização do teste Step Down. Fonte: KYUNG-MI *et al*, 2013.

Os movimentos foram analisados quantitativamente a partir dos planos frontal e sagital e medidos em graus ($^{\circ}$). Os aumentos da adução e rotação interna de quadril, assim como a abdução tibial, são os principais movimentos associados com o valgismo dinâmico (POWERS *et al*, 2010). A influência do tronco com a presença do valgo dinâmico também foi verificado na literatura (LEWIS *et al*, 2015). Com isso, os principais movimentos avaliados foram os seguintes:

- Valgismo de joelho: joelho movimentando-se através do plano frontal, ultrapassando a linha sagital do hálux.
 - Normal: o joelho não ultrapassa medialmente a linha vertical;
 - Desalinhado: o joelho ultrapassa medialmente a linha vertical.
- Adução de quadril: pelve deslocando-se através do plano frontal, inclinando-se através da linha virtual aplicada entre as asas dos ílfacos.
 - Normal: quadril não ultrapassa a linha horizontal;
 - Desalinhado: o quadril ultrapassa a linha horizontal.

- Abdução tibial: será realizada uma linha virtual percorrendo a face anterior da tíbia, entre os pontos localizados próximos à tuberosidade tibial e a articulação subtalar (face anterior). O deslocamento será medido a partir da inclinação desta linha no plano frontal.
 - Normal: linha da face anterior da tíbia não se inclina para o lado medial do corpo.
 - Desalinhado: linha da face anterior da tíbia se inclina para o lado medial do corpo.

- Desvio lateral de tronco: tronco deslocando-se através do plano frontal, ultrapassando linha sagital anatômica.
 - Normal: linha do tronco não se inclina para algum dos lados.
 - Desalinhado: linha do tronco se inclina para algum dos lados.

Os dados foram colhidos em forma de vídeo, capturado pela ferramenta Kinect v2®, e processados através do *software* específico desenvolvido pelos pesquisadores. Este *software* foi voltado a realizar o teste para análise do valgo dinâmico de forma automatizada. A obtenção dos marcadores corporais para medição das angulações envolvidas nos movimentos foi realizada de forma automática pelo *software*, através dos pontos virtuais em regiões corporais específicas desenvolvido pelo algoritmo de aprendizagem de máquina. Com isso, o *software* avaliará o desalinhamento dos movimentos relacionados com o teste. Os resultados mostraram quais movimentos estavam desalinhados, e o quanto (em graus) esses movimentos estavam desalinhados. No final será gerado um relatório com todos os desalinhamentos, a análise quantitativa em graus, e a análise qualitativa do teste de step down.

Para comparar os valores apresentados pelo algoritmo de aprendizagem, um especialista, fisioterapeuta com 06 anos de experiência e prática em avaliação biomecânica, analisou, por meio da análise por vídeo, e avaliou os movimentos realizados no teste, de forma tradicional, através do preenchimento manual de um relatório (apêndice I). O especialista possui experiência com a análise do teste realizado e com a utilização da análise cinesiológica por vídeo, por meio do programa

Kinovea Video Editor®. O especialista não teve contato prévio com os resultados gerados pelo *software* desenvolvido, a fim de evitar viés nos resultados.

Tanto a análise a partir do *software* quanto a realizada pelos especialistas, foi feita em três momentos diferentes, a partir das repetições do teste realizado. Espera-se que os resultados sejam semelhantes nos três momentos, tanto pela medição tradicional quanto pela medição através do algoritmo desenvolvido. A mudança entre as avaliações (tanto quantitativa, quanto qualitativa) do fisioterapeuta pelo método tradicional e pelo algoritmo desenvolvido foram analisadas estatisticamente para saber se há diferença significativa entre elas.

A amostra foi constituída por 17 voluntários, de ambos os sexos, por conveniência, por se tratar de um estudo experimental de pré-teste e assim não ser conhecido o desvio padrão ou frequências populacionais das variáveis estudadas (FONTELLES *et al*, 2010). Devido a avaliação ser realizada nos membros inferiores direito e esquerdo, a quantidade de análises foi totalizada em 34 amostras de teste.

Para a coleta o Kinect foi colocado em um ambiente com boa iluminação artificial, evitando objetos ao redor. Foi ajustado entre 0.9 a 1.0 metro do chão, a partir da utilização de um tripé. A distância foi definida entre 2.0 a 2.5 metros, garantindo uma boa visão de captura do corpo inteiro. A vestimenta dos sujeitos foi orientada para que se pudesse verificar os principais pontos do corpo voltados ao teste. Após a preparação correta do ambiente o sujeito, após assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), foi orientado de como realizar o teste, sendo executado posteriormente.

Foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para determinar a normalidade das variáveis, a depender da curva de normalidade, e os testes *t* pareado e o índice de concordância de Kappa, para comparação entre as médias apresentadas e análise do grau de concordância entre as avaliações. O valor de alfa (α) será igual ou maior que 0,05 no teste estatístico para rejeitar a hipótese de nulidade (95%). Os resultados também serão apresentados de forma descritiva. Os dados foram analisados utilizando o programa estatístico IBM SPSS Statistics 23®.

4. RESULTADOS

Foram coletadas 34 amostras. A média de idade encontrada foi de 29,18 anos ($\pm 4,85$ anos). A altura média encontrada foi de 165,40 cm ($\pm 10,24$ cm).

	Média	Mínimo	Máxima	DP (\pm)
Idade (anos)	29,18	19	38	4,85
Altura (cm)	165,40	149	182	10,24
PESO (KG)	63,70	47	77	9,00

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis Idade (anos), altura (centímetros) e peso (Kilogramas). DP= Desvio Padrão.

Os dados referentes à avaliação realizada pelo avaliador estão mostrados de forma descritiva na tabela abaixo, mostrando as médias encontradas para os movimentos de inclinação de tronco, inclinação de quadril, e valgo do joelho e abdução tibial durante os três ciclos da avaliação (Tabela 2):

	Média	Mínimo	Máxima	DP (\pm)
INCTR_1	4,80	0	32	7,11
INCTR_2	3,39	0	15	3,55
INCTR_3	4,11	0	15	4,43
INCQD_1	9,90	1	26	6,34
INCQD_2	10,22	2	25	6,31
INCQD_3	10,83	2	21	6,15
VAG_1	171,00	150	184	7,58
VAG_2	171,89	143	188	10,67
VAG_3	173,61	157	193	9,61
ABTB_1	13,15	3	26	6,22
ABTB_2	12,72	3	24	6,32
ABTB_3	12,33	2	25	6,66

Tabela 2. Análise descritiva das variáveis avaliadas a partir do método tradicional por análise de vídeo pelo especialista em graus de angulação. INCTR_1= Inclinação de tronco no momento 1; INCTR_2= Inclinação de tronco no momento 2; INCTR_3= Inclinação de tronco no momento 3; INCQD_1= Inclinação de quadril no momento 1; INCQD_2= Inclinação de quadril no momento 2; INCQD_3= Inclinação de quadril no momento 3; VAG_1= Valgo de joelho no momento 1; VAG_2= Valgo de joelho no momento 2; VAG_3= Valgo de joelho no momento 3. ABTB_1= Abdução tibial no momento 1; ABTB2= Abdução tibial no momento 2; ABTB3= Abdução tibial no momento 3. DP= Desvio Padrão.

A tabela 3 mostra os dados relativos à avaliação realizada pelo software desenvolvido.

	Média	Mínimo	Máxima	DP (±)
INCTR_1	16,15	14	18	1,22
INCTR_2	16,56	14	20	1,50
INCTR_3	16,44	12	19	1,68
INCQD_1	7,90	1	23	5,17
INCQD_2	8,00	3	12	2,63
INCQD_3	8,11	6	16	2,51
VAG_1	151,55	118	176	17,41
VAG_2	158,33	125	174	14,70
VAG_3	156,44	127	178	15,57
ABTB_1	14,35	2	36	10,43
ABTB_2	9,78	1	25	8,20
ABTB_3	10,78	2	24	7,73

Tabela 3. Análise descritiva das variáveis avaliadas a partir do método de software de análise de vídeo desenvolvido, em graus de angulação. INCTR_1= Inclinação de tronco no momento 1; INCTR_2= Inclinação de tronco no momento 2; INCTR_3= Inclinação de tronco no momento 3; INCQD_1= Inclinação de quadril no momento 1; INCQD_2= Inclinação de quadril no momento 2; INCQD_3= Inclinação de quadril no momento 3; VAG_1= Valgo de joelho no momento 1; VAG_2= Valgo de joelho no momento 2; VAG_3= Valgo de joelho no momento 3. ABTB_1= Abdução tibial no momento 1; ABTB2= Abdução tibial no momento 2; ABTB3= Abdução tibial no momento 3. DP= Desvio Padrão.

Com relação às correlações e o grau de concordância (Índice de Kappa) apresentado pelos diferentes tipos de testes, a tabela 4 apresenta os resultados encontrados intra-avaliadores nos diferentes ciclos do teste realizado pelo *software* desenvolvido.

	Índice de Kappa	<i>p</i>
INCTR_1 X INCTR2	0,224	<u>0,05</u>
INCTR_1 X INCLTR3	0,160	0,15
INCTR_2 X INCTR_3	0,250	<u>0,01</u>
INCQD_1 X INCQD_2	0,209	<u>0,002</u>
INCQD_1 X INCQD_3	0,223	<u>0,01</u>
INCQD_2 X INCQD_3	0,242	<u>0,002</u>
VAL_1 X VAL_2	0,077	0,08
VAL_1 X VAL_3	0,022	0,50
VAL_2 X VAL_3	0,032	0,37
ABTB_1 X ABTB_2	0,035	0,40
ABTB_1 X ABTB_3	0,179	<u>0,001</u>
ABTB_2 X ABTB_3	0,121	<u>0,02</u>

Tabela 4. Análise de concordância das variáveis avaliadas, nos diferentes momentos, a partir do método de software de análise de vídeo desenvolvido, em graus de angulação. INCTR_1= Inclinação de tronco no momento 1; INCTR_2= Inclinação de tronco no momento 2; INCTR_3= Inclinação de tronco no momento 3; INCQD_1= Inclinação de quadril no momento 1; INCQD_2= Inclinação de quadril no momento 2; INCQD_3= Inclinação de quadril no momento 3; VAG_1= Valgo de joelho no momento 1; VAG_2= Valgo de joelho no momento 2; VAG_3= Valgo de joelho no momento 3. ABTB_1= Abdução tibial no momento 1; ABTB2= Abdução tibial no momento 2; ABTB3= Abdução tibial no momento 3. Sig=grau de significância.

Na tabela 5 é apresentada a diferença intra-avaliadores entre as repetições do teste realizadas pelo especialista, relacionando as correlações e o grau de concordância (Índice de Kappa).

	Índice de Kappa	<i>p</i>
INCTR_1 X INCTR2	0,040	0,64
INCTR_1 X INCLTR3	0,063	0,42
INCTR_2 X INCTR_3	0,119	0,12
INCQD_1 X INCQD_2	0,038	0,38
INCQD_1 X INCQD_3	0,065	0,18
INCQD_2 X INCQD_3	0,053	0,36
VAL_1 X VAL_2	0,071	0,12
VAL_1 X VAL_3	0,029	0,44
VAL_2 X VAL_3	0,013	0,78
ABTB_1 X ABTB_2	0,182	<u>0,000</u>
ABTB_1 X ABTB_3	0,132	<u>0,003</u>
ABTB_2 X ABTB_3	0,022	0,59

Tabela 5. Análise de concordância das variáveis avaliadas, nos diferentes momentos, a partir da avaliação de especialista utilizando análise de vídeo, em graus de angulação. INCTR_1= Inclinação de tronco no momento 1; INCTR_2= Inclinação de tronco no momento 2; INCTR_3= Inclinação de tronco no momento 3; INCQD_1= Inclinação de quadril no momento 1; INCQD_2= Inclinação de quadril no momento 2; INCQD_3= Inclinação de quadril no momento 3; VAG_1= Valgo de joelho no momento 1; VAG_2= Valgo de joelho no momento 2; VAG_3= Valgo de joelho no momento 3. ABTB_1= Abdução tibial no momento 1; ABTB2= Abdução tibial no momento 2; ABTB3= Abdução tibial no momento 3. Sig=grau de significância.

Os resultados relativos às avaliações interavaliadores são mostrados na tabela 06.

	Índice de Kappa	p
INCTR_1S X INCTR_1E	0,000	0,64
INCTR_2S X INCTR_2E	0,043	<u>0,02</u>
INCTR_3S X INCTR_3E	0,041	0,11
INCQD_1S X INCQD_1E	0,003	0,95
INCQD_2S X INCQD_2E	0,073	0,22
INCQD_3S X INCQD_3E	0,007	0,91
VAL_1S X VAL_1E	0,023	0,47
VAL_2S X VAL_2E	0,016	0,71
VAL_3S X VAL_3E	0,009	0,66
ABTB_1S X ABTB_1E	0,018	0,62
ABTB_2S X ABTB_2E	0,068	0,16
ABTB_3S X ABTB_3E	0,038	0,38

Tabela 6. Análise de concordância das variáveis avaliadas interavaliadores, software (S) e especialista (E), em graus de angulação. INCTR_1= Inclinação de tronco no momento 1; INCTR_2= Inclinação de tronco no momento 2; INCTR_3= Inclinação de tronco no momento 3; INCQD_1= Inclinação de quadril no momento 1; INCQD_2= Inclinação de quadril no momento 2; INCQD_3= Inclinação de quadril no momento 3; VAG_1= Valgo de joelho no momento 1; VAG_2= Valgo de joelho no momento 2; VAG_3= Valgo de joelho no momento 3. ABTB_1= Abdução tibial no momento 1; ABTB2= Abdução tibial no momento 2; ABTB3= Abdução tibial no momento 3. Sig=grau de significância.

5. DISCUSSÃO

A avaliação realizada entre as análises do modelo computacional concebido e o especialista em nossa pesquisa não mostrou um índice de concordância significativo, apesar do modelo apresentar resultados eficazes para a prática clínica. Esse resultado vai de encontro com o que foi mostrado por Schmitz *et al.*(2014), onde o sistema sem marcação apresentou uma conformidade, com o sistema utilizando marcadores, de $<0,5^\circ$ em capturas de imagens de membros inferiores. Isso é explicado devido à localização distintas do ponto de colocação do marcador entre o modelo desenvolvido e o especialista. Contudo a padronização da medição, mesmo com um marcador em uma área distinta à literatura, é praticável na clínica pela determinação da igualdade dos resultados.

Entretanto quando verificado as análises intra-avaliador, o *software* apresentou sete momentos com concordância significativa: Inclinação de tronco entre o primeiro momento (1) e o segundo momento (2), (1 x 2); e o segundo momento (2) e terceiro momento (3), (2 x 3); Inclinação de quadril nos momentos (1 x 2) / (1 x 3) / (2 x 3); e Abdução tibial nos momentos (1 x 3) / (2 x 3). Na avaliação intra-avaliador do especialista, houveram dois momentos em que ocorreram uma concordância significativa entre os movimentos capturados: Abdução tibial (1 x 2) / (1 x 3). A medição do valgo dinâmico do joelho não mostrou significância em nenhum dos dois métodos de avaliação. Isso pode ser explicado devido a compensações utilizadas pelos sujeitos durante a coleta. Em outras palavras, como o teste foi realizado em 03 momentos diferentes, a angulação própria do joelho – valgo - foi se tornando diferente em cada momento devido ao avaliado utilizar-se de adaptações em outras partes do corpo – tronco, quadril, tornozelo – para tentar alinhar o joelho, mas desalinhando o restante das partes avaliadas.

De forma geral, análise do *software* se mostrou boa para a prática clínica. Tanto o modelo quanto o especialista não obtiveram um resultado significativo para a padronização da medida do valgo dinâmico. Apesar disso, ficou evidenciado, em nosso modelo, a significância de valores em articulações do quadril, tronco e tornozelo. Como já dito anteriormente, a “normalização” do ângulo valgo pode depender de ‘desalinhamentos’ de outras partes, e com isso, aponta-se um desfecho positivo do modelo computacional, já que este demonstrou relevância em todos os outros desalinhamentos de articulações em momentos diferentes.

Hollman *et al* (2009) evidenciou que o recrutamento dos músculos do quadril reduz o aparecimento do valgo dinâmico, sendo assim a sua fraqueza está relacionada ao aumento do mesmo. Já Grindstaff *et al* (2017), relatou a relação entre a diminuição da amplitude de movimento do tornozelo com um *score* menor no teste de *Step Down Lateral*, enquanto Jamisson *et al* (2013) expôs a relação entre o tronco e o valgismo dinâmico, mostrando que o aumento da contração sinérgica dos extensores, antes do toque do calcanhar no chão durante o *step down*, influencia o pico de abdução do joelho pelo enrijecimento da coluna.

A utilização da avaliação biomecânica a partir da análise de vídeo tradicional, pelo especialista, pode trazer vantagens em relação a outros métodos, como o goniômetro e a fotogrametria. Porém, como demonstrado em nossa pesquisa, a variação de angulações na avaliação pelo especialista, mostra que a observação biomecânica por este método ainda carece de dados fidedignos exigindo a uma interpretação mais subjetiva, mesmo que o resultado final no exame seja satisfatório este necessitará de outras variáveis relacionadas, como experiência profissional na área e no exame a ser realizado e prática clínica para o uso de vídeo em sua rotina. A utilização de critérios computacionais associados com a avaliação por vídeo, facilita a tarefa do profissional avaliador a partir da não-colocação de pontos, ou vestimentas específicas; além de mostrar valores mais próximos do real para uma interpretação mais quantitativa.

Sendo assim, fica demonstrado que, apesar de não existir uma concordância entre a medida angular realizada pelo *software* e o especialista, o nosso modelo computacional desenvolvido utilizando o Microsoft Kinect® mostrou uma maior igualdade dos parâmetros quantificados entre os diferentes momentos. Essa invariabilidade de medidas ficou mostrado no estudo de Bilesan *et al.*(2018), do qual foi avaliado os parâmetros métricos colhidos entre a captura de imagens do Kinect® com a angulação realizada pelo *Optitrack®*, *software* específico para análise biomecânicas, na movimentação das articulações do tornozelo. Verificou-se que o Kinect® mostrou uma boa correlação, apesar de ser inferior ao sistema de captura de movimento. Clark *et al.*(2012) também avaliou a utilização do Kinect® para testes de controle postural, do qual revelou-se uma boa confiabilidade inter-teste comparável. Outro estudo comparou a utilização do *software* Brekel Kinect®, utilizando o Kinect®, com a ferramenta de análise biomecânica Vicon Nexus 3D® para medições angulares

durante a marcha no plano sagital (PFISTER *et al*, 2014). Como resultado, os pesquisadores relataram que o *software* da Vicon 3D apresentou uma superioridade significativa em relação ao programa utilizando a câmera Kinect®. Entretanto, o mesmo estudo relata que o *software* Brekel Kinect® apresentou medidas representativas da marcha normal e que, com pequenos ajustes na sensibilidade, o Kinect® pode ser uma ferramenta aceitável para medir o ritmo da marcha.

Para o uso da câmera da Microsoft® na prática clínica, é necessária a correção de erros de ajustes que subestimam ou superestimam medidas de deslocamento angular em determinadas articulações, ou a perda dos pontos quando uma parte do corpo sobrepõe a outra.

Apesar de ser evidenciado uma superioridade de programas e câmeras específicos de análise biomecânicas com *softwares* utilizando o Kinect®, é importante perceber que o custo do Kinect® é consideravelmente menor do que esses outros dispositivos, sendo então considerado um instrumento de utilização clínica básica e de fácil alcance, ao contrário de instrumentos de análises mais caros e restritos a um pequeno número de centros especializados. A obtenção de equipamentos para um funcionamento de um laboratório de marcha custa em média \$300,00 dólares, excluindo fatores estruturais, de reformas para adaptação, e recursos humanos (SIMON, 2004)

Em nosso estudo, a avaliação do especialista mostrou pouca concordância de resultados entre os diferentes momentos da avaliação dos diferentes segmentos inferiores do corpo durante o teste. Esse resultado está de acordo, parcialmente, com o estudo de Glaner *et al.*(2012), que demonstrou uma baixa/moderada objetividade da avaliação postural utilizando o *software* SAPO®, principalmente quando houve a análise por dois avaliadores. Veraldi Leite (2017), mostrou que a acurácia para a avaliação postural craniocervical foi de moderada/baixa na divisão entre grupos sintomáticos e assintomáticos de dores cervicais, utilizando a biofotogrametria.

Uma das causas de baixa confiabilidade do diagnóstico biomecânico pelos avaliadores é a utilização de marcadores passivos. Andersen *et al.*(2010) avaliou a influência de marcadores passivos colocados sob a pele. Foi revelado que a colocação de marcadores esféricos restringiu significativamente os movimentos de flexão/extensão e abdução/adução, durante as avaliações, sugerindo que estes podem influenciar ativamente no processo de avaliação, necessitando que se

desenvolva modelos avançados que levem em conta a colocação de marcadores de pele.

Uma alternativa para a colocação dos marcadores passivos na pele, é a utilização de sensores vestíveis. Chen *et al.*(2016) mostrou que esse tipo de sensor pode ser utilizado fornecendo dados quantitativas, ricas e contínuas para a análise do movimento, podendo ser um substituto dos sistemas laboratoriais atuais.

A utilização de modelos virtuais também pode ser utilizada como uma opção em troca da utilização de pontos passivos. O uso desses modelos previne que erros sejam detectados, principalmente em movimentos de pequenas amplitudes, onde falhas pequenas de detecção de medidas, influenciam significativamente na extensão total do movimento (MUNDERMANN *et al*, 2006). Além do que, o processo de interpretação das imagens é notadamente mais rápido em relação ao diagnóstico feito pelo especialista (SIMON, 2004). Com isso, a proposta de utilização de um “esqueleto virtual” com o uso do Kinect® em nosso trabalho é oportuna, visto que, é uma possibilidade para evitar que erros causados pelos marcadores sejam capturados e interpretados erroneamente pelo avaliador.

Contudo, os modelos virtuais também possuem limitações. Em nosso estudo, alguns segmentos/momentos não tiveram concordância significativa, como por exemplo a medição do movimento de valgo de joelho. Porém Ceseracciu *et al.*(2014) relatou que, mesmo havendo ruídos e erros na captura de interpretação, esses modelos virtuais apresentaram uma maior confiabilidade e facilidade para o operador, sendo indicado para o uso nos casos de identificação de padrões anormais de alinhamento.

6. CONSIDERAÇÃO FINAL

No atual estudo ficou identificado que a captura e processamento de imagens avaliando o valgismo dinâmico a partir do modelo desenvolvido foi mais eficaz do que a análise pelos especialistas. Isso mostra que a utilização do nosso modelo, pode ser empregado na prática clínica básica, sendo uma ferramenta padronizada e eficaz em análises biomecânicas

Em nosso trabalho, alguns movimentos ainda se mostraram limitados, influenciados pela própria calibragem e análise feita pelo modelo, quanto a movimentos compensatórios realizados pelos avaliados. A utilização de novos algoritmos para uma melhor tomada de imagem e verificação de movimentos, deve ser desenvolvida, ainda que mantendo a importância do uso de modelos computacionais para o uso da coleta das imagens de movimento.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, G. P. L. et al. Ângulo-q na dor patelofemoral: relação com valgo dinâmico de joelho, torque abductor do quadril, dor e função. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 51, n. 2, p. 181–186, mar. 2016.

ALJAAF, A. J. et al. Evaluation of machine learning methods to predict knee loading from the movement of body segments. **2016 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN). Anais. IEEE**, jul. 2016.

ANDERSEN, M. S. et al. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 2, p. 268–273, 2010.

BILESAN, A. et al. ScienceDirect Marker-based motion tracking using Marker-based motion tracking using Marker-based motion tracking using Microsoft Kinect Marker-based motion tracking using Microsoft Kinect Microsoft Kinect Detected marker. **IFAC-PapersOnLine**, v. 51, n. 22, p. 399–404, 2018.

BONNECHÈRE, B.; JANSEN, B.; VAN SINT JAN, S. Cost-effective (gaming) motion and balance devices for functional assessment: Need or hype? **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 13, p. 2561–2565, set. 2016.

BURNHAM, J. M. et al. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance: Implications for Return to Play Screening and Rehabilitation. **Physical Therapy in Sport**, v. 22, p. 66–73, nov. 2016.

CESERACCIU, E.; SAWACHA, Z.; COBELLI, C. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: Proof of concept. **PLoS ONE**, v. 9, n. 3, p. 1–7, 2014.

CHEN, S. et al. Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 20, n. 6, p. 1521–1537, 2016.

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

CONTRADIOPOULOS, A.P.; CHAMPAGNE, F.; LOUISE DENIS, J.; POTVIN, L.D. **Saber preparar uma pesquisa**. São Paulo: hucitec, 1997.

FONTELLES MJ, SIMÕES MG, ALMEIDA JC, FONTELLES RGS. Metodologia da pesquisa: diretrizes para o cálculo do tamanho da amostra. **Rev Paran Med.**;24:57-64, 2010.

FOSTY, B. et al. Accuracy and reliability of the RGB-D camera for measuring walking speed on a treadmill. **Gait and Posture**, v. 48, p. 113–119, 2016.

GLANER, M. F. et al. Fotogrametria: Fidedignidade e falta de objetividade na avaliação postural. **Motricidade**. v. 8, n. 1, p. 78–85, 2012.

GRINDSTAFF, T. L.; DOLAN, N.; MORTON, S. K. Ankle dorsiflexion range of motion influences Lateral Step Down Test scores in individuals with chronic ankle instability. **Physical Therapy in Sport**, v. 23, p. 75–81, jan. 2017.

HOLLMAN, J. H. et al. Relationships between Knee Valgus, Hip-Muscle Strength, and Hip-Muscle Recruitment during a Single-Limb Step-Down. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 1, p. 104–117, fev. 2009.

HOUGLUM, PEGGY A; BERTOTI, DOLORES B. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. 6. ed. Barueri: **Manole**, xxxiv, p.706, 2014

INNOCENTI, B. et al. Analysis of Biomechanical Quantities During a Squat Jump: Evaluation of a Performance Index. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 3, p. 709, 2006.

JAMISON, S. T. et al. The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 13, p. 2236–2241, 2013.

KAPANDJI, Al.. Fisiologia Articular, volume 2: membros inferiores. São Paulo, **Ed. Panamericana**, 5ª ed, 2000.

KYUNG-MI, S.-D. P.; HEON-SEOCK, C.; CHOUNG. Musculoskeletal Predictors of Movement Quality for the Forward Step-down Test in Asymptomatic Women. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 7, p. 504–510, jul. 2013.

LEWIS, C. L. et al. Differences in Lower Extremity and Trunk Kinematics between Single Leg Squat and Step Down Tasks. **PLOS ONE**, v. 10, n. 5, p. e0126258, 8 maio 2015.

LIPPERT, LYNN S. Cinesiologia Clínica e Anatomia. 5^a ed, **Guanabara Koogan**, 2013.

LOUDON, J. K. et al. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of athletic training**, v. 37, n. 3, p. 256–261, set. 2002.

LUCARELI, P. R. G. et al. Repeatability of a 3D multi-segment foot model during anterior and lateral step down tests. **Gait & Posture**, v. 43, p. 9–16, jan. 2016.

MALETSKY, LP; JUNYI, S; MORTON, N. Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 682–685, 2007.

MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 3, p. 6, 2006.

MUSTAPHA, G. et al. The Development Of A Low Cost Motion Analysis System: Cekak Visual 3D v1.0. **International Journal of GEOMATE**, v. 11, n. 24, p. 2248–2252, 2016.

NAKAGAWA, T. H.; PETERSEN, R. S. Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. **Physical Therapy in Sport**, v. 34, p. 174–179, nov. 2018.

NEUMANN, DONALD A.. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético / Donald A. Neumann; [tradução de Renata Scavone de Oliveira... et al.]. - Rio de Janeiro: **Elsevier**, 2011.

ONG, A.; HARRIS, I. S.; HAMILL, J. The efficacy of a video-based marker-less tracking system for gait analysis. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 20, n. 10, p. 1089–1095, 27 jul. 2017.

PETERMANN, XL; MERREIS, E. Postural body: a systematic review about assessment methods. **Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal**, v. 14, p. 273, February, 2016.

PFISTER A¹, West AM, Bronner S, Noah JA. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. **J Med Eng Technol**. v.38, p 274- 80, May, 2014.

PHINYOMARK, A. et al. Do intermediate- and higher-order principal components contain useful information to detect subtle changes in lower extremity biomechanics during running? **Human Movement Science**, v. 44, p. 91–101, dez. 2015.

PHINYOMARK, A. et al. Gender and Age-Related Differences in Bilateral Lower Extremity Mechanics during Treadmill Running. **PLoS ONE**, v. 9, n. 8, p. e105246, 19 ago. 2014.

PHINYOMARK, A. et al. Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 38, n. 2, p. 244–260, 17 abr. 2018.

POWERS, C. M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, 2010.

PRAKASH, C; GUPTA, K; MITTAL, A; KUMAR, R; LAXMI, V. Passive Marker based Optical System for Gait Kinematics for lower extremity. **Procedia Computer Science**, v. 45, p. 176–185, 2015.

REGAZZONI, D.; DE VECCHI, G.; RIZZI, C. RGB cams vs RGB-D sensors: Low cost motion capture technologies performances and limitations. **Journal of Manufacturing Systems**, v. 33, n. 4, p. 719–728, 2014.

REN, L.; QIAN, Z.; REN, L. Biomechanics of musculoskeletal system and its biomimetic implications: A review. **Journal of Bionic Engineering**, v. 11, n. 2, p. 159–175, 2014.

REIS, A. C. et al. Kinematic and Kinetic Analysis of the Single-Leg Triple Hop Test in Women With and Without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 45, n. 10, p. 799–807, out. 2015.

RICHARDS, J. G. The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems. **Human Movement Science**, v. 18, p. 589–602, 1999.

ROSENBERG, M. et al. Development of a kinect software tool to classify movements during active video gaming. **PLoS ONE**, v. 11, n. 7, p. 1–15, 2016.

SACCO I, ALIBERT S, QUEIROZ B, PRIPAS D, KIELING I, KIMURA A. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev Bras Fisioter**, v.11, n.5, p:411-,out, 2007.

SANTOS, J. D. M. DOS et al. Confiabilidade inter e intraexaminadores nas mensurações angulares por fotogrametria digital e goniometria. **Fisioterapia em Movimento**, v. 24, n. 3, p. 389–400, set. 2011.

SAXBY, D. J. et al. Tibiofemoral contact forces during walking, running and sidestepping. **Gait and Posture**, v. 49, p. 78–85, 2016.

SCHMITZ, A. et al. Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 2, p. 587–591, 2014.

SGRÒ, F. et al. Assessing Vertical Jump Developmental Levels in Childhood Using a Low-Cost Motion Capture Approach. **Perceptual and Motor Skills**, v. 120, n. 2, p. 642–658, abr. 2015.

SILVEIRA LIMA, C; SILVEIRA PINTO, R. Cinesiologia e Musculação. **Artmed**, 2006.

SIMON, S. R. Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1869–1880, 2004.

SOUSA NETO LC DE, CAVALCANTE IC, MOURA JÚNIOR MDJ. Abordagens fisioterapêuticas na síndrome da dor patelofemoral: revisão de literatura. **ConScientiae Saúde**. Sep 30;13(3), 2014.

SZKLAR, O.; AHMED, A. M. A simple unconstrained dynamic knee simulator. **Journal of biomechanical engineering**, v. 109, n. 3, p. 247–51, ago. 1987.

VENTURINI, C; ITUASSÚ, NT; TEIXEIRA, LM; DEUS CVO. Intrarater and Interrater Reliability of Two Methods for Measuring the Active Range of Motion for Ankle Dorsiflexion in Healthy Subjects. **Rev bras fisioter**, v.10, n.4, p:407–11, out/dez, 2006.

VERALDI LEITE, R. D. Sensibilidade e especificidade da avaliação da postura craniocervical: fotogrametria em relação à análise de inspeção visual. [s.l: s.n.]. **FMRP – USP**, 2017.

YANG, J. (JAMES); MARLER, T.; RAHMATALLA, S. Multi-objective optimization-based method for kinematic posture prediction: development and validation. **Robotica**, v. 29, n. 2, p. 245–253, 30 mar. 2011.

APÊNDICE A

Modelo de formulário de coleta de dados

Nº Sujeito: _____

Data: ____/____/2018

Avaliador: _____

Membro inferior direito

Movimento	Valor (graus °)	Desalinhamento
Desvio lateral de tronco		
Inclinação de quadril		
Valgo de joelho		
Abdução tibial		

Desalinhamento: O = sim X = não

Outras informações revelantes:

Membro inferior direito

Movimento	Valor (graus °)	Desalinhamento
Desvio lateral de tronco		
Inclinação de quadril		
Valgo de joelho		
Abdução Tibial		

Desalinhamento: O = sim X = não

Outras informações revelantes:

ANEXO A

Termo de consentimento livre e esclarecido

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa “**Emprego de algoritmo de aprendizagem de máquina para análise biomecânica do valgismo dinâmico**”, dos pesquisadores **Aydano Pamponet Machado, Gerônimo Vicente dos Santos Júnior, e Hugo Gustavo Franco Sant’Ana**. A seguir, as informações do projeto de pesquisa com relação a sua participação neste projeto:

1. O estudo tem como objetivo a avaliar o uso de uma avaliação automática para a análise do movimento de valgo dinâmico, que é o deslocamento do joelho para a parte medial do corpo (*joelho para dentro*) durante atividades de impacto em membros inferiores, como por exemplo correr, saltar, entre outros. Isso pode acontecer devido à fraqueza de outras estruturas que não seja o joelho, como fraqueza de musculatura de quadril, fraqueza de musculatura de tronco, entre outros.

2. A justificativa deste estudo é a de aprimorar e padronizar as técnicas de avaliação do movimento de joelho, pois muitos testes possuem resultados que são modificados por colocação errada dos pontos de marcação pelo avaliador, durante os vários momentos de teste; ou por interpretações diferentes de avaliadores distintos.

3. Os resultados que se desejam alcançar são os seguintes:

- Verificar as características de movimento relacionadas ao valgo dinâmico; ou seja, verificar quais movimentos estão mais relacionados com o valgo dinâmico.
- Medir os movimentos associados a presença do valgo dinâmico; ou seja, o quanto cada movimento é apresentado em graus (°).

4. A coleta de dados começará em outubro/2018 terminará em dezembro/2018.

5. O estudo será feito pelo seguinte procedimento:

Será realizada uma **análise de vídeo** do teste para joelho chamado **step down**. No teste de *step down* você estará posicionado em cima de um degrau que medirá 20 cm. A partir disso será solicitado, por um fisioterapeuta que o acompanhará durante todo o teste, para que você permaneça em pé no degrau com as mãos na cintura, e tronco ereto. Depois você tentará tocar um pé no chão, deixando o outro pé no degrau, e voltar o pé do chão para o degrau. A perna do pé que tocará o chão deverá permanecer em extensão (esticada), enquanto a perna do pé que ficará no degrau, deverá ter o joelho flexionado levemente. Essa manobra será repetida por 05 vezes. Cada repetição será medida a partir da saída do pé para o chão até o seu retorno ao degrau.

A **obtenção das imagens** será feita automaticamente pela câmera Kinect®, e serão **analisados movimentos** relacionado ao tronco, quadril, joelho e tornozelo com o objetivo de medir os graus de cada movimento. A análise será feita tanto pelo **especialista (fisioterapeuta)** quanto pelo próprio **software** a fim de comparar as avaliações realizadas. Cada avaliação mostrará quais movimentos estão desalinhados, e o quanto de cada movimento está desalinhado. Além disso mediremos a qualidade do seu teste, informando para você todos os resultados após a análise.

6. A sua participação será nas seguintes etapas:

- Realização do teste step down;
- Fornecer a “imagem pessoal” capturada da realização do teste para uso no estudo.

7. Os incômodos e possíveis riscos à sua saúde física e/ou mental é a divulgação pública dos dados, sendo evitada por meio do uso do anonimato e do uso exclusivo dos dados pelos responsáveis da pesquisa. Caso ocorra a divulgação, o sujeito será indenizado pela utilização de sua imagem. Além disso, durante o teste você poderá cair da plataforma, ou mesmo realizar sobrecargas inadequadas em membros inferiores devido a um procedimento incorreto do teste. Esses riscos serão evitados a partir da orientação para um teste correto dado por um fisioterapeuta e o acompanhamento de perto deste durante todo o momento do teste, além do atendimento imediato de primeiros socorros caso exista alguma lesão por queda. O fisioterapeuta que o acompanhará possui capacidade técnica para a realização dos primeiros socorros. Neste caso você também será indenizado por lesões corporais.

8. Os benefícios esperados com a sua participação no projeto de pesquisa, mesmo que não diretamente é o aperfeiçoamento de técnicas de avaliação do valgo dinâmico para utilização na reabilitação ou prevenção de lesões.

9. Você poderá contar com a seguinte assistência durante todo o momento do teste e em casos de possíveis lesões: atendimento especializado de fisioterapia e primeiros socorros, sendo responsável por ela: Gerônimo Vicente dos Santos Júnior (fisioterapeuta); e atendimento diversos sem envolver lesões físicas, sendo este pesquisador (Aydano Pamponet Machado) o responsável.

10. Você será informado(a) do resultado final do projeto e sempre que desejar, serão fornecidos esclarecimentos sobre cada uma das etapas do estudo.

11. A qualquer momento, você poderá recusar a continuar participando do estudo e, também, que poderá retirar seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer penalidade ou prejuízo.

12. As informações conseguidas através da sua participação não permitirão a identificação da sua pessoa, exceto para a equipe de pesquisa, e que a divulgação das mencionadas informações só será feita entre os profissionais estudiosos do assunto após a sua autorização.

13. O estudo não acarretará nenhuma despesa para você.

14. Você será indenizado(a) por qualquer dano que venha a sofrer com a sua participação na pesquisa (nexo causal).

15. Você receberá uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado por todos.

Eu, tendo compreendido perfeitamente tudo o que me foi informado sobre a minha participação no mencionado estudo e estando consciente dos meus direitos, das minhas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a minha participação implicam, concordo em dele participar e para isso eu DOU O MEU CONSENTIMENTO SEM QUE PARA ISSO EU TENHA SIDO FORÇADO OU OBRIGADO.

Endereço do responsável pela pesquisa / Contato de urgência:

Nome: Aydano Pamponet Machado
Instituição: Universidade Federal de Alagoas, setor: Instituto de Computação.
Endereço: Campus A. C. Simões. Av. Lourival Melo Mota, S/N, Tabuleiro do Martins, Maceió – AL.
Cidade/CEP: Maceió/ Cep: 57072-970.
Telefone: 82 9 9900 8536 Email: aydano.machado@ic.ufal.br

ATENÇÃO: O Comitê de Ética da UFAL analisou e aprovou este projeto de pesquisa. Para obter mais informações a respeito deste projeto de pesquisa, informar ocorrências irregulares ou danosas durante a sua participação no estudo, dirija-se ao:

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Alagoas
Prédio do Centro de Interesse Comunitário (CIC), Térreo, Campus A. C. Simões, Cidade Universitária
Telefone: 3214-1041 – Horário de Atendimento: das 8:00 as 12:00hs.
E-mail: comitedeeticaufal@gmail.com

Maceió, de de .

Assinatura ou impressão datiloscópica d(o,a) voluntári(o,a) ou responsável legal e rubricar as demais folhas	_____ Nome e Assinatura do Pesquisador pelo estudo (Rubricar as demais páginas)
--	---

ANEXO B

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
ALAGOAS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Emprego de algoritmo de aprendizagem de máquina para a análise biomecânica do valgismo dinâmico

Pesquisador: Aydano Pamponet Machado

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 94068218.8.0000.5013

Instituição Proponente: Universidade Federal de Alagoas

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.896.671

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1159331.pdf	30/08/2018 19:58:16		Aceito
Outros	carta_resposta.pdf	30/08/2018 19:57:35	GERONIMO VICENTE DOS SANTOS JUNIOR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_resposta.pdf	30/08/2018 19:57:02	GERONIMO VICENTE DOS SANTOS JUNIOR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP.pdf	30/08/2018 19:56:42	GERONIMO VICENTE DOS SANTOS JUNIOR	Aceito
Outros	Portaria_.pdf	19/07/2018 22:12:24	Aydano Pamponet Machado	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_de_cumprimento_dos_dados_2.pdf	19/07/2018 22:10:37	Aydano Pamponet Machado	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_conflito_interesse.pdf	19/07/2018 22:08:51	Aydano Pamponet Machado	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_Local.pdf	19/07/2018 22:08:18	Aydano Pamponet Machado	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_2.pdf	19/07/2018 21:59:54	Aydano Pamponet Machado	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado