

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

Gislaine de Fátima Geraldo

**VALIDADE E CONFIABILIDADE DE UM SENSOR INERCIAL DE BAIXO CUSTO  
PARA AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE MEMBROS INFERIORES EM ATLETAS  
DE VOLEIBOL**

Belo Horizonte

2020

Gislaine de Fátima Geraldo

**VALIDADE E CONFIABILIDADE DE UM SENSOR INERCIAL DE BAIXO CUSTO  
PARA AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DE MEMBROS INFERIORES EM ATLETAS  
DE VOLEIBOL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências do Esporte, como requisito obrigatório para a obtenção do título de mestre.

Linha de Pesquisa: Análise de métodos para o desempenho humano esportivo

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Belo Horizonte

2020

G354v Geraldo, Gislaine de Fátima  
2020 Validade e confiabilidade de um sensor inercial de baixo custo para avaliação cinemática de membros inferiores em atletas de voleibol. [manuscrito] / Gislaine de Fátima Geraldo – 2020.  
58 f., enc.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 48-50.

1. Voleibol – treinamento – Teses. 2. Atletas – Teses. 3. Exercícios físicos – Teses. 4. Membros inferiores – Teses. 5. Salto – Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de Andrade. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015.52



## PARECER

Considerando que a Dissertação da discente **Gislaine de Fátima Geraldo**, intitulada "**Validade e confiabilidade do sensor de baixo custo para avaliação cinemática de membros inferiores em atletas de voleibol**" **cumpriu** suas funções didáticas, **atendendo** a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **aprovou** a defesa de Dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

**Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (orientador) – EEEFTO/UFMG**

**Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas– EEEFTO/UFMG**

**Prof. Dr. Juliano Dal Pupo – UFSC (à distância)**

\*Como o Prof. Dr. Juliano Dal Pupo participou da Banca à distância, o Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade, presidente da comissão, assinará a ata em nome do mesmo e terá validade de 60 dias. Procedimento aprovado pelo colegiado de Pós-Graduação em Ciências do Esporte.

Belo Horizonte, 21 de fevereiro de 2020.

## AGRADECIMENTOS

“Se quiser ir rápido, vá sozinho. Se quiser ir longe, vá acompanhado”

Sem dúvidas não chegaria até aqui se não fosse Deus, que renova e reforça sempre a minha fé, Ele que me acompanha, guia, protege. E também pelas pessoas especiais que Ele colocou em meu caminho para estarem ao meu lado.

A minha mãe Lazara “Dona Lazineira”, pelo exemplo de ser humano, humildade, mulher guerreira que nunca mediu esforços para que eu continuasse correndo atrás dos meus sonhos e objetivos, sempre me apoiando e sendo meu alicerce, obrigada por ser minha inspiração.

Dizem que temos alguns anjos a nos proteger, eu tenho um em especial, Pai sei que não esteve presente fisicamente nessa conquista, mas sei que me protegeu e torceu por mim a todo momento, esteve ao meu lado nos momentos em que eu mais precisei. Esta vitória dedico também ao senhor.

Aos meus irmãos, Adriano e Ricardo, pelo companheirismo, apoio, pelos momentos de descontração e também pelos momentos difíceis que serviram para o crescimento, união. Obrigada por toda ajuda e todo amor.

Ao meu sobrinho/afilhado Guilherme, por todo amor e carinho, com certeza todo este afeto renovava minhas forças para voltar à rotina.

A minha família, em especial minhas tias e primos, que sempre entenderam esta distância e ficavam sempre a postos para me receber, obrigada pela torcida e oração para que este sonho fosse concretizado.

A minha fiel escudeira, amiga e companheira Giovanna, sempre esteve presente em cada etapa da minha vida acadêmica e pessoal, vibrando nas conquistas e apoiando nas adversidades. Obrigada por tanto!

A minha grande amiga Mariana, que me acompanha desde o ensino médio, sempre de prontidão para me ajudar, puxar orelha, dar conselhos e incentivar. Obrigada por cada oração e pela amizade sincera!

Aos, colegas de laboratório BIOLAB, pelos momentos de discussões acadêmicas, descontração, resenhas e muitos cafês.

Aos meus irmãos acadêmicos, Gustavo por cada ensinamento, amizade e parceria; Pedro por cada conversa, discussão e contribuição; Jéssica, minha irmã acadêmica que o mestrado trouxe, obrigada pela amizade que se consolida a cada dia, e que nem a defesa separará.

Um agradecimento especial a Sara, que me acolheu e esteve presente em todo esse processo acadêmico e pessoal, pelos seus conselhos, risadas e contribuições, muito obrigada pela amizade!

A pessoa que é considerada patrimônio do BIOLAB, um exemplo a ser seguido, minha gratidão a você Fabíola, pela amizade e por toda ajuda.

Aos novos amigos que BH me deu, Naty e Mikael, com certeza vocês tornaram a estadia na capital mais alegre e aconchegante.

Aos meus amigos de longa data, Marco Túlio e Júlio César, saibam que vocês são exemplos de pessoa e de amigos, sempre apoiando e presentes desde a graduação em minha vida. Obrigada por cada incentivo e ensinamentos.

Aos professores Mauro e Gustavo, por cada conversa e contribuições.

Ao Prof. Dr. Juliano Dal Pupo, por aceitar contribuir para a realização deste trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. André Gustavo, obrigada por toda acolhida, ensinamentos, você é um exemplo de profissional e de ser humano, com sua inteligência, humildade e simplicidade, inspira a todos que o cerca. Sorte a minha tê-lo como orientador.

A CAPES pelo apoio financeiro.

Ao pessoal do LAM, pelo suporte e ajuda em toda a coleta, processamentos e análises dos dados.

Ao Raffi e sua equipe, pelo suporte e ajuda com os sensores inerciais.

Ao Olympico Clube, por disponibilizarem seus atletas e contribuir para que esta pesquisa fosse realizada.

Enfim, gostaria de agradecer a todos que de alguma forma contribuíram da melhor maneira possível para minha formação!

*“Há uma força motriz mais poderosa que o vapor,  
a eletricidade e a energia atômica: a vontade”*

*Albert Einstein*

## RESUMO

O voleibol é um esporte em que a altura do salto é um dos principais critérios de desempenho, saltos são utilizados durante os fundamentos de levantamento, saque, bloqueio e ataque, representando cerca de 60% das ações no jogo. Estudos têm investigado a cinemática do salto no voleibol, por meio da análise 3D e esta tem sido utilizada no treinamento e no monitoramento das ações dos atletas em diferentes modalidades esportivas. Porém, ainda existem algumas limitações do seu uso, como alto custo e baixa portabilidade, o que faz com que essas análises sejam realizadas em ambientes laboratoriais. Tais limitações conduziram recentemente pesquisas utilizando sensores inerciais, estes são portáteis e tem como vantagem a tecnologia *wireless*, que permite a aquisição de dados fora do ambiente laboratorial. No intuito de resolver questões como baixa portabilidade e maior validade ecológica, o objetivo do presente estudo verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial de baixo custo nas medidas cinemáticas angulares de flexão-extensão dos joelhos, em atletas de voleibol durante a realização do salto com contramovimento (SCM) e do salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL). Participaram 9 atletas de voleibol, do sexo masculino, da categoria sub 17. Para a avaliação das medidas de máxima flexão e extensão dos joelhos foram utilizados o SCM e SBDL, e utilizadas 11 câmeras e cinco sensores inerciais. A validade entre os instrumentos pelo procedimento de *Bland-Altman*, a confiabilidade foi calculada pelo coeficiente de correlação intraclassa ( $CCI_{2,1}$ ) e o erro padrão da medida (EPM). Em todas as análises o nível de significância foi de 5%. A validade concorrente dos valores obtidos pelas câmeras e os sensores, foi através do gráfico de dispersão de *Bland-Altman*, em todas as análises o viés não foi significativo pelo *test t* de amostra única. Já os resultados de CCI foram significativos e considerados excelentes (valores  $> 0,75$ ) e pequenos valores do EPM, para todos os saltos. Os resultados mostram que os sensores inerciais são válidos e confiáveis para caracterizar o movimento de flexão-extensão de joelhos no SCM e SBDL, estes sensores mostraram-se um equipamento relativamente barato comparado aos que se encontram disponíveis no mercado, e com um protocolo experimental que é mais viável para a utilização no ambiente da prática esportiva comparado a análise cinemática 3D.

**Palavras-chave:** Validade, Confiabilidade, Sensores inerciais, Voleibol, Saltos verticais.

## ABSTRACT

Volleyball is a sport in which the height of the jump is one of the main performance criteria, jumps are used during the fundamental of lifting, serving, blocking and attacking, representing about 60% of the actions in the game. Studies have investigated the kinematics of jumping in volleyball, through 3D analysis and this has been used in training and monitoring the actions of athletes in different sports. However, there are still some limitations to its use, such as high cost and low portability, which makes these analyzes to be performed in laboratory environments. Such limitations have recently conducted research using inertial sensors, these are portable and have the advantage of wireless technology, which allows the acquisition of data outside the laboratory environment. In order to resolve issues such as low portability and greater ecological validity, the objective of the present study is to verify the concurrent validity and reliability of the low-cost inertial sensor in the knee kinetic flexion-extension measurements in volleyball athletes during the performance of the countermovement jump (SCM) and lateral displacement block jump (SBDL). Nine male volleyball athletes participated in the sub 17 category. For the evaluation of the maximum knee flexion and extension measures, SCM and SBDL were used, and 11 cameras and five inertial sensors were used. The validity between the instruments by the Bland-Altman procedure, the reliability was calculated by the intraclass correlation coefficient (ICC2.1) and the standard error of the measure (EPM). In all analyzes, the level of significance was 5%. The concurrent validity of the values obtained by the cameras and sensors, was through the Bland-Altman dispersion graph, in all analyzes the bias was not significant by the single sample t test. The ICC results were significant and considered excellent (values  $> 0.75$ ) and small EPM values, for all jumps. The results show that inertial sensors are valid and reliable to characterize the knee flexion-extension movement in SCM and SBDL, these sensors prove to be relatively inexpensive equipment compared to those available on the market, and with an experimental protocol that is more viable for use in the sports environment compared to 3D kinematic analysis.

**Keywords:** Validity, Reliability, Inertial Sensors, Volleyball, Vertical jumps.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Delineamento experimental do estudo
- Figura 2 - Baqueta de calibração
- Figura 3 - Visualização do volume de calibração
- Figura 4 - Modelo antropométrico de corpo todo
- Figura 5 - Posicionamento dos sensores inerciais
- Figura 6 - Sequência do salto com contramovimento
- Figura 7 - Sequência do salto de bloqueio com deslocamento lateral
- Figura 8 - Sensores inerciais tri-axiais
- Figura 9 - Modelo das Câmeras
- Figura 10 - Posicionamento das cameras
- Figura 11 - Modelo estático processado
- Figura 12 - Nomes atribuídos a cada ponto
- Figura 13 - Modelo dinâmico processado
- Figura 14 - Ângulo de flexão extensão do joelho extraído do plano sagital
- Figura 15 - Ângulo do joelho direito do SCM
- Figura 16 - Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com contramovimento na máxima flexão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste.
- Figura 17 - Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com contramovimento na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste.
- Figura 18 - Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para a direita na máxima de flexão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste.

Figura 19 - Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para direita na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste

Figura 20 -Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para esquerda na máxima de flexão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste.

Figura 21 - Gráfico Bland-Altman das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para esquerda na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo, no teste e reteste.

## LISTA DE TABELA

- Tabela 1 - Dados descritivos da amostra
- Tabela 2 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis ângulo máximo de flexão no teste e reteste, obtidos pelas câmeras e sensores inerciais.
- Tabela 3 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis ângulo máximo de extensão no teste e reteste, obtidos pelas câmeras e sensores inerciais.
- Tabela 4 - Valores de CCI e sua classificação, o EPM para as médias do  $SCM_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SCM_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).
- Tabela 5 - Valores de CCI e sua classificação, o EPM para as médias do  $SBDLD_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SBDLD_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).
- Tabela 6 - Valores de CCI e sua classificação, o EPM para as médias do  $SBDLE_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SBDLE_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).

## LISTA DE ABREVIATURAS

SCM	- Salto com contramovimento
3D	- Tri-dimensional
CG	- Centro de gravidade
SBDL	- Salto de bloqueio com deslocamento lateral
EMA	- Erro médio absoluto
RMSE	- Raiz quadrada da média
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TALE	- Termo de Assentimento Livre e Esclarecido
COEP	- Comitê de Ética em Pesquisa
CEMECH	- Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos
EEFFTO	- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
QTM	- <i>Qualisys Track Manager</i>
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclasse
EPM	- Erro padrão da medida
EPM (%)	- Erro padrão percentual

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	16
1.1 Objetivo Geral.....	20
1.2 Objetivo Específico .....	20
1.3 Hipóteses .....	20
<b>2 MÉTODOS</b> .....	21
2.1 Aspectos éticos.....	21
2.2 Amostra .....	21
2.3 Procedimentos .....	22
2.3.1 Calibração do sistema 3D .....	24
2.3.2 Coleta de dados .....	25
2.3.3 Salto vertical com contramovimento (SCM) .....	26
2.3.4 Salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL).....	27
2.4 Equipamentos .....	28
2.4.1 Sensor Inercial .....	28
2.4.2 Câmeras .....	29
2.5 Processamento de dados .....	30
2.5.1 Cinemática 3D .....	30
2.5.2 Sensores inerciais .....	33
2.6 Validade e Confiabilidade .....	34
2.7 Análise Estatística .....	34
<b>3 RESULTADOS</b> .....	35
3.1 Confiabilidade.....	36
3.2 Validade câmeras e sensor inercial .....	38
<b>4 DISCUSSÃO</b> .....	43
4.1 Limitações e sugestões de estudos futuros .....	46
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	47
Referências .....	48

Anexos .....	51
Apêndices .....	54

## 1 INTRODUÇÃO

O voleibol é um esporte em que o sucesso depende em grande medida da capacidade atlética dos participantes, e a altura do salto é um dos principais critérios de desempenho na modalidade (GABBETT; GEORGIEFF, 2007). O salto vertical é utilizado durante a execução dos fundamentos de levantamento, saque, bloqueio e ataque, representando cerca de 60% das ações de alta intensidade no jogo, sendo importante para a obtenção de vantagens nas ações ofensivas (ataque) e defensivas (bloqueio), elementos determinantes para conquista dos pontos na partida (RODACK *et al.*, 1997). Papageorgiou e Timmer, (1990) verificaram que são realizados 3561 saltos em uma partida, sendo 49% em ações de bloqueio, 38% ataque, 11% passes e 1% de saque em suspensão. Neste sentido, uma melhor compreensão das variáveis biomecânicas que podem estar relacionadas ao desempenho dos atletas, torna-se necessária.

Wagner *et al.* (2009), investigaram a cinemática do salto de ataque no voleibol, por meio da análise cinemática tri-dimensional (3D), e determinaram a influência dos movimentos das extremidades superior e inferior no salto de ataque no voleibol. Portanto, a análise cinemática 3D pode ser uma ferramenta utilizada no treinamento esportivo e no monitoramento das ações dos atletas em diferentes modalidades esportivas (WANG *et al.*, 2018), como padrão ouro na análise biomecânica do movimento. Entretanto, ainda existem algumas limitações do uso da análise cinemática 3D, como alto custo, baixa portabilidade dos sistemas, e elevado tempo de coleta o que faz com que essas análises sejam realizadas, na maioria das vezes em ambientes laboratoriais (SHAN; MING; RAHMAN, 2015). Outras limitações, são o fato de serem sensíveis à variações de luminosidade, e a dificuldade quando utilizadas com o objetivo de rastreamento automático de jogadores, pois com movimentos rápidos podem haver perdas dos marcadores reflexivos dificultando assim a análise (SHAN; MING; RAHMAN, 2015). Portanto, apesar da análise cinemática 3D ser considerada padrão ouro de avaliação cinemática, tais limitações conduziram para pesquisas envolvendo a análise biomecânica do movimento com a utilização de sensores inerciais (MOREIRA *et al.*, 2017; SHAN; MING; RAHMAN, 2015; WANG *et al.*, 2018). Os sensores inerciais são portáteis e apresentam como vantagem a tecnologia *wireless*, que permite a aquisição de dados do movimento humano fora do ambiente laboratorial e a simplicidade operacional (O'REILLY *et al.*, 2017).

Os sensores inerciais são compostos por acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, que são capazes de adquirir dados relativos ao movimento, como as acelerações nos três eixos de movimento, além das angulações dos segmentos por meio dos

giroscópios. Os acelerômetros são capazes de fornecer medidas de aceleração linear, levando em consideração a aceleração gravitacional. O giroscópio permite medir a orientação dos segmentos corporais no espaço 3D, bem como efetuar medições de velocidade de rotação de um objeto em torno de um centro de rotação. Ou seja, o giroscópio consegue e mensurar a velocidade angular de um determinado objeto, servindo apenas como referência de direção. Os magnetômetros medem o campo magnético, funcionando assim como bússolas. Ao combinar acelerômetros, giroscópios e magnetômetros em uma única unidade pequena, o sensor inercial (também conhecido como unidades de medida inerciais e magnéticas, IMU) tem sido amplamente utilizado em diversas situações no âmbito esportivo e em clínicas de reabilitação (BAVAN *et al.*, 2019).

Recentemente os sensores inerciais têm sido aplicados em diversos estudos na biomecânica do movimento, como na avaliação do desempenho nos saltos verticais (MACDONALD *et al.*, 2017; PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2011) na medição da velocidade de execução dos movimentos na natação (DADASHI *et al.*, 2012). Macdonald *et al.* (2017) validaram a utilização do sensor inercial para mensurar a altura dos saltos verticais em atletas de voleibol. A análise cinemática 3D com oito câmeras (*Motion Analysis, CA, USA*) com frequência de aquisição 240 Hz foi utilizada como padrão ouro. O sensor inercial (VERT; *version 2.0, Mayfonk Inc., Fort Lauderdale, FL, USA*) foi posicionado aproximadamente entre as vértebras L3/L4 das atletas, em conjunto com quatro marcadores reflexivos utilizados para análise de vídeo, sendo que a altura do salto foi identificada pela elevação vertical máxima da pelve. Os saltos foram classificados em máximo (altura máxima que o atleta atinge) e submáximo (saltos abaixo de 15,25cm). Os autores encontraram que a utilização dos sensores em estudos biomecânicos obteve resultados satisfatórios, com diferenças médias estimadas entre 2,5cm e 4,1cm. A validade concorrente do sensor inercial, verificada por meio da correlação de *Pearson* com o padrão ouro, foi para os saltos máximos de  $r=0,88$ , saltos submáximos de  $r=0,89$  e no geral de  $r=0,91$ . Segundo os autores, os sensores inerciais podem ser um poderoso dispositivo na quantificação das demandas dos saltos nos treinamentos e competições. Além disso, dados como esses podem levar a melhorias em algoritmos dos dispositivos, resultando em aumento na precisão.

Em outro estudo realizado por Picerno, Camomilla e Capranica (2011) foi avaliado o desempenho do salto com contramovimento (SCM) por meio da análise cinemática 3D utilizando nove câmeras (*Vicon Motion Systems, Oxford, UK*) e um sensor inercial (*Sensorize,*

Rome, Italy) localizado na vértebra L5, ambos com frequência de aquisição de 100Hz. O objetivo dos autores foi utilizar um sensor inercial para estimar a altura do SCM, tendo como referência valores obtidos pela análise cinemática 3D. Devido a rotação e inclinação do tronco do indivíduo durante o salto, o sensor inercial e seu sistema de coordenadas de referência se movem, sendo assim, os autores utilizaram uma correção no valor de aceleração vertical considerando o valor inicial de flexão do tronco. Essa correção foi realizada por meio de uma matriz de rotação do sistema de referência local para o sistema de referência global. Os resultados mostraram que quando se considera a flexão e extensão do tronco, as alturas dos saltos tiveram uma alta correlação com a análise cinemática 3D ( $r = 0,87$  e  $CCI = 0,83$ ). Os autores concluíram que a estimativa da altura do salto com os sensores inerciais leva a resultados precisos quando as acelerações medidas são corrigidas para as rotações do tronco por meio das informações obtidas pelos giroscópios.

Considerando que os giroscópios presentes nos sensores inerciais podem mensurar os principais movimentos segmentares, apesar de estudos recentes terem verificado a validade e a confiabilidade da tecnologia de sensores inerciais para estimar a altura dos saltos verticais (MACDONALD *et al.*, 2017, PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2011), há uma lacuna na literatura em torno da viabilidade da utilização de um conjunto de sensores inerciais de baixo custo para caracterizar os movimentos angulares como por exemplo, flexão-extensão de joelhos em movimentos envolvendo saltos assim, a escolha do plano sagital se deu por ser o plano em que ocorre maior deslocamento do centro de gravidade (CG) e pela articulação do joelho apresentar a maior amplitude de movimento tanto no salto com contramovimento (SCM) quanto no salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL) que serão investigados no presente estudo. No melhor do nosso conhecimento, o único estudo que investigou a mensuração dos ângulos de flexão/extensão, das articulações do quadril, joelho e tornozelo, porém na marcha, foi o de Picerno, Cereatti e Cappozzo (2008). Os autores utilizaram quatro sensores inerciais MARGs (MTx, Xsens Motion Technologies, Enschede, The Netherlands) posicionados no sacro, na região latero-distal da coxa, na faceta medial da tíbia, e lateralmente para os ossos do tarso para obtenção dos ângulos de flexão-extensão, adução-abdução e rotação. As medidas foram comparadas com as obtidas pelo sistema de análise cinemática 3D (padrão ouro) composto por 9 câmeras (Vicon Mx, Oxford Metrics, UK), ambos com frequência de aquisição de 120Hz. Nas medidas dos ângulos de flexão-extensão de todas as articulações os valores dados pelos sensores e as câmeras obtiveram erro médio absoluto (Mean Absolute Error) foi  $< 3^\circ$ , raiz quadrada da média (Root Mean Square Error) foi  $< 1,9^\circ$ , a amplitude de

movimento variou de 2,5% a 4,8%, a amplitude de movimento das medidas de adução-abdução e rotação variaram de 13% a 41,8%. Apesar da grande variação das medidas no plano frontal e transversal, os sensores inerciais estimaram com menor variação da medida os ângulos de flexão-extensão das articulações dos membros inferiores, permitindo assim sua utilização nas análises do movimento humano ao ar livre.

No que diz respeito aos estudos que verificaram a validade e a confiabilidade da tecnologia de sensores inerciais para estimar a altura dos saltos verticais (MACDONALD *et al.*, 2017, PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2011), duas limitações podem ser apontadas. A primeira se deve ao fato de que os estudos prévios utilizaram o sistema *Xsens Technologies B.V.* (Enschede, The Netherland), modelo que apresenta um custo médio de \$1.000,00 (mil dólares) por unidade, o que leva a mesma limitação de alto custo reportada anteriormente para análise cinemática 3D. Neste sentido, o presente estudo pretende utilizar um conjunto de sensores inerciais de baixo custo, valor médio por unidade de R\$ 600,00 (seiscentos reais) desenvolvidos na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) para verificar os padrões cinemáticos angulares em saltos padronizados e específicos da modalidade vôlei. Essa modalidade foi escolhida, devido ao fato do grande número de saltos realizados pelos atletas cerca de 170 a 190 saltos por set (KOLLATH, 1996). A segunda limitação é que, no melhor do nosso conhecimento, nenhum estudo prévio utilizou um conjunto de sensores inerciais de baixo custo para verificar a cinemática angular do salto vertical padronizado (SCM) e dos saltos específicos da modalidade vôlei, como por exemplo o salto de bloqueio, aumentando assim sua validade ecológica. Com isso, investigar a validade e confiabilidade de um sistema de baixo custo e portátil na cinemática de alguns saltos do vôlei (*e.g.* salto de bloqueio com deslocamento lateral) é um primeiro passo para se compreender a real eficácia da utilização destes sensores na prática esportiva.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial de baixo custo para a avaliação de medidas cinemáticas angulares.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial de baixo custo no movimento flexão-extensão dos joelhos, em atletas de voleibol durante a realização do salto com contramovimento.

Verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial de baixo custo no movimento flexão-extensão dos joelhos, em atletas de voleibol durante a realização do salto de bloqueio com deslocamento lateral.

## 1.3 HIPÓTESES

H1: O sensor inercial será válido e confiável para a avaliação das medidas cinemáticas angulares.

H2: O sensor inercial será válido para a identificação do ângulo de flexão-extensão dos joelhos em atletas de voleibol, durante a realização do salto com contramovimento.

H3: O sensor inercial será válido para a identificação do ângulo de flexão-extensão dos joelhos em atletas de voleibol, durante a realização do salto de bloqueio com deslocamento lateral.

## 2 MÉTODOS

### 2.1 ASPECTOS ÉTICOS

Este estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (2012) envolvendo pesquisas com seres humanos (RES 466/12). Antes de iniciarem a participação na pesquisa, os voluntários e seus responsáveis receberam todas as informações necessárias para o esclarecimento dos objetivos e processos metodológicos do projeto, posteriormente os pais e/ou responsáveis assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) e os voluntários por serem menores de idade o termo de assentimento livre e esclarecido (TALE).

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (COEP-UFMG) sob o número de parecer CAAE: 86429718.3.0000.5149 (Anexo 1).

### 2.2 AMOSTRA

A amostra do presente estudo foi por conveniência, inicialmente composta por 14 atletas, porém houve perdas amostrais devido a problemas nos dados coletados, sendo assim finalizou o estudo com nove atletas de voleibol do sexo masculino, da categoria sub-17, de um clube da cidade de Belo Horizonte. Treinavam com bola cinco vezes por semana sendo duas horas por dia, treino físico cinco vezes por semana uma hora por dia, preventivo com fisioterapeuta duas vezes por semana e acompanhamento com psicóloga uma vez por semana. A tabela 1 apresenta os dados descritivos da amostra do presente estudo.

**Tabela 1:** Dados descritivos (N=9) da amostra em média ( $\pm$  desvio padrão)

Variável	Média	Desvio padrão
Idade (anos)	16,22	$\pm 0,66$
Massa corporal (Kg)	71,06	$\pm 9,38$
Estatura (m)	1,86	$\pm 0,07$
Tempo de prática (anos)	3,44	$\pm 1,33$

Fonte: Elaboração própria

Para participar do presente estudo os voluntários atenderam aos seguintes critérios de inclusão:

- 1 - Ter no mínimo 12 meses de experiência em um processo de treinamento sistematizado na modalidade voleibol;
- 2 - Ser capaz de realizar os movimentos necessários para os protocolos de avaliação;
- 3 - Não estar em processo de reabilitação de qualquer tipo de lesão de membros inferiores, pelve e coluna vertebral;

Os critérios de exclusão adotados pelo presente estudo foram:

- 1 - Não ser capaz de realizar os procedimentos propostos pelo estudo;
- 2 - O atleta sofrer alguma lesão ou alguma enfermidade que possa influenciar a realização dos testes no período de coleta.

### 2.3 PROCEDIMENTOS

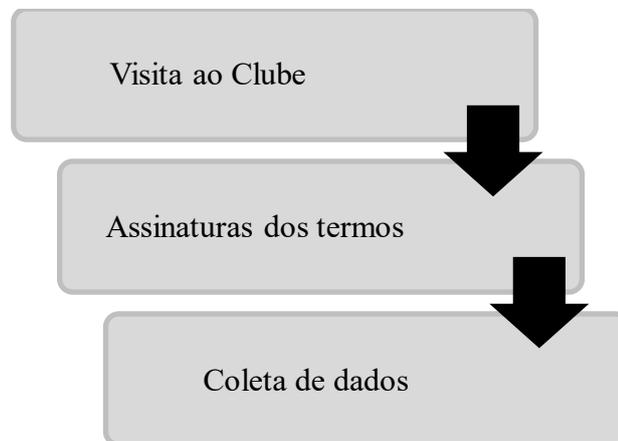
Primeiramente foi realizada uma conversa com o preparador físico do clube para saber se haveria interesse em participar da pesquisa e ceder seus jogadores. Após a demonstração de interesse, foi enviado a coordenação de esportes uma carta de anuência, e esta concedeu o desenvolvimento da pesquisa com seus jogadores. Os objetivos e procedimentos do estudo foram explicados em uma reunião com os jogadores e treinadores antes da realização das coletas de dados, e somente após terem dado o consentimento verbal de participação no estudo, foi entregue um termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 1), para o consentimento por escrito dos pais e/ou responsáveis e além disso, foi entregue o termo de assentimento livre e esclarecido (TALE) (APÊNDICE 2), por serem menores de idade, e esses foram orientados que poderiam deixar de participar da pesquisa sem nenhum prejuízo ou constrangimento.

A coleta de dados foi realizada em uma única sessão, sendo um voluntário por encontro de acordo com a sua disponibilidade. Os atletas compareceram ao Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos (CEMECH) localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

No primeiro momento, foi destinado a apresentação do laboratório ao voluntário e explicação dos procedimentos da coleta de dados. Considerando que a amostra do estudo são atletas de voleibol, e que na modalidade os saltos verticais estão presentes em diversas ações durante a partida e nos treinamentos, os voluntários tinham experiências na realização do salto com contramovimento (SCM) e do salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL), sendo assim, foi realizado somente alguns saltos para familiarizar com o ambiente de coleta.

No segundo momento, após a familiarização com os saltos, foram colocados os marcadores reflexivos no voluntário para a análise cinemática 3D, de acordo com o modelo denominado Modelo de Corpo Todo devido a junção de modelos já validados, e logo em seguida posicionado os sensores inerciais. No terceiro momento, foi realizada a coleta de dados contendo três tentativas do SCM e 6 tentativas do SBDL, sendo três para o lado esquerdo e três para o lado direito. Após o término desta etapa, com o objetivo de realizar um procedimento de reteste, o voluntário fez uma pausa de aproximadamente de 15 minutos e realizou novamente todos os saltos realizados no terceiro momento.

**Figura 1:** Delineamento experimental do estudo



Fonte: Elaboração própria

No momento da visita do pesquisador ao clube, cada voluntário recebeu os esclarecimentos sobre os procedimentos a serem realizados no estudo e somente após concordarem em participar, foi entregue o TCLE para que seus pais e/ou responsáveis lessem e assinassem, e o TALE para os próprios voluntários dessem seu assentimento.

Após a leitura e assinatura dos termos foram marcados os dias para a realização da coleta de dados conforme a disponibilidade de cada voluntário. Posteriormente no segundo encontro, antes do início de cada coleta, foram recolhidas as informações dos voluntários acerca da dominância dos membros superiores e inferiores, comprimento dos membros inferiores utilizando uma fita métrica, massa corporal (Kg), estatura do voluntário (m), utilizando-se para isto uma balança com um estadiômetro acoplado. A balança utilizada tem uma precisão de 0,1kg e o estadiômetro de 0,05m (Filizola® PL 200). Em seguida, foi feita uma apresentação do ambiente de coleta para o voluntário juntamente com as tarefas a serem realizadas.

### 2.3.1 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA 3D

O sistema foi calibrado no início de cada dia de coleta ou a cada vez que se posicionasse (ou reposicionasse) as câmeras, caso alguma câmera fosse deslocada a calibração deveria ser feita novamente. Apesar de fixas, por padronização, sempre antes das coletas do dia de cada projeto, foi feita uma calibração do sistema para minimizar os erros.

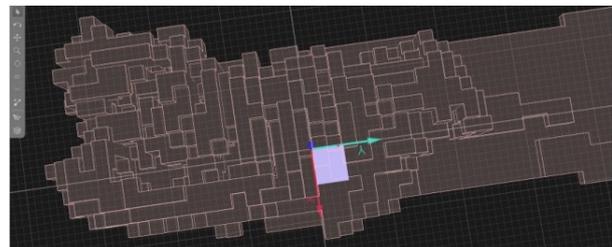
A calibração foi feita através de uma baqueta (figura 2) movendo-a de forma lenta em todo o espaço de coleta (figura 3) com movimentos rotacionais e de cima para baixo, ou seja, buscando “preencher” todo o espaço (volume) onde a coleta ocorrerá. Durante todo o tempo de calibração, tomando sempre cuidado para não permanecer muito tempo em frente a uma câmera bloqueando sua visão, pois isso pode gerar um erro visto na conferência. Geralmente as câmeras com maior erro possivelmente são as câmeras que o avaliador permaneceu por muito tempo entre ela e a baqueta, caso isso acontecesse, o procedimento de calibração era repetido.

**Figura 2:** Baqueta de calibração



Fonte: Elaboração própria

**Figura 3:** Espaço de coleta

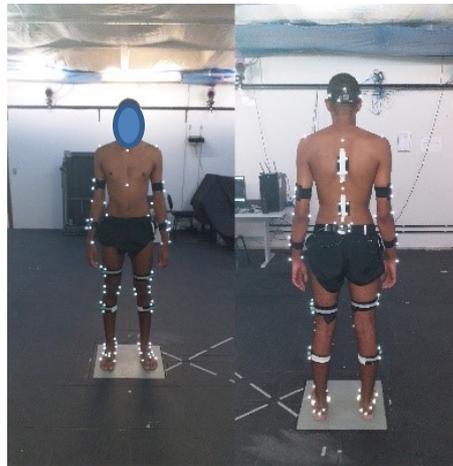


Fonte: Elaboração própria

### 2.3.2 COLETA DE DADOS

Após este procedimento, para a aquisição dos dados, foram posicionados os marcadores reflexivos para a construção do modelo 3D em pontos anatômicos, e *clusters* de rastreamento em todo o corpo do indivíduo. O modelo 3D, denominado Modelo de Corpo Todo, foi constituído de modelos já validados: Pé multissegmentado (LEARDINI *et al.*, 2007), Perna (ISB), Coxa (ISB), CODA Pelvis (ISB), Tronco (WU *et al.*, 2005), Ombro, Antebraço e Braço (ISB), Cabeça– Golem/Vicon (Figura 4).

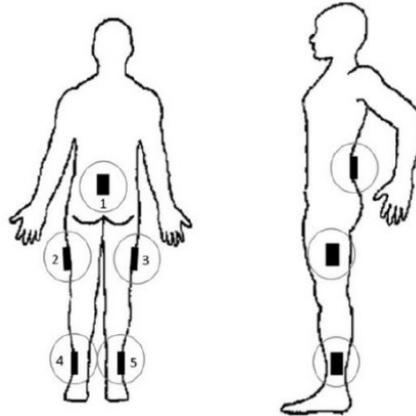
**Figura 4:** Modelo antropométrico de corpo todo vista anterior e posterior, com os marcadores reflexivos e *clusters* de rastreamento



Fonte: Elaboração própria

Logo após o posicionamento dos marcadores, os sensores inerciais foram fixados em cinco locais sendo estes: pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda (figura 5).

**Figura 5:** Posicionamento dos sensores inerciais



Fonte: O'Reilly *et al*, 2011

### 2.3.3 SALTO VERTICAL COM CONTRAMOVIMENTO (SCM)

O movimento avaliado foi o SCM, cada voluntário realizou três tentativas válidas no teste e no reteste. Antes de cada tentativa o voluntário realizava um saltito, para que a *posteriori* fosse feita a sincronização dos sistemas de câmeras e sensores. Na execução desse movimento os voluntários realizaram um salto partindo de uma posição estática, então deveriam realizar um contramovimento (agachamento - fase descendente) seguida do salto propriamente dita (fase ascendente) (Figura 6). Foi orientado aos voluntários que mantivessem os joelhos estendidos e pés em flexão plantar durante a fase de voo e que as mãos permanecessem fixas no quadril, pois a oscilação dos membros superiores pode interferir nos resultados do salto.

**Figura 6:** Sequência do SCM



Fonte: Elaboração própria

Foram invalidadas as tentativas em que os voluntários realizaram qualquer um dos itens citados:

- 1 - Não realizar o saltito antes do início do salto;
- 2 - Tirar a mão da cintura em qualquer momento da realização do salto;
- 3 - Flexionar os joelhos durante a fase de voo do salto;
- 4 - Não aterrissar primeiramente com a ponta dos pés.

#### 2.3.4 SALTO DE BLOQUEIO COM DESLOCAMENTO LATERAL (SBDL)

O SBDL foi realizado para a avaliação dos MMII, em parâmetros cinemáticos, sendo que cada voluntário realizou três tentativas válidas deslocando para o lado esquerdo e três deslocando para o lado direito no teste e no reteste.

Antes de cada tentativa o voluntário realizava um saltito, para que *a posteriori* fosse feita a sincronização dos sistemas de câmeras e sensores. Na execução desse movimento os voluntários realizaram um passo lateral executado de maneira rápida e coordenada, com o auxílio dos membros superiores.

Foi orientado que antes do início do movimento eles se ficassem na posição de expectativa (de pé com os joelhos semiflexionados e com as mãos a frente do corpo), ao comando do avaliador iniciava-se a preparação do salto de bloqueio com um movimento de

flexão de quadril, joelhos e tornozelos, seguido do salto e elevação dos braços (simulando como se estivesse que ultrapassar por cima da rede), finalizando com retorno ao solo (Figura 7).

**Figura 7:** Sequência do salto de bloqueio com deslocamento lateral



Fonte: Elaboração própria

Foram invalidadas as tentativas em que os voluntários realizaram qualquer um dos itens citados:

- 1 – Não realizar o saltito antes do início do salto;
- 2 - Fazer o movimento de pêndulo com os braços antes de realizar a fase de voo;
- 3 - Flexionar os joelhos durante a fase de voo do salto;

## 2.4 EQUIPAMENTOS

### 2.4.1 SENSOR INERCIAL

Foram utilizados cinco sensores inerciais tri-axiais compostos por acelerômetro, giroscópio e magnetômetro (*MPU6050, Iven Sense*) (Figura 8) com frequência de amostragem 100Hz, previamente calibrado e fixado em cinco lugares: (1) processo espinhoso da L5, (2 e 3) ponto médio de ambos os fêmures na superfície lateral (determinado como meio caminho entre o trocânter maior e côndilo femoral lateral), (4 e 5) em ambas as pernas, 2 cm acima do maléolo lateral (Figura 3). Os três planos ortogonais do sensor (vertical, anteroposterior e mediolateral) foram determinados com o voluntário em posição ortostática, sendo que todos os sensores estavam sincronizados. Para que ocorresse a sincronização dos dados dos sensores e do sistema

cinemática 3D, antes de cada salto o voluntário era orientado a realizar um saltito, este procedimento auxilia o avaliador no momento da análise dos dados, para identificar onde estava iniciando os saltos pelo sensor.

**Figura 8:** Sensores inerciais tri-axiais



Fonte: Elaboração própria

#### 2.4.2 CÂMERAS

Para análise cinemática 3D foi utilizado o sistema *Qualisys Motion Capture System*, integrado/sincronizado de alta frequência de aquisição composto por 11 câmeras, da marca *Qualisys Pro-Reflex MCU240 (QTM)* (QUALISYS MEDICAL AB (r), 411 12 Gothenburg, Suécia) com frequência de amostragem 100Hz (Figura 9). As câmeras estavam posicionadas ao redor do volume de captura do movimento (Figura 10), esse posicionamento foi adotado para que durante todo o procedimento os marcadores reflexivos, da análise cinemática, estivessem visíveis por pelo menos duas câmeras. Para o processamento dos dados foi utilizado o *software Qualisys Track Manager*.

**Figura 9:** Modelo das Câmeras

Fonte: Elaboração própria

**Figura 10:** Posicionamento das câmeras

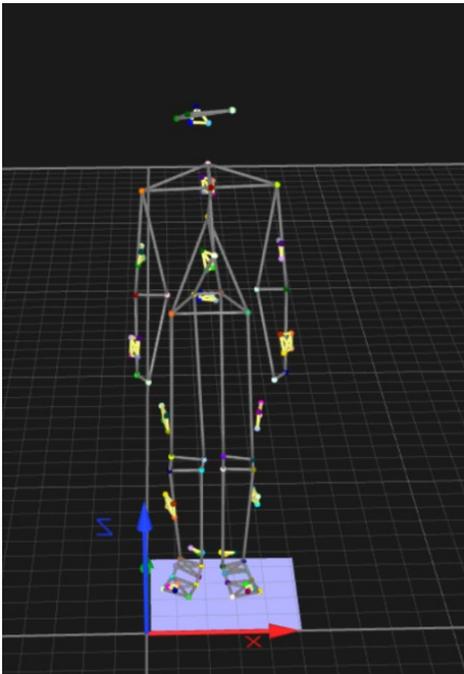
Fonte: Elaboração própria

## 2.5 PROCESSAMENTO DE DADOS

### 2.5.1 CINEMÁTICA 3D

Após cada coleta finalizada, os dados foram exportados para a realização do processamento e identificação dos pontos em toda a coleta. Fixados os marcadores reflexivos, sempre antes do início dos procedimentos experimentais (realização dos saltos), foi registrada uma imagem estática dos voluntários para que o modelo antropométrico estático fosse determinado. Durante a coleta, foram registrados, em infravermelho, todos os marcadores fixados no corpo dos voluntários, no processamento realizado no *software Qualisys Track Manager (QTM)* foram atribuídos “nomes” a cada um dos pontos referentes a anatomia, para que o conjunto de marcadores sejam reconhecidos e formados os diversos segmentos e articulações pertinentes ao estudo. Foram realizados dois tipos de coleta: (1) estática sem tênis (Figura 11); (2) saltos verticais (SCM e SBDL) com tênis (Figura 13).

**Figura 11:** Modelo estático processado



Fonte: Elaboração própria

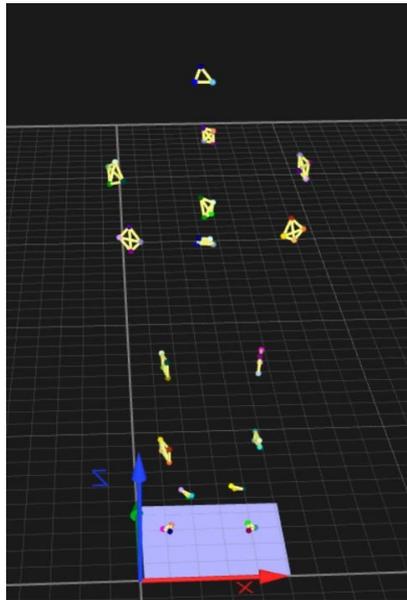
**Figura 12:** Nomes atribuídos a cada ponto

Trajectory	Fill Level	Range	Type	X
RFFT.1	100.0%	1 - 500	Measured	1
RMAN.0	100.0%	1 - 500	Measured	1
RLAN.0	100.0%	1 - 500	Measured	1
RACR.0	100.0%	1 - 500	Measured	9
RRFT.2	100.0%	1 - 500	Measured	1
RFFT.2	100.0%	1 - 500	Measured	5
RRFT.1	98.2%	1 - 500	Measured	1
RSHK.2	100.0%	1 - 500	Measured	7
RSHK.1	100.0%	1 - 500	Measured	9
RSHK.0	100.0%	1 - 500	Measured	9
RLKN.0	100.0%	1 - 500	Measured	8
RTHI.2	100.0%	1 - 500	Measured	6
LACR.0	100.0%	1 - 500	Measured	4
RTHI.1	100.0%	1 - 500	Measured	7
RTHI.0	100.0%	1 - 500	Measured	7
RFAR.3	100.0%	1 - 500	Measured	-3
RFAR.2	100.0%	1 - 500	Measured	-3
RFAR.1	100.0%	1 - 500	Measured	-6
RFAR.0	100.0%	1 - 500	Measured	-6
LFAR.3	100.0%	1 - 500	Measured	4
RMKN.0	100.0%	1 - 500	Measured	1
LFAR.2	100.0%	1 - 500	Measured	4
LFAR.1	100.0%	1 - 500	Measured	4
LFAR.0	100.0%	1 - 500	Measured	4
LFFT.2	100.0%	1 - 500	Measured	3
LFFT.1	100.0%	1 - 500	Measured	2

Fonte: Elaboração própria

No processamento dos dados coletados durante os saltos todos os pontos foram identificados (Figura 12) e foi aplicado o modelo dinâmico. Neste modelo o voluntário utilizava tênis de pisada neutra, adaptado para colocar os clusters de antepé e retropé, os marcadores reflexivos anatômicos foram retirados e permaneceram os clusters de rastreamentos.

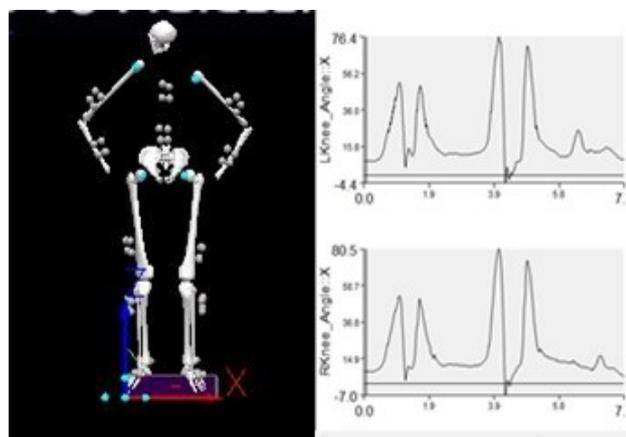
**Figura 13:** Modelo dinâmico processado



Fonte: Elaboração própria

Terminado o processamento dos dados, os arquivos de cada voluntário foram exportados em formato “.c3D” para posterior análise. A análise dos dados foi realizada no programa *Visual 3D* (V5, *C-Motion, Research Biomechanics*, EUA). Os valores dos ângulos de flexão-extensão do joelho foram extraídos utilizando uma rotina desenvolvida no programa *Visual 3D* (Figura 14). Os dados foram inicialmente tratados com um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem, a uma frequência de corte de 10 Hz (KOBAYASHI *et al.*, 2013).

**Figura 14:** Ângulo de flexão-extensão do joelho direito e esquerdo extraído do plano sagital



Fonte: Elaboração própria

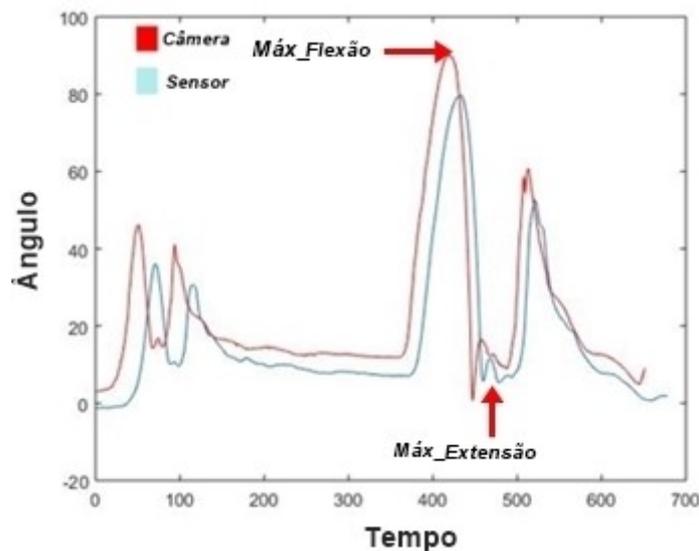
### 2.5.2 SENSORES INERCIAIS

Durante a coleta de dados, os sensores inerciais estavam conectados via *wifi* com um aplicativo de celular denominado *PhysioCode Research* onde os dados eram salvos e posteriormente, estes poderiam ser exportados em arquivo XLS (Excel). Eram coletados os dados de aceleração, velocidade angular, da pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda. Para encontrar o ângulo do quadril direito e esquerdo o aplicativo realiza um cálculo através da relação entre pelve e coxa, bem como do joelho direito e esquerdo uma relação entre coxa e perna.

Os dados brutos eram coletados e posteriormente foi realizado o *offset* para corrigir o erro de posicionamento do sensor no indivíduo, que ainda não está embutido no aplicativo. O *offset* foi realizado manualmente tirando-se a média das 500 primeiras linhas de cada coluna, o valor encontrado era então subtraído de toda a coluna correspondente dos dados das coletas.

Após todos os dados processados, foram extraídos os valores máximos de flexão e extensão do ângulo dos joelhos no plano sagital, coletados pelas câmeras e sensores através de uma rotina no programa *MATLAB 2017<sup>a</sup>* (MathWorks, USA) (Figura 15).

**Figura 15:** Ângulo do joelho direito no SCM



Fonte: Elaboração própria

## 2.6 VALIDADE E CONFIABILIDADE

Com o intuito de obter parâmetros sobre os sensores inerciais, e confirmar a possibilidade de sua utilização, é preciso que sejam verificadas a validade, e a confiabilidade do sistema. De acordo com Thomas *et al.* (2005), uma ferramenta válida é aquela que mede realmente o que se propõe a medir, enquanto a confiabilidade se refere à consistência ou repetibilidade de uma medida (DE PAULA *et al.*, 2011). Existem diversos tipos de validade, nesse estudo será evidenciada a ecológica, pois nela se verifica se os métodos analisados se aproximam ao máximo do mundo real (BREWER, 2000).

## 2.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva dos dados da cinemática nos saltos SCM e SBDL. Em seguida, foi verificada a confiabilidade da medida cinemática do ângulo de flexão-extensão obtida pelo sensor inercial calculada pelo coeficiente de correlação intraclasse (CCI<sub>(2,1)</sub>), o erro padrão da medida (EPM) e o EPM percentual (EPM%) (WEIR, 2005). A escolha do CCI<sub>(2,1)</sub> foi devido ao fato dele levar em consideração a presença dos erros sistemático e aleatório (WEIR, 2005), o CCI<sub>(2,1)</sub> foi classificado como fraco (<0,4), moderado (0,4-0,59), bom (0,6-0,74) e excelente (0,75-1). Após a verificação da confiabilidade, a validade concorrente entre os instrumentos câmeras e sensor, foi através do procedimento de Bland-Altman (BLAND, ALTMAN, 1986) para as duas variáveis: a) ângulo de flexão e extensão nos SCM e SBDL.

As análises foram realizadas no pacote estatístico SPSS versão 20.0 (Chicago, IL) e a validade no programa *Medcalc* versão 19.1 (Ostend, Belgium). Em todas as análises o nível de significância adotado foi de 5%.

### 3 RESULTADOS

As tabelas 2 e 3 mostram a análise descritiva dos dados da cinemática nos saltos SCM e SBDL.

**Tabela 2:** Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis ângulo máximo de flexão no teste e reteste, obtidos pelas câmeras e sensores inerciais (n=27).

Variável	Teste/CAM	Reteste/CAM	Teste/SENSOR	Reteste/SENSOR
Ângulo Máx_Flexão SCM_D (grau)	83,05 $\pm$ 7,89	79,40 $\pm$ 10,57	86,74 $\pm$ 7,93	87,61 $\pm$ 11,31
Ângulo Máx_Flexão SCM_E (grau)	83,81 $\pm$ 7,79	85,75 $\pm$ 10,88	86,72 $\pm$ 7,80	88,36 $\pm$ 11,91
Ângulo Máx_Flexão SBDLD_D (grau)	85,56 $\pm$ 8,19	85,61 $\pm$ 21,46	85,23 $\pm$ 7,97	89,09 $\pm$ 9,54
Ângulo Máx_Flexão SBDLD_E (grau)	92,26 $\pm$ 12,49	92,14 $\pm$ 25,02	92,57 $\pm$ 7,91	97,09 $\pm$ 7,91
Ângulo Máx_Flexão SBDLE_D (grau)	95,18 $\pm$ 15,15	92,25 $\pm$ 19,53	93,78 $\pm$ 9,90	93,98 $\pm$ 7,78
Ângulo Máx_Flexão SBDLE_E (grau)	89,62 $\pm$ 18,88	89,64 $\pm$ 20,31	85,90 $\pm$ 8,93	87,12 $\pm$ 9,82

Legenda: SCM\_D = Salto com contramovimento membro direito; SCM\_E = Salto com contramovimento membro esquerdo; SBDLD\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro direito; SBDLD\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro esquerdo; SBDLE\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro direito; SBDLE\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro esquerdo; CAM = Câmeras.

**Tabela 3:** Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis ângulo máximo de extensão dos joelhos no teste e reteste, obtidos pelas câmeras e sensores inerciais (n=27).

Variável	Teste/CAM	Reteste/CAM	Teste/SENSOR	Reteste/SENSOR
Ângulo Máx_Extensão SCM_D (grau)	78,85 $\pm$ 8,46	75,29 $\pm$ 11,37	82,78 $\pm$ 7,40	83,98 $\pm$ 11,73
Ângulo Máx_Extensão SCM_E (grau)	80,12 $\pm$ 8,00	81,43 $\pm$ 10,10	82,11 $\pm$ 6,93	84,33 $\pm$ 10,63
Ângulo Máx_Extensão SBDLD_D (grau)	79,52 $\pm$ 8,51	76,98 $\pm$ 20,46	81,97 $\pm$ 8,91	84,87 $\pm$ 11,1
Ângulo Máx_Extensão SBDLD_E (grau)	88,38 $\pm$ 11,87	80,83 $\pm$ 31,31	89,26 $\pm$ 8,01	93,00 $\pm$ 9,56
Ângulo Máx_Extensão SBDLE_D (grau)	86,52 $\pm$ 15,19	78,17 $\pm$ 24,24	91,12 $\pm$ 9,12	89,38 $\pm$ 8,49
Ângulo Máx_Extensão SBDLE_E (grau)	81,25 $\pm$ 15,89	74,65 $\pm$ 21,59	83,29 $\pm$ 9,21	82,95 $\pm$ 11,27

Legenda: SCM\_D = Salto com contramovimento membro direito; SCM\_E = Salto com contramovimento membro esquerdo; SBDLD\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro direito; SBDLD\_E = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro esquerdo; SBDLE\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro direito; SBDLE\_E = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro esquerdo; CAM = Câmeras.

### 3.1 CONFIABILIDADE

A confiabilidade mensurada pelo coeficiente de correlação intraclassa ( $CCI_{2,1}$ ), o erro padrão da medida (EPM) e o EPM (%) consideraram os valores médios no teste e no reteste, obtidos nas três tentativas do salto com contramovimento (SCM) e no salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL).

Todos os resultados apresentaram valores de CCI significativos e considerados excelentes (valores  $> 0,75$ ) e valores pequenos do EPM ( $< 5\%$ ).

A tabela 4 mostra os valores de  $CCI_{2,1}$  na máxima flexão e extensão do joelho direito e esquerdo no SCM.

**Tabela 4:** Valores de  $CCI_{2,1}$  e sua classificação, o EPM e o EPM (%) para as médias do  $SCM_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SCM_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).

Saltos	$CCI_{2,1}$	Classificação	Valor de p	EPM (°)	EPM (%)
$SCM_{FLEX\_MÁX(D)}$	0,853*	Excelente	0,009	5,06°	6%
$SCM_{EXT\_MÁX(D)}$	0,941*	Excelente	0,001	1,51°	2%
$SCM_{FLEX\_MÁX(E)}$	0,848*	Excelente	0,008	4,98°	5%
$SCM_{EXT\_MÁX(E)}$	0,948*	Excelente	0,001	1,58°	2%

Legenda: CCI = Coeficiente de correlação intraclasse;  $SCM_{flex\_máx}$  = Salto com contramovimento máxima flexão;  $SCM_{ext\_máx}$  = Salto com contramovimento máxima extensão; EPM = Erro padrão da medida; EPM (%) = Erro padrão percentual; (\*) = significância estatística para os valores de CCI ( $p < 0,05$ ); Classificação CCI = fraco (<0,4), moderado (0,4-0,59), bom (0,6-0,74) e excelente (0,75-1).

A tabela 5 mostra os valores de  $CCI_{2,1}$  na máxima de flexão e extensão joelho direito e esquerdo no SBDL para a direita.

**Tabela 5:** Valores de  $CCI_{2,1}$  e sua classificação, o EPM e o EPM (%) para as médias do  $SBDLD_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SBDLD_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).

Saltos	$CCI_{2,1}$	Classificação	Valor de p	EPM (°)	EPM (%)
$SBDLD_{FLEX\_MÁX(D)}$	0,788*	Excelente	0,014	4,63°	5%
$SBDLD_{EXT\_MÁX(D)}$	0,911*	Excelente	0,001	1,77°	2%
$SBDLD_{FLEX\_MÁX(E)}$	0,809*	Excelente	0,010	4,41°	5%
$SBDLD_{EXT\_MÁX(E)}$	0,760*	Excelente	0,035	5,81°	6%

Legenda: CCI = Coeficiente de correlação intraclasse;  $SBDLD_{flex\_máx}$  = Salto com deslocamento lateral para a direita na máxima flexão;  $SBDLD_{ext\_máx}$  = Salto com deslocamento lateral para a direita na máxima extensão; EPM = Erro padrão da medida; EPM (%) = Erro padrão percentual; (\*) = significância estatística para os valores de CCI ( $p < 0,05$ ); Classificação CCI = fraco (<0,4), moderado (0,4-0,59), bom (0,6-0,74) e excelente (0,75-1).

A tabela 6 mostra os valores de  $CCI_{2,1}$  na máxima de flexão e extensão do joelho direito e esquerdo, no SBDL para a esquerda.

**Tabela 6:** Valores de  $CCI_{2,1}$  e sua classificação, o EPM e o EPM (%) para as médias do  $SBDLE_{FLEX\_MÁX}$ ,  $SBDLE_{EXT\_MÁX}$  do membro direito e esquerdo (teste e reteste).

Saltos	$CCI_{2,1}$	Classificação	Valor de p	EPM (°)	EPM (%)
$SBDLE_{FLEX\_MÁX(D)}$	0,883*	Excelente	0,004	3,94°	4%
$SBDLE_{EXT\_MÁX(D)}$	0,851*	Excelente	0,007	2,32°	3%
$SBDLE_{FLEX\_MÁX(E)}$	0,886*	Excelente	0,004	4,43°	5%
$SBDLE_{EXT\_MÁX(E)}$	0,829*	Excelente	0,014	2,36°	3%

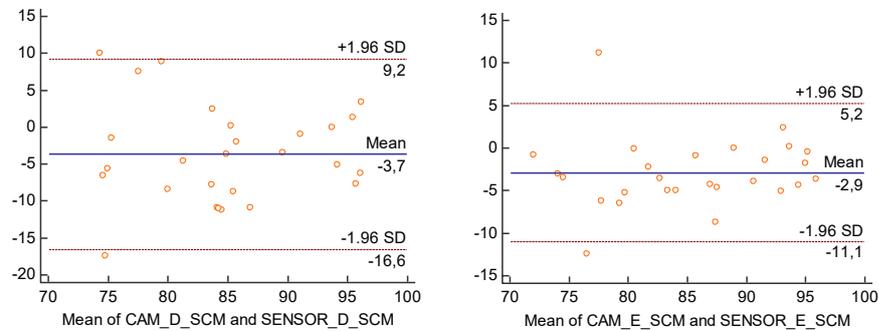
Legenda: CCI = Coeficiente de correlação intraclassa;  $SBDLE_{flex\_máx}$  = Salto com deslocamento lateral para a esquerda na máxima flexão;  $SBDLE_{ext\_máx}$  = Salto com deslocamento lateral para a esquerda na máxima extensão; EPM = Erro padrão da medida; EPM (%) = Erro padrão percentual; (\*) = significância estatística para os valores de CCI ( $p < 0,05$ ); Classificação CCI = fraco (<0,4), moderado (0,4-0,59), bom (0,6-0,74) e excelente (0,75-1).

### 3.2 VALIDADE CÂMERAS E SENSOR INERCIAL

A validade dos valores obtidos pelas câmeras e os sensores foi verificada através do gráfico de dispersão de Bland-Altman. Este método quantifica a concordância entre os dois procedimentos. Em todas as análises de validade concorrente o viés não foi significativo pelo teste t de amostra única.

A figura 16 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de flexão dos joelhos direito e esquerdo no salto com contramovimento obtidos pelas câmeras e sensores inerciais (viés: -3,7°; IC95%: -6,30 a -1,08) para o joelho direito, e (viés: -2,9°; IC95%: -4,56 a 1,27) para o joelho esquerdo.

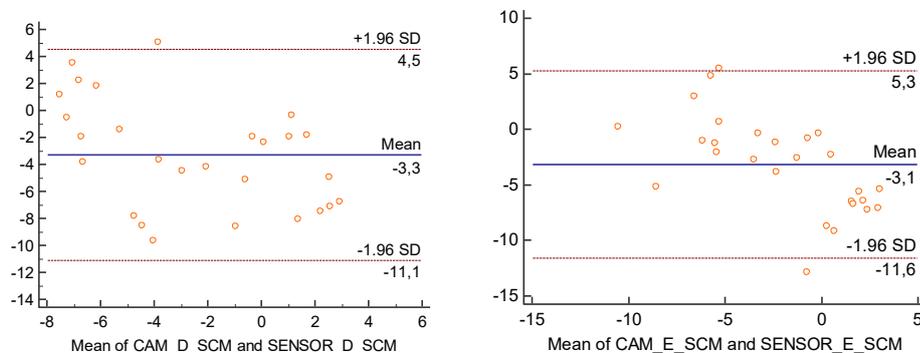
**Figura 16:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais no salto com contramovimento na máxima flexão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SCM\_D = Salto com contramovimento membro direito; SCM\_E = Salto com contramovimento membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

A figura 17 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de extensão dos joelhos direito e esquerdo no salto com contramovimento obtidas pelos sensores inerciais e as câmeras (viés:  $-3,3^0$ ; IC95%:  $-4,85$  a  $-1,69$ ) para o joelho direito, e (viés:  $-3,14^0$ ; IC95%:  $-4,84$  a  $-1,44$ ) para o joelho esquerdo.

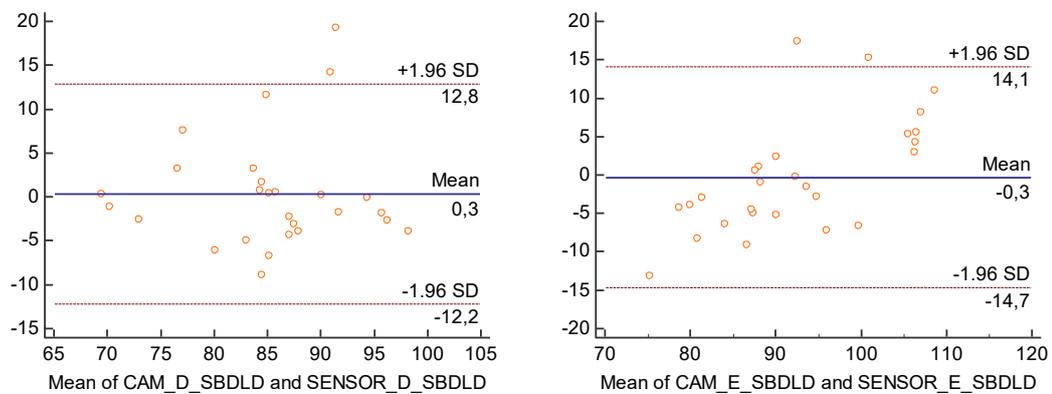
**Figura 17:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais nos saltos com contramovimento na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SCM\_D = Salto com contramovimento membro direito; SCM\_E = Salto com contramovimento membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

A figura 18 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de flexão dos joelhos direito e esquerdo no salto com deslocamento lateral para direita obtidas pelos sensores inerciais e as câmeras (viés:  $0,33^0$ ; IC95%: -2,10 a 2,85) para o joelho direito, e (viés:  $-0,31^0$ ; IC95%: -3,21 a 2,58) para o joelho esquerdo.

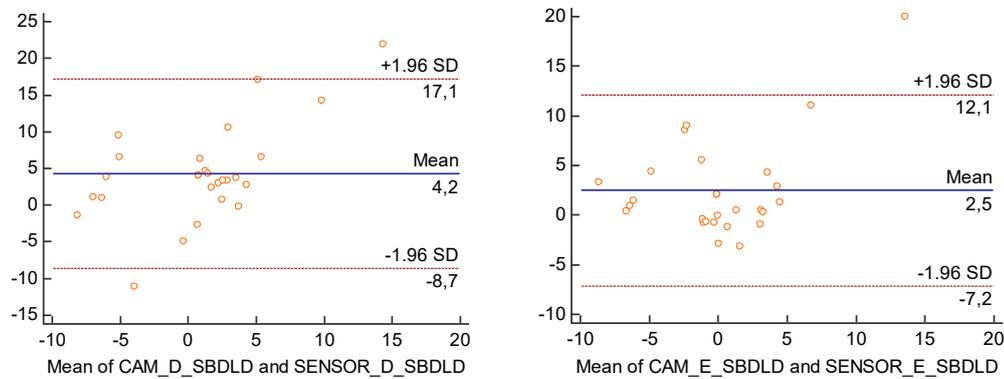
**Figura 18:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para direita na máxima flexão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SBDLD\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro direito; SBDLD\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

A figura 19 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de extensão dos joelhos direito e esquerdo no salto com deslocamento lateral para a direita obtidas pelos sensores inerciais e as câmeras (viés:  $4,23^0$ ; IC95%: 1,63 a 6,83) para o joelho direito, e (viés:  $2,48^0$ ; IC95%: 0,54 a 4,44) para o joelho esquerdo.

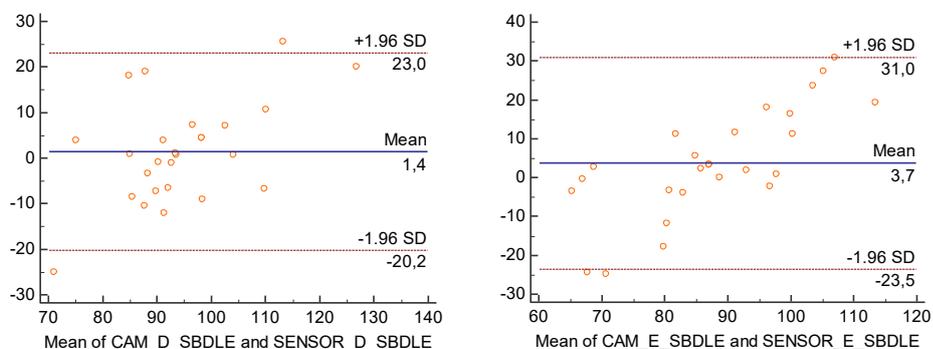
**Figura 19:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para direita na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SBDLD\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro direito; SBDLD\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a direita, membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

A figura 20 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de flexão dos joelhos direito e esquerdo no salto com deslocamento lateral para esquerda obtidas pelos sensores inerciais e as câmeras (viés: 1,40<sup>0</sup>; IC95%: -2,97 a 5,76) para o joelho direito e (viés: 3,72<sup>0</sup>; IC95%: -1,79 a 9,22) para o joelho esquerdo.

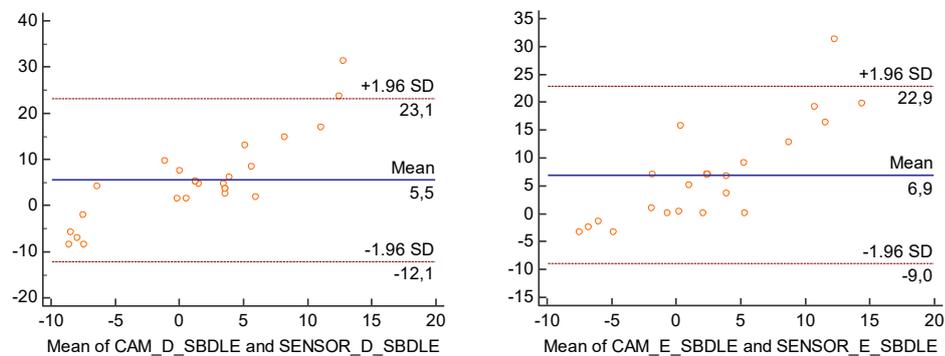
**Figura 20:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para esquerda na máxima flexão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SBDLE\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro direito; SBDLE\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

A figura 21 mostra a validade concorrente entre os valores máximo de extensão dos joelhos direito e esquerdo, no salto com deslocamento lateral para a esquerda obtidas pelos sensores inerciais e as câmeras (viés:  $5,50^{\circ}$ ; IC95%: 1,94 a 9,04) para o joelho direito, e (viés:  $6,93^{\circ}$ ; IC95%: 3,71 a 10,14) para o joelho esquerdo.

**Figura 21:** Gráfico de Bland-Altman (n=27) das câmeras e sensores inerciais nos saltos com deslocamento lateral para esquerda na máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo.



Legenda: SBDLE\_D = Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro direito; SBDLE\_E= Salto de bloqueio com deslocamento lateral para a esquerda, membro esquerdo; CAM = Câmera; Mean = Média das diferenças entre câmeras e sensores; SD = Desvio padrão.

## 4 DISCUSSÃO

O presente trabalho teve como objetivo analisar a validade e a confiabilidade de um conjunto de sensores inerciais de baixo custo nas medidas angulares de flexão-extensão dos joelhos em atletas de voleibol. Os níveis de confiabilidade teste-reteste mensurados pelo coeficiente de correlação intraclass foram classificados como excelentes ( $CCI_{2,1} > 0,75$ ), sugerindo que a mensuração de ângulos coletados pelos sensores foi consistente. Além disso, o erro padrão de medida (EPM) apresentou menores valores, indicando uma baixa variabilidade da medida. Os resultados do Bland-Altman mostraram concordância da cinemática de flexão-extensão dos sensores inerciais com a análise cinemática 3D (método de referência), tanto no SCM quanto no SBDL sendo que o viés não foi significativo pelo teste t de amostra única. Em conjunto, esses resultados confirmam a hipótese do presente estudo.

No melhor do nosso conhecimento, um conjunto de sensores inerciais de baixo custo não foi utilizado anteriormente na literatura para avaliar a cinemática do SCM e do SBDL em atletas de voleibol. Estudos prévios demonstraram sua validade e confiabilidade apenas para mensurar a altura do salto (MACDONALD *et al.*, 2017; PICERNO; CAMOMILLA; CAPRANICA, 2011), sendo que os resultados destes estudos indicam que o sensor inercial é uma ferramenta válida e confiável para mensurar o desempenho nos saltos verticais. Portanto, o presente estudo avança nas possibilidades de aplicação do sensor inercial, no que se refere a análise dos saltos, a confiabilidade (CCI) dos sensores inerciais no melhor do nosso conhecimento este é o primeiro estudo a trazer dados sobre o uso dos sensores inerciais para mensuração das variáveis cinemáticas angulares em atletas de voleibol. De acordo com Brecht *et al.* (2016), o CCI reflete a magnitude da variabilidade entre sujeitos e a consistência dessa variabilidade ao se repetir essas medidas várias vezes para o mesmo teste. Enquanto o erro padrão da medida (EPM) é um índice usado para definir se a diferença entre medidas de um mesmo sujeito podem ser consideradas significativas, dessa forma quanto maiores os valores de EPM maior a variabilidade dos escores obtidos indicando pouca consistência entre as medições dos sujeitos (WEIR, 2005).

Dada a classificação usada para interpretar a confiabilidade relativa, os valores de CCI associados ao SCM, em ambos os membros, foram semelhantes e classificados como excelentes (CICCHETTI, 1994), sendo os valores de CCI ligeiramente maiores para a extensão (~0,94) comparado a máxima flexão dos joelhos (~0,85). Com relação à confiabilidade

absoluta, os valores de EPM (%) relacionados a máxima extensão dos joelhos no SCM foram inferiores (~2%) aos associados a máxima flexão dos joelhos (~5%). Como o EPM é utilizado para se detectar a diferença mínima individual (WEIR, 2005), valores mais altos de EPM (%) indicam um maior erro aleatório para a máxima flexão comparada a extensão dos joelhos, o que pode ser uma limitação a avaliação de alterações individuais após um protocolo de treinamento. Uma explicação possível para a maior flutuação da máxima flexão dos joelhos no SCM em comparação com a extensão dos joelhos pode estar relacionada ao fato de que há uma maior variação na amplitude de movimento durante a fase associada ação excêntrica do movimento para obter melhor desempenho através da combinação ideal do nível de produção de força e duração da força aplicada (KIBELE, 1998).

Já para o SBDL para o lado direito apresentou valores de CCI classificados com excelentes (~0,8), em ambos os membros, sendo os valores de CCI semelhantes para a máxima extensão comparado a máxima flexão dos joelhos (Tabela 5). Os resultados do EPM%, também foram semelhantes para a máxima flexão de joelhos (5%). Quando se considera a máxima extensão, os valores de EPM (%) foram menores para o membro inferior direito (2%) comparado ao membro inferior esquerdo (6%). Esse resultado pode ser devido ao fato de que os atletas adotaram diferentes estratégias individuais, refletindo no maior valor de CCI (0,911) para o joelho direito comparado ao joelho esquerdo (CCI = 0,760). Sabendo-se que o CCI é uma razão de duas variâncias (WEIR, 2005), quanto maior for a variabilidade entre os sujeitos, maior será o valor do CCI. Uma sugestão para estudos futuros seria considerar uma análise descritiva dos dados individuais para verificar se essa hipótese se confirma.

Finalmente a análise dos resultados de confiabilidade do SBDL para o lado esquerdo mostra valores semelhantes tanto para o CCI quanto o EPM, na flexão e extensão dos joelhos (Tabela 6), em ambos os membros. Considerando que a maioria dos indivíduos é destro, pode ser que esse fator tenha influenciado no gesto técnico de deslocamento do bloqueio fazendo com que houvesse uma menor variabilidade na execução do movimento para o lado esquerdo. Entretanto, estudos futuros deveriam verificar o comportamento das variáveis cinemáticas para elucidar essas possíveis explicações.

Além disso, um aspecto importante é como mensurar a concordância de forma adequada do ponto de vista estatístico. Considerando que a medição de variáveis sempre implica em algum grau de erro quando dois instrumentos são comparados, pois nenhum dos dois fornece uma solução inequivocamente correta da medição, torna-se interessante avaliar o

grau de concordância entre os dois instrumentos (GIAVARINA, 2015). Para avaliar esse grau de concordância, a correta abordagem estatística não é óbvia. Alguns estudos utilizam o coeficiente de correlação produto-momento ( $r$ ) de Pearson entre os resultados de dois métodos de medição como um indicador de concordância. No entanto, a correlação estuda a relação entre uma variável e outra, não as diferenças, sendo portanto não recomendado como método para avaliar a comparabilidade entre métodos (GIAVARINA, 2015). Neste sentido, a utilização do gráfico de Bland-Altman como indicador da concordância entre os dois instrumentos é a ferramenta estatística mais indicada (BLAND, ALTMAN, 1986) e os resultados serão discutidos em função dessa abordagem estatística.

Em relação aos resultados da validade concorrente houve concordância entre os dois instrumentos nas medidas de máxima flexão e extensão dos joelhos para os dois saltos, tanto no teste quanto no reteste. Os resultados apresentados nos gráficos de Bland-Altman (Figuras 16 a 21) mostraram que a maioria dos valores de SCM e de SBDL está próxima da média das diferenças entre os dois dispositivos, representando, assim, um alto nível de concordância (BLAND, ALTMAN, 1986). Na máxima flexão dos joelhos direito e esquerdo durante o SCM no teste e no reteste foi verificado que cerca de 93% do total das tentativas ficaram dentro dos limites de concordância, já nos SBDL para o lado direito e esquerdo, no teste e reteste, obteve também cerca de 93% do total das tentativas dentro dos limites de concordância. Nos movimentos de máxima extensão dos joelhos direito e esquerdo durante o SCM no teste e no reteste cerca de 95% do total das tentativas ficaram dentro dos limites de concordância, já nos SBDL para o lado direito e esquerdo no teste e reteste, aproximadamente 94% do total das tentativas ficaram dentro dos limites de concordância, apesar de algumas tentativas ficarem fora dos limites de concordância do gráfico de Bland-Altman.

Além disso, algumas tentativas os SBDL tiveram maiores dispersões, em relação à média das diferenças, quando observadas com o salto com contramovimento, isto possivelmente pode ser explicado devido às diferenças da técnica do salto (MOREIRA *et al.*, 2017). Devido ao fato de que o SBDL ter um movimento preparatório que envolve um deslocamento lateral realizado com determinada velocidade levou a uma dificuldade metodológica na determinação dos eventos investigados (ângulos máximos de flexão-extensão), quando comparado ao SCM. Essa limitação metodológica pode ser um dos fatores para explicar o maior viés encontrado na comparação dos sensores e das câmeras bem como o intervalo de confiança mais amplo para o SBDL. Cabe ressaltar, entretanto que apesar do viés

ser maior, este não foi significativo. Outro aspecto, que pode explicar essa maior dispersão é o fato de que os atletas provavelmente terem adotado diferentes estratégias para realizar o gesto técnico do SBDL ao passo que o SCM é um movimento mais padronizado. Considerando que os indivíduos do estudo são atletas da mesma equipe, e que ocupam diferentes estatutos posicionais, isto poderia contribuir para essas variações. Estudos futuros deveriam ampliar o número de indivíduos por estatuto posicional e realizar comparações na cinemática do padrão de movimento em diferentes movimentos como o salto de ataque e do bloqueio utilizando os sensores inerciais para verificar se tal hipótese se confirma.

#### 4.1 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES DE ESTUDOS FUTUROS

Uma possível limitação do presente estudo, é que os sensores inerciais foram configurados para registrar os dados a 100Hz, mas esta frequência sofria oscilações durante a coleta sendo que o software mostra apenas a frequência média de aquisição, e não a frequência instantânea em que cada dado é coletado. Sendo assim, esta é uma limitação que deve ser resolvida em estudos futuros no sentido de permitir a captação de alguns eventos específicos, que demandem frequências de coleta maiores, como o impacto na aterrissagem após um salto. Outra limitação foi a não colocação da rede de voleibol e algumas marcações (referências da quadra) devido às restrições do ambiente de coleta que podem ter interferido no padrão de movimento do SBDL. Dessa forma, seria interessante verificar a aplicabilidade dos sensores em mensurar a cinemática dos saltos de bloqueio no ambiente esportivo. Além disso, o tamanho da amostra pode ser uma limitação, sugerindo que estudos futuros utilizem um número maior de indivíduos.

## 5 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que os sensores inerciais são válidos e confiáveis para caracterizar o movimento de máxima flexão e extensão dos joelhos no salto com contramovimento e no salto de bloqueio com deslocamento lateral. Embora os testes utilizados necessitem de mais avaliações (*e.g.* avaliação de diferentes gestos do voleibol, como o salto de ataque além de análise em diferentes planos do movimento), estes sensores mostram-se um equipamento relativamente barato comparado aos que se encontram disponíveis no mercado, e com um protocolo experimental que é mais viável para a utilização no ambiente da prática esportiva comparado a análise cinemática 3D.

## REFERÊNCIAS

- BAVAN, L; WOOD, J; SURMACZ, K; BEARD, D; REES, J. Instrumented Assessment of Shoulder Function: A Study of Inertial Sensor Based Methods. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 164-171, 2019.
- BLAND, J. M; ALTMAN, G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**. v.8, p. 307-310, 2004.
- BREDT, S. et al. Reliability of physical, physiological and tactical measures in small-sided soccer Games with numerical equality and numerical superiority. **Revista Brasileira Cineantropometria Desempenho Humano**, v.18, p. 602–610, 2016.
- BREWER, M. Research Design and Issues of Validity. In Reis, H. and Judd, C. (eds) **Handbook of Research Methods in Social and Personality Psychology**. Cambridge University Press. 2000.
- CICCHETTI DV. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. **Psychol Assess**, v. 6, p. 284–90, 1994.
- DADASHI, F. et al. Front-Crawl Instantaneous Velocity Estimation Using a Wearable Inertial Measurement Unit. **Sensors**, v. 12, p. 12927-12939, 2012.
- DE PAULA, J.; MELO, L.; COLATO, R.; MORAES, E.; BICALHO, M.; HAMDAN, A.; DINIZ, L. Fidedignidade e validade de construto do Teste de Aprendizagem Auditivo-Verbal de Rey em idosos brasileiros. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v. 39, p. 19-23, 2012.
- GABBETT, T.; GEORGIEFF, B. Physiological and anthropometric characteristics of Australian junior national, state and novice volleyball players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, p. 902 – 908, 2007.
- GIAVARINA, D. Understanding Bland Altman analysis. **Biochemia Medica**, v. 25, n. 2, p. 141–151, 2015.
- KIBELE, A. Possibilities and Limitations in the Biomechanical Analysis of Countermovement Jumps : A Methodological Study. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 14, n. 1, p. 105-117, 1998.
- KOLLATH, E. Bewegungsanalyse in den Sportspielen. Koln: **Sport Buch & Straub**, 1996.

- KOBAYASHI, Y. *et al.* Relationship between bilateral differences in single-leg jumps and asymmetry in isokinetic knee strength. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, p. 61-67, 2013.
- LEARDINI, A; BENEDETTI, G; BERTI, L; BETTINELLI, D; NATIVO, R; GIANNINI, S. Rear-foot , mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait Posture**, v. 25, p. 453–462, 2007.
- MACDONALD, K.; BAHR, R.; BALTICH, J.; WHITTAKER, L, J.; MEEUWISSE, H. W.; Validation of an inertial measurement unit for the measurement of jump count and height. **Physical Therapy in Sport** 25, p. 15 -19, 2017.
- BORGES, T. *et al.* Validation of the VERT wearable jump monitor device in elite youth volleyball players. **Biology of Sport**, v.34, n.3, p. 239–242, 2017.
- O'REILLY, A.M.; WHELAN, F. M.; WARD, E.T.; DELAHUNT, E; CAULFIELD, M.B. Technology in strength and conditioning: assessing bodyweight squat technique with wearable sensors. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.31, p. 2303–2312, 2017.
- PAPAGERGIOU, A.; TIMMER, M. Sprung- und Laufhandlungen in volleyball. **In: Volleyball training**, v.14, p.38 – 41, 1990.
- PICERNO, P.; CAMOMILLA, V.; CAPRANICA, L. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 2, p. 139–146, 2011. 1
- PICERNO, P.; CEREATTI, A.; CAPPOZZO, A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. **Gait and Posture**, v. 28, n. 4, p. 588–595, 2008.
- REILLY, M. A. O. *et al.* Classification of deadlift biomechanics with wearable inertial measurement units. **Journal of Biomechanics**, v. 58, p. 155–161, 2017.
- RODACKI, A. L. F.; BIENTINEZ, R. M.; CRUZ, E. A.; MACHADO, A.; SANTOS, A.; PEREIRA, E.; SILVA, F. E. G.; RIBAS, G. O número de saltos verticais realizados durante partidas de vólibol como indicador da prescrição do treinamento. **Revista Treinamento Desportivo**. v. 2, p. 38, 1997.

SALCI, Y., KENTEL, B. B., HEYCAN, C., AKIN, S., KORKUSUZ, F. Comparison of Landing Maneuvers Between Male and Female College Volleyball Players. **Clinical Biomechanics**, v.19, p.622-628, 2004.

SHAN, C.; MING, E.; RAHMAN, H. Investigation of Upper Limb Movement during Badminton Smash. **Asian Control Conference (ASCC)**, p. 1–6, 2015.

THOMAS, J.; NELSON, J.; SILVERVAN, S. **Research Methods in Physical Activity**. 5<sup>a</sup> ed. Champaign: Human Kinetics, 2005.

WANG, Y. et al. Volleyball Skill Assessment using a Single Wearable Micro Inertial Measurement Unit at Wrist. n. January, 2018.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — Part II : shoulder , elbow , wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 981–992, 2005.

## ANEXOS

## Anexo 1: Comprovante de aprovação do projeto pelo COEP/UFMG.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DA EMENDA**

**Título da Pesquisa:** Validade e confiabilidade do sensor inercial para a mensuração da assimetria bilateral de membros inferiores na realização de saltos verticais em jogadores de voleibol

**Pesquisador:** André Gustavo Pereira de Andrade

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 86429718.3.0000.5149

**Instituição Proponente:** Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 2.956.495

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de resposta à diligência de emenda de parecer de número 2.892.993, que visava incluir participantes menores no estudo (com idade a partir de 15 anos).

**Objetivo da Pesquisa:**

Conforme formulário de informações básicas atual:

**\*Objetivo Primário:**

Verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial na identificação da assimetria bilateral (AB), cinética e cinemática, em jogadores de voleibol durante a realização do SCM e SA.

**Objetivo Secundário:**

Verificar a validade ecológica do sensor inercial no salto de bloqueio com deslocamento lateral, para a identificação da assimetria bilateral (AB) cinemática".

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Inalterados em relação à versão originalmente aprovada do projeto.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Ampliação da amostra é considerada aceitável, sem alterar significativamente o desenho do estudo.

**Endereço:** Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901

**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE

**Telefone:** (31)3409-4592

**E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 2.956.495

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Incluído TCLE para os responsáveis e TALE para os menores, documentos necessários para resposta às diligências do parecer de número 2.892.993. Documentos aceitáveis, embora possam ter linguagem mais simplificada para os participantes.

**Recomendações:**

Acréscimo de campo de nome do menor no TCLE do pai ou responsável, para fins de registro.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Aprova-se a emenda "Validade e confiabilidade do sensor inercial para a mensuração da assimetria bilateral de membros inferiores na realização de saltos verticais em jogadores de voleibol", do pesquisador responsável André Gustavo Pereira de Andrade, para inclusão de participantes menores (maiores de 15 anos, categorias de base).

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_121069_4_E1.pdf	14/09/2018 13:33:46		Aceito
Outros	Cartaresposta.doc	14/09/2018 13:33:21	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEPAIS.pdf	14/09/2018 13:25:09	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	CartaJustificativaEmenda.pdf	31/08/2018 12:38:15	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	TALE_Gislaine.docx	29/08/2018 14:48:07	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 2.956.495

Ausência	TALE_Gislaine.docx	29/08/2018 14:48:07	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	86429718parecer.pdf	23/04/2018 21:23:18	Vivian Resende	Aceito
Outros	86429718parecer.pdf	23/04/2018 21:23:18	Vivian Resende	Aceito
Outros	86429718aprovacao.pdf	23/04/2018 21:23:06	Vivian Resende	Aceito
Outros	86429718aprovacao.pdf	23/04/2018 21:23:06	Vivian Resende	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	20/03/2018 17:09:12	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Cronograma	cronogramagislaine.docx	19/03/2018 15:01:13	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoGislaine.docx	19/03/2018 14:56:26	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	cartadeencaminhamento.jpg	19/03/2018 14:52:36	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	cartadepermissoao.jpg	19/03/2018 14:51:39	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	termodecompromisso.jpg	19/03/2018 14:50:25	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEGislaine.docx	19/03/2018 14:49:18	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito
Outros	parecer.jpg	19/03/2018 14:45:09	André Gustavo Pereira de Andrade	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

BELO HORIZONTE, 10 de Outubro de 2018

Assinado por:

Eliane Cristina de Freitas Rocha  
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

## APÊNDICES

Apêndice1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

**(Terminologia obrigatória em atendimento a resolução 466/12 - CNS-MS)**

Venho por meio deste convidar o menor idade \_\_\_\_\_ pelo qual você é pai e/ou responsável, a participar como voluntário do estudo “VALIDADE E CONFIABILIDADE DO SENSOR INERCIAL DE BAIXO CUSTO PARA MENSURAÇÃO DA ASSIMETRIA BILATERAL DE MEMBROS INFERIORES NA REALIZAÇÃO DE SALTOS VERTICAIS EM JOGADORES DE VOLEIBOL” sob a orientação do Professor Dr. André Gustavo Pereira Andrade e Gislaïne de Fátima Geraldo (Mestranda).

### **OBJETIVO DO ESTUDO**

Verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial de baixo custo na identificação da assimetria bilateral (AB) cinemática em jogadores de voleibol, durante a realização do SCM, SA, SBDL e Agachamento Unipodal (AU). A importância deste estudo é verificar se os sensores inerciais de baixo custo são capazes de mensurar a AB, visto que estes são de alta portabilidade comparados aos padrões ouro de mensuração, como os métodos isocinéticos, plataforma de força e câmeras 3D.

### **VOLUNTÁRIOS**

Para participar deste estudo os voluntários deverão ser do sexo masculino, ter idade entre 15 e 18 anos; ter no mínimo 6 meses de experiência em um processo de treinamento sistematizado na modalidade voleibol; ausência de histórico de lesões ou dores musculoesqueléticas nos membros inferiores (MMII); não estar em processo de reabilitação de qualquer tipo de lesão de MMII ou coluna vertebral; não ter sido submetido a algum procedimento cirúrgico nos últimos seis meses e não apresentar fator incapacitante que impeça a realização dos movimentos ou que comprometa negativamente o desempenho nos testes.

### **ENCONTROS**

Todos os encontros serão realizados no Laboratório de Biomecânica da UFMG (BIOLAB) e Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos (CEMECH), da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade

Federal de Minas Gerais. Você participará de um encontro, sendo, no primeiro momento será feita a familiarização com os saltos, e após 30 minutos, será realizada a coleta. Não havendo nenhum custo quanto a deslocamento, pois os pesquisadores ficarão responsáveis pela busca e entrega dos voluntários ao clube.

## **PROCEDIMENTOS**

Na primeira parte do encontro, o voluntário será orientado e receberá todas as informações dos procedimentos da pesquisa, além de conhecer todos os instrumentos da coleta, e quaisquer outras dúvidas serão sanadas e respondidas. Caso concorde em se voluntariar, será encaminhado para familiarização dos saltos com contramovimento (SCM), salto agachado (SA), Agachamento Unipodal, e salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL). Após um intervalo de 30 minutos da familiarização, a coleta será realizada.

Na segunda parte do encontro, após o intervalo, serão realizados os saltos para a coleta, ao comando do avaliador, cada voluntário realizará quatro saltos de cada técnica (SCM, SA, Agachamento Unipodal e SBDL), com intervalo de 30 segundos entre cada teste.

## **RISCOS E BENEFÍCIOS**

Os testes de saltos verticais são regularmente utilizados em pesquisas envolvendo a avaliação da potência de membros inferiores, sendo que os riscos associados à sua prática são similares àqueles de atividade cotidianas. A possibilidade da ocorrência de riscos como constrangimento, cansaço ou desconforto durante a prática dos saltos são desconhecidos. Adicionalmente, não foram encontrados relatos de algum tipo de lesão ou prejuízo durante a realização dos mesmos.

Não é esperado exposição a condições que gerem dano psicológico ou constrangimento, no entanto, caso se sinta de alguma forma lesado, ameaçado ou constrangido, você tem liberdade para abandonar a pesquisa, sem qualquer justificativa ou ônus. Ainda, todas as suas informações pessoais serão mantidas em sigilo, impossibilitando a sua identificação por terceiros.

Os possíveis benefícios que poderá esperar com a participação, mesmo que não diretamente, são: informações sobre o desempenho nos saltos, e isso poderá auxiliar os treinadores no direcionamento dos treinamentos.

Sempre que desejar, será fornecido esclarecimento sobre qualquer etapa do estudo.

Este termo de consentimento será emitido em duas vias, uma que ficará com você, a outra com os pesquisadores.

A qualquer momento, você poderá interromper a participação na pesquisa e, também, poderá retirar seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer prejuízo.

Em caso de dúvida sobre questão ética, ou qualquer denúncia, você poderá comunicar ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CEP-UFMG), contatos seguem abaixo, de forma anônima, sem sofrer qualquer prejuízo.

As informações conseguidas através da participação não permitirão a identificação da pessoa, exceto aos responsáveis pelo estudo, e a divulgação das mencionadas informações só será feita entre os profissionais estudiosos do assunto.

Quaisquer informações de ordem pessoal jamais serão compartilhadas, arquivadas ou utilizadas para outro fim do que o necessário à realização dos procedimentos.

Finalmente, você, \_\_\_\_\_ tendo compreendido perfeitamente tudo o que lhe foi informado a respeito da participação no mencionado estudo, e estando consciente dos seus direitos, das suas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a participação implicam, concorda em participar e **DÁ SEU CONSENTIMENTO, AFIRMANDO QUE PARA ISSO NÃO FOI FORÇADO OU OBRIGADO A AUTORIZAR.**

**Endereço dos responsáveis pela pesquisa:**

Pesquisador responsável: Prof. Dr. André Gustavo Pereira Andrade

Gislaine de Fátima Geraldo (aluna de Mestrado)

Instituição: UFMG / Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional / BIOLAB - CENESP

Endereço: Av. Antônio Carlos, 6627

Bairro: Pampulha. CEP. 31270-901 Cidade: Belo Horizonte / MG.

Telefones p/contato: (35) 99143 - 1141 (Contato: Gislaine de Fátima Geraldo)

**ATENÇÃO:** Para informar ocorrências irregulares ou danosas durante a sua participação no estudo, dirija-se ao:

**Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais:**

**Unidade Administrativa II, 2º andar, sala 2005, Campus Pampulha**

**Av. Antônio Carlos, 6627. Belo Horizonte / MG. CEP: 31270-901**

**Telefone: 3409-4592**

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

Assinatura do pai e/ou responsável  (Rubricar as demais folhas)	Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade  (Rubricar as demais folhas)
---	---

## Apêndice 2: Termo de Assentimento Livre e Esclarecido (TALE).

### **TERMO DE ASSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(Anuência do participante da pesquisa, criança, adolescente ou legalmente incapaz)

Você está sendo convidado a participar do estudo “Validade e confiabilidade do sensor inercial de baixo custo para mensuração da assimetria bilateral de membros inferiores na realização de saltos verticais em jogadores de voleibol”. O presente estudo tem como objetivo verificar a validade concorrente e a confiabilidade do sensor inercial na identificação da assimetria bilateral (AB) cinética e cinemática, além disso, verificar a validade ecológica do sensor inercial no salto de bloqueio com deslocamento lateral, para a identificação da assimetria bilateral (AB) cinemática. A AB é entendida como a diferença em parâmetros cinéticos e/ou cinemáticos entre os membros inferiores (MMII) ou superiores durante a realização de uma determinada tarefa, estas diferenças podem estar relacionadas ao desempenho e também as lesões. Sendo assim, a importância deste estudo é verificar se os sensores inerciais são capazes de mensurar a AB, visto que estes são de alta portabilidade comparados aos padrões ouro de mensuração, como os métodos isocinéticos, plataforma de força e câmeras 3D.

Durante o estudo, você irá comparecer em uma única sessão de testes envolvendo saltos verticais, realizados no Centro de Estudos do Movimento, Expressão e Comportamento Humanos (CEMECH) na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EFFTO). O pesquisador medirá a sua altura e massa corporal, em seguida serão colocados alguns marcadores reflexivos em pontos específicos do corpo para a aquisição das imagens, logo após a coleta iniciará. Os testes utilizados serão Salto Agachado (SA), Salto com contramovimento (SCM), Salto de bloqueio com deslocamento lateral (SBDL), e para avaliação complementar será realizado também Agachamento Unipodal (AU).

Ao participar deste estudo, não é esperado que você seja exposto a condições que gerem dano psicológico ou constrangimento, no entanto, caso você se sinta de alguma forma lesado, ameaçado ou constrangido, você tem liberdade para abandonar a pesquisa, sem qualquer justificativa ou ônus. Ainda, todas as suas informações pessoais serão mantidas em sigilo, impossibilitando a sua identificação por terceiros.

A participação é voluntária, e caso você não queira participar não será punido por isso. A pesquisa poderá trazer informações relevantes sobre o desempenho nos saltos, e isso poderá auxiliar os treinadores no direcionamento dos treinamentos.

Este termo de assentimento possui duas vias impressas e originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra será entregue a você. Os resultados e imagens da pesquisa serão arquivados pelo pesquisador responsável em um computador reservado para isso, sendo que apenas o pesquisador terá acesso a esses dados. O pesquisador não irá disponibilizar os seus resultados para outra pessoa, a não ser você ou seu responsável, e não utilizará o seu nome para identificá-lo em qualquer texto que mostre os seus resultados (Resoluções N° 466/12; 441/11 e a Portaria 2.201 do Conselho Nacional de Saúde e suas complementares).

Eu, \_\_\_\_\_, fui informado (a) dos objetivos, métodos, riscos e benefícios da pesquisa **“Validade e confiabilidade do sensor inercial de baixo custo para mensuração da assimetria bilateral de membros inferiores na realização de saltos verticais em jogadores de voleibol”**, e concordo em participar da mesma. Entendi claramente o que é para ser feito e tirei todas as minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento posso pedir novas informações e, também, pedir para sair da pesquisa quando desejar. Recebi uma via original deste termo de consentimento livre e esclarecido assinado por mim e pelo pesquisador, que me deu a oportunidade de ler e esclarecer todas as minhas dúvidas.

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

(Local e data

**Nome completo do Pesquisador:** Gislaine de Fátima Geraldo

Endereço: Rua João Afonso Moreira, 403 – Ouro Preto – Belo Horizonte – MG – CEP 31310-130

Telefone: (35) 99143-1141 E-mail: gislainefgeraldo@gmail.com

\_\_\_\_\_

**Assinatura do pesquisador**

**Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:**

**COEP-UFMG - Comissão de Ética em Pesquisa da UFMG**

Av. Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005.

Campus Pampulha. Belo Horizonte, MG – Brasil. CEP: 31270-901.

E-mail: [coep@prpq.ufmg.br](mailto:coep@prpq.ufmg.br). Tel: 34094592.