

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA- UFTM/UFU**

**CAIO AUGUSTO MENDES DE CARVALHO**

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MEMBROS INFERIORES E DO TRONCO DE  
ATLETAS DE VOLEIBOL DURANTE A TERRISSAGEM PRÉ E PÓS APLICAÇÃO  
DE PROTOCOLO DE EXAUSTÃO**

**UBERLÂNDIA**

**2020**

**CAIO AUGUSTO MENDES DE CARVALHO**

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MEMBROS INFERIORES E DO TRONCO DE  
ATLETAS DE VOLEIBOL DURANTE A TERRISSAGEM PRÉ E PÓS APLICAÇÃO  
DE PROTOCOLO DE EXAUSTÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia e Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFU/UFTM), como requisito para a obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia.

Linha de Pesquisa: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica do Sistema Musculoesquelético

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio

**UBERLÂNDIA**

**2020**

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU  
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C331  
2021 Carvalho, Caio Augusto Mendes de, 1992-  
AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MEMBROS INFERIORES E DO  
TRONCO DE ATLETAS DE VOLEIBOL DURANTE ATERRISSAGEM PRÉ E  
PÓS APLICAÇÃO DE PROTOCOLO DE EXAUSTÃO [recurso  
eletrônico] / Caio Augusto Mendes de Carvalho. - 2021.

Orientadora: Lilian Ramiro Felicio.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de  
Uberlândia, Pós-graduação em Fisioterapia.  
Modo de acesso: Internet.  
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.43>  
Inclui bibliografia.  
Inclui ilustrações.

1. Linguística. I. Felicio, Lilian Ramiro, 1978-,  
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-  
graduação em Fisioterapia. III. Título.

CDU: 801

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia  
 Rua Benjamim Constant, 1286 - Bairro Aparecida, Uberlândia-MG, CEP 38400-678  
 Telefone: (34) 3218-2928 - www.faefi.ufu.br/ppgfisio - secretaria.ppgfisio@faefi.ufu.br



### ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Fisioterapia				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 22, PPGFISIO				
Data:	26/11/2020	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	16:25
Matrícula do Discente:	11912FST009				
Nome do Discente:	Caio Augusto Mendes de Carvalho				
Título do Trabalho:	Avaliação biomecânica dos membros inferiores e do tronco de atletas de voleibol durante aterrissagem pré e pós aplicação de protocolo de exaustão				
Área de concentração:	Avaliação e intervenção em fisioterapia				
Linha de pesquisa:	Processo de avaliação e intervenção fisioterapêutica do sistema musculoesquelético				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação biomecânica de membro inferior em atletas				

Reuniu-se de forma remota por meio do Serviço de Conferência Web da RNP (Rede Nacional de Pesquisa), a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, assim composta: Professores Doutores: [Cristiane Rodrigues Pedroni - UNESP](#); [Dernival Bertencello - PPGFISIO/UFTM](#); [Lilian Ramiro Felício - PPGFISIO/UFU](#) orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Lilian Ramiro Felicio, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

[Aprovado\(a\).](#)

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de [Mestre](#).

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lilian Ramiro Felicio, Professor(a) do Magistério Superior**, em 26/11/2020, às 16:25, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cristiane Rodrigues Pedroni, Usuário Externo**, em 26/11/2020, às 16:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Dernival Bertoncello, Usuário Externo**, em 27/11/2020, às 11:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **2368762** e o código CRC **DC8940F7**.

*“Com lágrimas de alegria eu dedico este trabalho à Deus, minha Família e Amigos!*

*Trabalho este que começou há quase 5 anos com um sonho de ser MESTRE, foi extremamente desafiador sair de uma faculdade privada, onde não tive nenhum apoio em relação a elaboração de um trabalho científico de qualidade...*

*Mas aquela que na época era minha namorada e que hoje é minha amada esposa Marcela me incentivou à procurar a UFU para que pudesse conversar com suas professoras e lá encontrei aquela que é a minha amiga e orientadora Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio, que gentilmente me ouviu e me ajudou a melhorar minha capacidade intelectual e de produção de ciência de qualidade... muito obrigado minha amiga Lilian!*

*Quero dedicar este trabalho primeiramente aquele que sempre esteve ao meu lado e nunca me deixou sozinho... Deus!*

*Dedico também este trabalho à minha esposa Marcela Magalhães Maniglia Mendes que sempre esteve ao meu lado, independentemente das situações e desafios enfrentados, nunca me deixando desanimar e sempre me estimulou a ir atrás dos meus sonhos, só ela sabe o quão difícil foi cair e levantar com a cabeça erguida para seguir em frente! Eu te amo meu amor!*

*Impossível não dedicar ao meu amado filho que hoje completa 11 dias de vida e já me ensinou o que é o verdadeiro amor, o que é ser forte e amadurecer em todos os aspectos possíveis! Ele é quem me dá energia nesta fase final para conquistar o meu sonho... Eu te amo Pedro Augusto Maniglia Mendes!*

*Dedico à minha mãe Lúcia Regina Mendes que dedicou a sua vida aos meus cuidados e investiu em minha educação, permitindo também que eu fosse atrás dos meus sonhos! Eu te amo mãe!*

*Dedico este também à todos os colegas e amigos que fiz durante este processo! Muito Obrigado à Todos!*

### ***Mensagem Final:***

***“Independentemente das circunstâncias, não desanime. Seja persistente e nunca desista de seus sonhos e objetivos, mesmo quando as coisas não saírem da forma como você planejou.***

***Lembre-se de que as derrotas e frustrações podem e devem ser o combustível motivador para você continuar lutando e recomeçar quantas vezes forem necessárias!”***

## RESUMO

**Introdução:** Atletas de voleibol são comumente submetidos à exaustão durante treinos e competições, devido a quantidade de demanda, incluindo saltos, aos quais são submetidos, o que poderia aumentar o risco de lesão. **Objetivo:** Avaliar os movimentos dos membros inferiores e tronco através da cinemetria, eletromiografia de superfície e plataforma de força, durante a aterrissagem de um salto vertical máximo, pré e pós a aplicação de um protocolo de exaustão. **Métodos:** Foram avaliadas 26 atletas de voleibol do sexo feminino de nível competitivo. Foi realizado pré e pós a aplicação de um protocolo de exaustão, a cinemetria de membro inferior e tronco, nos planos sagital e frontal, a análise eletromiográfica dos músculos Reto Femoral (RF) e Glúteo Médio (Gmed), e a potência da aterrissagem. **Resultados:** Na comparação pré e pós exaustão, foram observados aumento na flexão e valgo de joelho pós exaustão. Em relação a avaliação eletromiográfica, não foi observada diferença na atividade muscular, assim como não foi observada diferença na potência média da altura do salto pré e pós exaustão. **Conclusão:** Baseado nestes resultados, as atletas apresentaram mudanças no padrão de movimento na articulação do joelho, como provável estratégia para reduzir sobrecarga na aterrissagem pós exaustão. Por outro lado, não foram encontradas alterações na atividade eletromiográfica dos músculos RF e Gmed, nem para a variável potência do salto pré e pós a exaustão.

**Palavras-Chaves:** Eletromiografia, Cinemetria, Salto Vertical, Biomecânica e Voleibol

## ABSTRACT

**Introduction:** Volleyball athletes are common to exhaustion during training and competitions, due to the amount of demand, including jumps, to which they occur, which could increase the risk of injury. **Objective:** to evaluate the movements of the lower limbs and trunk through kinematics, surface electromyography and force platform, during the landing of a maximum vertical jump, before and after the application of an exhaustion protocol. **Methods:** 26 competitive female volleyball athletes were evaluated. An exhaustion protocol was applied pre and post, a kinematics of the lower limb and trunk, in the sagittal and frontal planes, an electromyographic analysis of the Rectus Femoris (RF) and Middle Gluteus (Gmed) muscles, and the landing power. **Results:** In the comparison before and after exhaustion, an increase in knee flexion and valgus after exhaustion was observed. Regarding the electromyographic evaluation, there was no difference in muscle activity, just as there was no difference in the average power of the heel height before and after exhaustion. **Conclusion:** based on the results, changes related to the movement pattern in the knee joint, as a probable strategy to reduce the overload on landing after exhaustion. On the other hand, no changes were found in the electromyographic activity of the RF and Gmed muscles, nor for the variable power of the jump before and after exhaustion.

**Keywords:** Electromyography, Cinemetry, Vertical Jump, Biomechanics and Volleyball

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- **ARTIGO 1:**  
**Figura 1 - Avaliação da Cinemetria durante a aterrissagem-----36**
- **ARTIGO 2:**  
**Figura 1 - Avaliação da Cinemetria durante a aterrissagem-----58**

## LISTA DE TABELAS

- **ARTIGO 1:**

**Tabela 1 – Dados antropométricos e aspectos da prática esportiva -----40**

**Tabela 2 – Variáveis biomecânicas pré e pós o protocolo de exaustão -----40**

**Tabela 3 – Valores do Coeficiente de Variação pré e pós o protocolo de exaustão ---41**

- **ARTIGO 2:**

**Tabela 1 – Dados antropométricos e aspectos da prática esportiva-----61**

**Tabela 2 – Ângulos mensurados pelos examinadores 1 e 2, Confiabilidade inter examinador na aterrissagem, pré e pós protocolo de Exaustão-----61**

**Tabela 3 – Ângulos mensurados nas medidas 1 e 2 e Confiabilidade intra examinador (examinador 1) na aterrissagem, pré e pós protocolo de Exaustão-----63**

**Tabela 4 – Medidas de Coeficiente de Variação, Erro da Medida e Mínima Diferença Detectável-----64**

## SUMÁRIO

1. REVISÃO DA LITERATURA -----	10
1.1. Voleibol -----	10
1.2. Lesões no Voleibol -----	10
1.3. Biomecânica da Aterrissagem-----	11
1.4. Cinemetria-----	13
1.5. Eletromiografia-----	14
1.6. Plataforma de Força -----	15
1.7. Exaustão-----	16
1.8. Referências Bibliográficas-----	18
2. ARTIGO 1 COMPLETO -----	27
3. ARTIGO 2 COMPLETO-----	52
4. ANEXOS -----	74

## **1. Revisão de Literatura**

### **1.1. Voleibol**

O voleibol foi criado em 1895 por William George Morgan, sendo considerado um jogo praticado por duas equipes com seis jogadores cada, onde o principal objetivo de cada equipe é fazer com que a bola toque na quadra adversária, sendo considerado ponto. No entanto uma característica deste esporte é o baixo contato físico entre as equipes, ou entre atletas da mesma equipe (BIZZOCCHI, 2008).

Em relação ao voleibol praticado atualmente, diversas regras possuem o objetivo de tornar o jogo mais competitivo, e com isso, podendo ocasionar aumento expressivo do número de adeptos e praticantes no mundo todo (Fédération Internationale de Volleyball – FIVB, 2015).

Em relação ao esporte, os principais gestuais exigem dos atletas domínio em um conjunto de habilidades, denominadas como fundamentos, sendo eles: saque, levantamento, ataque, bloqueio, recepção, defesa) (CAMPOS et. al., 2015).

Dentre os fundamentos citados, o ataque no voleibol é uma das ações que mais utilizam o salto vertical, sendo considerado o momento mais esperado no jogo, pois geralmente ele culmina em pontuação para a equipe. Portanto, pode-se deduzir que o ataque está diretamente relacionado com um bom desempenho no salto vertical, tendo em vista que quanto mais alto o salto, melhor será a execução do ataque (WAGNER et. al., 2009).

### **1.2. Lesões no Voleibol**

Durante a prática do voleibol os riscos são maiores para as lesões por “*overtraining*” que pelas lesões traumáticas (BAUGH, et. al., 2018). As incidências de lesões musculoesqueléticas, entre estes jogadores, variam de 1,7 a 10,7 lesões por 1000 horas de jogo, ocorrendo com maior frequência durante as competições (KILIC et. al., 2017).

As lesões mais frequentes nestes atletas são localizadas nas articulações do tornozelo e joelho, devido à grande quantidade de saltos combinados com movimentos rápidos, além da fadiga neuromuscular que leva ao aumentando dos riscos de lesões como as entorses, que podem levar ao afastamento dos esportistas dos treinos e competições (BERE et. al., 2015; SKAZALSKI et al, 2018).

Como dito anteriormente o voleibol necessita dos saltos verticais, principalmente durante atividades de bloqueio, ataque e passar. No entanto pode-se correlacionar a altura de um salto vertical com risco de lesão aumentado, principalmente para a articulação do joelho (SATTLER et. al., 2015). Contudo Van der Worp et al. (2014) discutiram o fato de que atletas que apresentam aterrissagem com maior mobilidade de membros inferiores e tronco, apresentam menor risco de desenvolver lesões.

O desempenho esportivo pode ser influenciado por três fatores: psicológico, fisiológico e biomecânico, sendo que o fator biomecânico interfere diretamente na maneira como o atleta controla e compensa as ações durante a execução do movimento. Diversas compensações são decorrentes de alterações de padrões de movimentos, que conseguinte podem diminuir o desempenho esportivo (ARITAN, 2012).

A análise de movimento tem sido estudada em atletas de voleibol após um salto vertical, principalmente durante a aterrissagem (RABIN et al., 2018; MERCADO-PALOMINO et al., 2020). Para este tipo de análise biomecânica, tem sido utilizadas ferramentas como: plataforma de força, câmeras de vídeo em 2D e 3D e eletromiógrafo de superfície, visando conhecer os movimentos e fatores envolvidos em diferentes momentos, além de relacionar fatores de risco de lesões aos movimentos desordenados desta população (BERE et. al., 2015; SATTLER et. al., 2015; SKAZALSKI et al, 2018; VANDER WORP et. al., 2014). No entanto, em nenhum dos estudos citados os autores avaliaram a aterrissagem após a exaustão, evento este comumente vivenciado pelos esportistas.

Atletas de voleibol podem estar susceptíveis a maiores riscos de lesões musculoesqueléticas sob condições de fadiga muscular, como foi observado por Mendonça et al., 2017. Portanto, a avaliação biomecânica do movimento auxiliará na compreensão do gesto esportivo em situações extenuantes, e com isso, melhorar o desempenho, reduzir risco de lesões e/ou tratar lesões no decorrer de sua vida esportiva.

Portanto, para investigar mecanismos biomecânicos relacionados ao gesto esportivo e/ou tarefa funcional, deve-se incluir medidas quantitativas, como a cinemetria, eletromiografia de superfície e cinética (BRUECKNER, et. al., 2018).

### **1.3. Biomecânica da aterrissagem**

Segundo Durward et al. (2001) o salto vertical é considerado uma tarefa funcional que além de estar diretamente relacionado ao esporte, faz-se presente no cotidiano de diversos indivíduos. No entanto ao se realizar um salto vertical é necessário ter força muscular associada à alta velocidade e controle neuromuscular para completar as fases do salto, que se inicia com

uma flexão de quadril, joelho e tornozelo (fase de preparo), seguido extensão rápida destas (fase de impulsão). Em seguida ocorre a saída do solo, onde os membros inferiores podem ficar fletidos ou estendidos e a aterrissagem (retorno ao solo), em que os membros inferiores podem realizar flexão adicional, para em seguida realizar a extensão completa de modo a se manter na posição ortostática e absorver impacto (fase de recuperação).

O saltos verticais e aterrissagem fazem parte da prática do voleibol. Porém existem diversos fatores de risco que contribuem para as lesões em jogadores de voleibol, em especial, em atletas sexo feminino, durante a aterrissagem, como: menores graus de flexão dos membros inferiores, maior valgo de joelho, maior força de reação do solo, maior variação na dominância do membro inferior e pobre estratégia de absorção de energia. Portanto é interessante traçar estratégias como o aumento da flexão das articulações do quadril e joelho, durante a aterrissagem, afim de minimizar estes fatores de risco de lesão (SINSURIN et. al., 2017), assim como o posicionamento do tronco e a redução do valgo durante a absorção de carga durante a aterrissagem. Dessa forma, entendermos estes movimentos, poderá colaborar para determinar estratégias para redução de risco de lesão.

O entendimento do que ocorre durante a aterrissagem de atletas de voleibol em relação à flexão do tronco, quadril, joelho, tornozelo e em relação ao momento valgo de joelho, especialmente pós fadiga, faz-se necessário, visto que as principais lesões no esporte ocorrem com a fadiga muscular (LIEDERBACH, et. al., 2014).

O joelho é uma das articulações do aparelho locomotor que suporta maior carga durante atividades funcionais, devido a essa elevada solicitação mecânica a que é submetido, o mesmo fica susceptível as lesões, principalmente em esportes como voleibol. (BARBER FOSS et.al, 2014; QUATMAN et.al, 2014; HALL et.al, 2015).

Recentemente, alguns estudos apontam que o alinhamento do membro inferior como movimentos excessivos do fêmur, adução e rotação medial, poderiam gerar grande estresse e conseqüentemente a predisposição à lesão do joelho e às disfunções da articulação femoropatelar e tendinopatias (POWERS et.al., 2012; FUKUDA et.al., 2010; MEHL et. al., 2017). Esses movimentos anormais do fêmur, associados à pronação subtalar excessiva e ao valgo do joelho, durante movimentos de desaceleração como agachamentos, descida de degrau e aterrissagens, são chamados de valgo dinâmico, dessa forma apresentando alterações multiplanares e multiarticulares (POWERS et.al., 2012).

Além disso, acredita-se que a fraqueza de músculos abdutores e rotadores laterais do quadril, durante a fase de suporte de atividades funcionais como corrida, subir e descer escada, aterrissagem e durante a marcha, aumentaria a sobrecarga sobre os membros inferiores,

favorecendo o aumento do valgo dinâmico e aumentando risco de lesão (POWERS et.al., 2012; FUKUDA et.al., 2010, BALDON et.al., 2014; DIX et. al., 2019).

#### 1.4. Cinemetria

A cinemetria é considerada um conjunto de métodos que permite mensurar os parâmetros de descrição do movimento, sendo as variáveis de posição/orientação, a velocidade de deslocamento e a aceleração de um segmento corporal ou do centro de massa do corpo, os mais utilizados para se entender o movimento humano (AMADIO et al., 1999; WINTER et al., 2003). Os sistemas de cinemetria podem ser utilizados para as análises dos movimentos e posturas de atletas durante a realização de gestos esportivos, por meio de imagens, registro de trajetórias, determinação de curvas de velocidade e de aceleração, dentre outras variáveis (ALLARD et al., 1995; SCHURR et al., 2017).

Para avaliação dos movimentos é considerado como “padrão ouro”, o sistema de captura de movimento tridimensional (3D), sendo estes confiáveis, podendo determinar com precisão a cinemática multi-planar e dimensional, permitindo a análise rotacionais (NAKAGAWA et al. 2014).

Segundo Mcginnis (2002) diversas estratégias podem ser utilizadas por treinadores e pesquisadores para melhorar o desempenho do atleta por meio da análise do movimento. Comumente na prática esportiva, é observada a execução de alguns movimentos dos atletas, com o fim de corrigir as falhas técnicas da ação, ou seja aumentar a qualidade do movimento, e até mesmo minimizar o risco de lesões, todavia frequentemente essa análise é realizada de forma qualitativa, o que poderia aumentar o erro na análise, sendo assim, métodos quantitativos associados a análise qualitativa do movimento trará benefícios a comissão técnica e médica.

Schurr et al. (2017) compararam os resultados das posições corporais de vinte e seis adultos saudáveis, obtidos por meio das análises de captura de movimentos do tronco e dos membros inferior nos planos frontal e sagital entre as câmeras de vídeo em 2D e 3D, obtidas simultaneamente, durante um agachamento unipodal. E concluíram as medidas geradas utilizando a câmera em 2D e 3D, para todas as articulações, apresentam moderada a forte correlação, sugerindo que apesar da falta de precisão para capturar rotações, as medidas em 2D fornecem um método acurado de avaliação do deslocamento da articulação do plano sagital e frontal para avaliar o deslocamento do movimento.

Já Paz et al. (2017) compararam os ângulos de projeção do plano frontal da articulação do joelho, por meio de análise de vídeo em 2D, durante o salto vertical e o teste de

descida de um degrau, nos membros dominantes e não dominantes de atletas de voleibol jovens de ambos os sexos. Com base nos resultados, os autores encontraram que atletas do sexo feminino e masculino demonstraram valores dos ângulos de projeção do joelho no plano frontal semelhantes e simétricos em relação ao lado dominante e não dominante quando comparados os testes funcionais e a análise de vídeo em 2D.

Entretanto, apesar da ferramenta ser amplamente utilizada para avaliação dos movimentos esportivos, e com custo inferior aos instrumentos de análise 3D, especialmente para relacionar a risco de lesão, não foi encontrado na literatura trabalhos relacionados a validade e propriedades de medidas de cinematria pós fadiga muscular.

### **1.5. Eletromiografia de superfície**

Fibras musculares e neurônios são células excitáveis, pois possuem a capacidade de propagar sinais elétricos a partir da estimulação de unidades motoras (UMs), estes sinais gerados nas fibras musculares, podem ser captados e a análise destes sinais é definida como Eletromiografia de superfície (BOTTINELLI, et al., 2000; FELICI, 2005).

A eletromiografia de superfície é um método validado, não invasivo e possibilita a análise simultânea de diferentes músculos em um mesmo movimento, apresentando também boa confiabilidade intra e inter-examinadores (MOHSENI BANDPEI, et al., 2014; LYNN et al., 2018).

A eletromiografia (EMG) é um método de avaliação dos sinais mioelétricos captados na superfície muscular, ou seja, os eletrodos captam o potencial elétrico na fibra muscular. A mesma fornece fácil acesso aos processos fisiológicos e neuromusculares, quantificando e qualificando a ativação gerada pelo músculo (NODA et al., 2014).

Diversas áreas utilizam a atividade eletromiográfica para entender diferentes movimentos e exercícios (MACHADO et al., 2017; FELICIO et al., 2019). Dessa forma, o entendimento da atividade muscular em gestuais esportivos poderá contribuir no processo de avaliação destes atletas (NAZMI et al., 2016).

O registro da atividade eletromiográfica permite investigar quais músculos são utilizados durante os movimentos, podendo ser observado a intensidade e duração da contração muscular, além de inferir dados relacionados à fadiga muscular (MOHSENI BANDPEI, et al., 2014).

Ao se tratar atividade eletromiográfica no que se diz respeito à investigação dos músculos durante o movimento, é sabido que existe associação entre alterações dos padrões de movimentos (cinemática) e a atividade neuromuscular, como demonstrado por Malfait et al.

(2016) que avaliaram cinquenta atletas do sexo feminino durante a aterrissagem analisando se a variação na cinemática durante a aterrissagem de um salto estaria associada à variação nos padrões de ativação neuromuscular do quadríceps e isquiotibiais e concluíram que um padrão de aterrissagem mais ereto (menor flexão do quadril e joelho), foi significativamente associado a um aumento da ativação muscular dos isquiotibiais durante a fase preparatória e de contato inicial, já durante a fase de pico de carga houve um maior recrutamento do músculo vasto lateral.

Em relação ao desempenho muscular e fadiga de atletas saltadores, Andrade et al. (2017) avaliaram o desempenho de saltos e atividade neuromuscular em músculos dos membros inferiores tanto para fase excêntrica quanto para a concêntrica após saltos intensos e contínuos e encontraram que as atividades musculares aumentaram e diminuíram para alguns músculos e para outros se mantiveram, evidenciando que a eletromiografia é sensível aos efeitos dos saltos, mais especificamente para saltos contínuos.

Portanto, poucos estudos são observados na literatura que avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos do quadril e joelho durante gestuais esportivos específicos do voleibol como a aterrissagem de um salto vertical, além de observar a influência da exaustão na atividade muscular, que é uma situação comum entre períodos de jogos e competições.

## **1.6 Plataforma de Força**

A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força, e é considerada um dos instrumentos mais utilizados durante a avaliação da cinética, tanto da marcha, quanto de atividades como a aterrissagem, sendo que tal equipamento mensura os três componentes da força de reação do solo através de sensores que registram a força aplicada nas direções médio-lateral (X), ântero-posterior (Y) e a vertical (Z) (BARELA & DUARTE, 2011).

A plataforma de força é considerada um equipamento de alta tecnologia, sendo usualmente utilizada e considerada como o padrão-ouro para avaliação do equilíbrio postural e oscilação do centro de pressão (CoP), durante diversas situações (WINTER et al., 2003; HOWET et al., 2009; ALDABE et al., 2016).

O CoP e suas medidas, derivadas de frequência e velocidade, são os principais parâmetros de avaliação do controle postural e é realizado pelo cálculo de sua posição (plano XY), que corresponde à localização da resultante de forças aplicadas na superfície pelos pés (DUARTE & FREITAS, 2010). Como parâmetro temporal, o mesmo pode ser descrito como a

amplitude máxima e média de deslocamento do CoP nas direções X e Y, a velocidade média de deslocamento e a medida total do percurso do Cop, já como parâmetro espacial, pode ser descrita a área de deslocamento do mesmo e como parâmetro espectral, a frequência média e mediana da oscilação do Cop (RABELLO et al., 2014).

Diante disso, dentre as diversas variáveis, as que melhor representam o controle postural são a elipse de confiança e a velocidade de CoP antero-posterior e médio lateral, (BROWN et al., 2002). No entanto a velocidade média é a variável mais utilizada, e também confiável ao se tratar de medida de oscilação do CoP (RUHE; FEJER; WALKER, 2010).

A plataforma de força é considerada o padrão ouro para determinar o desempenho de saltos verticais, principalmente relacionado à altura e a potência do salto (GARCÍA-LÓPEZ et al., 2013). Portanto, a variável altura do salto é utilizada frequentemente, para determinar a potência e desempenho durante a atividade do salto (RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2017). Contudo a potência está diretamente relacionada com a capacidade de deslocamento do centro de massa no menor tempo possível, sendo esta importante para as atividades que demandam de gestuais esportivos explosivos (SAMOZINO et al., 2012).

A altura de um salto pode ser determinada pela equação:  $Altura = \frac{g * t^2}{8}$  (BOSCO et al., 1983). A potência máxima é calculada através da equação  $Pot_{W * Kg^{-1}}(i) = \frac{Pots(i)}{m}$ , considerando a potência do salto e a massa dos voluntários. A potência é determinada sendo  $Pots(i) = F(i) * velocidade(i)$  e massa voluntário calculada pela média dos valores da força, no intervalo entre 100ms antes do salto até o início do salto. A única força medida pela plataforma é a força peso do voluntário, e então esse valor é dividido pela aceleração da gravidade ( $m = Pg$ ) sendo então esse valor dividido pela aceleração da gravidade ( $m = \frac{P}{g}$ ) (WILLIAM J. KRAEMER, 1999).

### 1.7. Exaustão

Sabe-se que a exaustão é caracterizada como o resultado final do treinamento excessivo, uma condição já iniciada do processo de fadiga e baixo rendimento, em que o atleta apresenta dificuldade de manter os resultados relacionados ao desempenho padrão e que está diretamente relacionada a baixa recuperação (VERARDI et al., 2012).

No que se diz respeito a fadiga, sabe-se que seu conceito é complexo, por se tratar de um processo multifatorial (DUGAN & FRONTERA., 2000), no entanto pode se definir como fadiga musculoesquelética aguda, a redução momentânea e reversível do desempenho muscular induzida pelo exercício (BIGLAND-RITCHIE & WOODS., 1984). Define-se fadiga

neuromuscular como a incapacidade de produzir, repetidamente no tempo, um determinado nível de força ou potência muscular, podendo persistir por dias ou semanas (GRASSI et al., 2015).

Atualmente, não existem fatores consistentes que podem ser associados a um tipo específico de fadiga. De acordo com o mecanismo e alterações metabólicas durante a fadiga muscular, existem três categorias de biomarcadores: 1 – Biomarcadores do metabolismo ATP, como o lactato; 2 – Biomarcadores de estresse oxidativo (ROS), como peroxidação lipídica; e 3 – Biomarcadores inflamatórios, como leucócitos e interleucinas (WAN et al., 2017). Entretanto, se pode apontar outros aspectos para a avaliação da fadiga, como queda de torque, diminuição de desempenho em testes funcionais, entre outros (THORPE, et. al., 2017).

Ainda segundo Thorpe et al. (2017) eles descrevem que a fadiga muscular tem sido associada ao declínio de força muscular, podendo ser gerada pós exercícios submáximos e máximos, à diminuição da velocidade de contração e ao aumento de tempo de relaxamento muscular, ou seja a fadiga está relacionada com a queda de desempenho.

As causas da fadiga muscular durante o exercício podem ser em níveis corticais, denominada como fadiga central e nível do tecido muscular esquelético, denominada como fadiga periférica (ALLEN et al., 1995). A fadiga diminui significativamente o desenvolvimento da força muscular e a velocidade de contração, aumentando as forças sobre os tecidos passivos, a mesma altera negativamente a cinemática e o feedback neural, reduzindo a estabilidade das articulações. Além disso, a fadiga diminui significativamente o controle do equilíbrio dinâmico, que é uma variável fortemente associada ao aumento do risco de lesões (LIEDERBACH, et. al., 2014).

Edwards et al. (2010) buscaram determinar se a aplicação de um protocolo de fadiga, que consistiu em uma sequência de saltos repetitivos, sendo que a fadiga seria determinada pelo decréscimo de >25% da altura do salto vertical e aumento do lactato sanguíneo >6mmol/L, alterava a aterrissagem durante o *drop landing* (DL), e durante o *spike jump* (SJ), que inclui as fases de decolagem e aterrissagem de jogadores de voleibol do sexo masculino.

Tais autores avaliaram as forças de reação do solo (GRF), cinemática no plano sagital e padrões de recrutamento muscular dos músculos da coxa e panturrilha, concluindo que os efeitos da fadiga na aterrissagem foram moderados, a única diferença significativa encontrada durante a aterrissagem de um degrau foi uma redução na velocidade de flexão joelho. No entanto durante o salto vertical ocorreu uma redução da velocidade de flexão do joelho, verticalização da tíbia e conseqüentemente menor amplitude de dorsiflexão do

tornozelo. Porém, os autores não avaliaram o que ocorre durante a aterrissagem de atletas de voleibol do sexo feminino e nem a atividade eletromiográfica dos músculos do quadril como o Glúteo Médio (Edward et al., 2010).

Prieske et al. (2017) examinaram os efeitos da fadiga e a instabilidade de superfície na aterrissagem em atletas de voleibol de elite de ambos os gêneros. Os autores apontaram que atletas do sexo feminino apresentaram diminuição de força pós fadiga, e que mudanças nas estratégias, como a diminuição da flexão da articulação do joelho após a fadiga, aumentam a sobrecarga no joelho, e com isso o risco de lesão. No entanto os autores não avaliaram a atividade dos músculos estabilizadores das articulações dos membros inferiores e a força vertical.

O gerenciamento da fadiga é importante na mediação da adaptação ao treinamento, e para garantir que o atleta esteja preparado para as competições, bem como para reduzir a susceptibilidade dos atletas às lesões por excesso de treinamento (THORPE et. al., 2017).

Liederback et. al. (2014) utilizaram um protocolo de fadiga que consistiu em 3 saltos verticais máximos para determinar a altura máxima do salto vertical (linha de base), logo em seguida os voluntários foram submetidos à 50 subidas e descidas de um degrau de 30 centímetros, seguidos de 15 saltos verticais unipodais (membro inferior dominante) máximos. No final do protocolo a altura do salto vertical foi reavaliada, e um decréscimo de 10% da altura do salto vertical máximo, quando comparado ao salto pré-protocolo de fadiga, indicaria que a fadiga ocorreu. Cabe ressaltar que o protocolo, utilizado mais especificamente para atletas saltadores) apresenta-se de fácil acesso e aplicável as atletas amadoras e profissionais.

Contudo percebemos a necessidade de se estudar o que ocorre durante a aterrissagem de um salto vertical em atletas de voleibol, com o intuito de entender as variáveis biomecânicas que são influenciadas pela exaustão, tendo em vista que esta é frequentemente experimentada pelos atletas durante a prática esportiva.

## 1.8 Referências

1. ALLARD, P., STOKES, A. F. & BLANCHI, J. P. (eds): Three-dimensional analysis of human movement. Human Kinetics, Champaign, (1995).
2. ALLEN D, LANNERGREN J, WESTERBLAD H. Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. **Experimental Physiology** 80 497-527. 1995. Doi: 10.1113/expphysiol.1995.sp003864.
3. AMADIO, AC, COSTA PHL, SACCO ICN, SERRÃO JC, ARAÚJO RC, MOUCHIZUKI L & DUARTE M. Introdução à biomecânica para análise do

movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 3(2), 41-54. 1999.

4. ANDRADE DC, MANZO O, BELTRÁN AR, ÁLVAREZ C, DEL RIOO R, TOLEDO C, MORAN J, RAMIREZ-CAMPILLO R. Kinematic And Neuromuscular Measures Of Intensity During Plyometric Jumps. **J Strength Cond Res**. 2017. Doi: 10.1519/JSC.0000000000002143.
5. ARITAN, S. Biomechanical Measurement Methods to Analyse the Mechanisms of Sport Injuries. In: DORAL, M. N. (Ed.). *Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation*: Springer, 2012. p.1246.
6. BALDON Rde M, SERRÃO FV, SCATTONE SILVA R, PIVA SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. **J Orthop Sports Phys Ther**. 44(4):240-A8. 2014. Doi: 10.2519/jospt.2014.4940.
7. BARELA AMF, DUARTE M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Braz J Mot Behav**. 6(1):56-61. 2011.
8. BARBER FOSS KD, MYER GD, HEWETT TE. Epidemiology of basketball, soccer, and volleyball injuries in middle-school female athletes. **Phys Sportsmed**. 42(2):146-53. 2014. Doi: 10.3810/psm.2014.05.2066.
9. BERE, T., KRUCZYNSKI, J., VEINTIMILLA, N., HAMU, Y., & BAHR, R. Injury risk is low among world-class volleyball players: 4-year data from the FIVB Injury Surveillance System. **British Journal of Sports Medicine**, 49(17), 1132–1137. 2015. Doi: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2015-094959>.
10. BIGLAND-RITCHIE B, WOODS JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle Nerve**. 7: 691–699. 1984. Doi: 10.1002/mus.880070902.
11. BIZZOCCHI, C. *O voleibol de alto nível: da iniciação à competição*. 3 ed. São Paulo: Manole, 2008.
12. BOTTINELLI R, REGGIANI C. Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. **Progress in biophysics and molecular biology**. 73(2-4):195-262. 2000. Doi: 10.1016/s0079-6107(00)00006-7.
13. BOSCO, C., LUHTANEN, P., KOMI, P.V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol** 50, 273–282. 1983. Doi: 10.1007/BF00422166.

14. BROWN, L. A. et al. Central set influences on gait. *Experimental Brain Research*, v.145, n. 3, p. 286–296, 1 ago. 2002. Doi: 10.1007/s00221-002-1082-0.
15. BRUECKNER D, KISS R, MUEHLBAUER T. Associations Between Practice-Related Changes in Motor Performance and Muscle Activity in Healthy Individuals: A Systematic Review. **Sports Med Open**. 8;4(1):9. 2018. Doi: 10.1186/s40798-018-0123-6.
16. CAMPOS, F. A. D. et al. Eficácia do saque, ataque e bloqueio no voleibol masculino brasileiro. **Cinergis**, v. 16, n. 4, p. 275-278. ISSN 2177-4005. 2015. Doi: <https://doi.org/10.17058/cinergis.v16i5.6912>.
17. DIX J, MARSH S, DINGENEN B, MALLIARAS P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. **Phys Ther Sport**. 37:197-209. 2019. Doi: 10.1016/j.ptsp.2018.05.015.
18. DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira De Fisioterapia** (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil)), v. 14, n. 3, p. 183–192, jun. 2010. PMID: 20730361.
19. DUGAN SA, FRONTERA WR. Muscle fatigue and muscle injury. **Phys Med Rehabil Clin N Am**. May;11(2):385-403. 2000. PMID: 10810767.
20. DURWARD, BR.; BAER, GD.; ROWE, J. *Movimento Funcional Humano: mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001.
21. EDWARDS S, STEELE JR, MCGHEE DE. Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? **Scand J Med Sci Sports**. 20(3):516-23. 2010. Doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00964.x.
22. FELICI F. **Applications in Exercise Physiology. Electromyography: Jhon Wiley & Sons, Inc.**; p. 365-79. 2005.
23. FELICIO LR, de CARVALHO CAM, DIAS CLCA, VIGÁRIO PDS. Electromyographic activity of the quadriceps and gluteus medius muscles during/different straight leg raise and squat exercises in women with patellofemoral pain syndrome. **J Electromyogr Kinesiol**. Oct;48:17-23. 2019. Doi: 10.1016/j.jelekin.2019.05.017.

24. Fédération Internationale de Volleyball - FIVB. Lausanne, 2015. Disponível em: < <http://www.fivb.org/EN/FIVB/> >. Acesso em: 04 de Outubro de 2020.
25. FUKUDA TY, ROSSETTO FM, MAGALHÃES E, BRYK FF, LUCARELI PR, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 40(11):736-42. 2010. Doi: 10.2519/jospt.2010.3246.
26. GARCÍA-LÓPEZ, J., PELETEIRO, J., RODRIGUEZ-MARROYO, J.A., MORANTE, J.C., HERRERO, J.A., VILLA, J.G. The validation of a new method that measures contact and flight times during vertical jump. *Int J Sports Med* 26, 294–302. 2013. Doi: 10.1055/s-2004-820962.
27. GRASSI B, ROSSITER HB, ZOLADZ JA. Skeletal muscle fatigue and decreased efficiency: two sides of the same coin? *Exerc Sport Sci Rev*. 43(2):75-83. 2015. Doi: 10.1249/JES.0000000000000043.
28. HALL R, BARBER FOSS K, HEWETT TE, MYER GD. Sport specialization's association with an increased risk of developing anterior knee pain in adolescent female athletes. *J Sport Rehabil*, 24(1):31-5. 2015. Doi: 10.1123/jsr.2013-0101.
29. HERMES HJ, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 10(5):361-74. 2000. Doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
30. HOWE TE, ROCHESTER L, JACKSON A, BANKS PMH, BLAIR VA. Exercise for improving balance in older people (review). *Cochrane Database of Systematic Reviews*, p. 1-150. 2009. Doi: 10.1002/14651858.CD004963.pub3.
31. KILIC O, MAAS M, VERHAGEN E, ZWERVER J, GOUTTEBARGE V. Incidence, etiology and prevention of musculoskeletal injuries in volleyball: a systematic review of the literature. *Eur J Sport Sci*. 2017. Doi: 10.1080/17461391.2017.1306114.
32. LIEDERBACH M, KREMENIC IJ, ORISHIMO KF, PAPPAS E, HAGINS M. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 42(5):1089-95. 2014. Doi: 10.1177/0363546514524525.
33. LYNN SK, WATKINS CM, WONG MA, BALFANY K, FEENEY DF. Validity and Reliability of Surface Electromyography Measurements from a Wearable

Athlete Performance System. **J Sports Sci Med.** 17(2):205-215. 2018. Doi: PMID: PMC5950737.

34. MACHADO W, PAZ G, MENDES L, MAIA M, WINCHESTER JB, LIMA V, WILLARDSON JM, MIRANDA H. Myoelectric Activity of the Quadriceps During Leg Press Exercise Performed With Differing Techniques. **J Strength Cond Res.** Feb;31(2):422-429. 2017. Doi: 10.1519/JSC.0000000000001494.

35. MALFAIT B, DINGENEN B, SMEETS A, STATES F, PATAKY T, ROBINSON MA, Vanrenterghem J, Verschueren S. Knee and Hip Joint Kinematics Predict Quadriceps and Hamstrings Neuromuscular Activation Patterns in Drop Jump Landings. **PLoS One.** Apr 21;11(4):e0153737. 2016. Doi: 10.1371/journal.pone.0153737.

36. MCGINNIS, P. M. Biomecânica do Esporte e do Exercício. Porto Alegre: Artmed, 2002. 403

37. MEHL J, DIERMEIER T, HERBST E, IMHOFF AB, STOFFELS T, ZANTOP T, PETERSEN W, ACHTNICH A. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). **Arch Orthop Trauma Surg.** 138(1):51-61. 2018. Doi: 10.1007/s00402-017-2809-5.

38. MERCADO-PALOMINO E, RICHARDS J, MOLINA-MOLINA A, BENITEZ JM, UREÑA ESPA A. Can kinematic and kinetic differences between planned and unplanned volleyball block jump-landings be associated with injury risk factors? **Gait Posture.** Jun;79:71-79. 2020. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.04.005>

39. MENDONÇA L, NATÁLIA B, DAVIDSON S, et al. The frontal plane knee projection angle in elite male volleyball athletes in increased after na incremental shuttle run test until voluntary fatigue. **Br J Sports Med.** 51:362-363. 2017. Doi: <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2016-097372.199>.

40. MOHSENI BANDPEI MA, RAHMANI N, MAJDOLESLAM B, ABDOLLAHI I, ALI SS, AHMAD A. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review. **J Manipulative Physiol Ther.** 37(7):510-21. 2014. Doi: 10.1016/j.jmpt.2014.05.006.

41. NAKAGAWA TH, UEHARA MORIYA ET, MACIEL CD, SERRAO FV. Test–retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic

- tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. **Gait Posture**. 39(1):141-146. 2014. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.011.
42. NAZMI N, ABDUL RAHMAN MA, YAMAMOTO S, AHMAD SA, ZAMZURI H, MAZLAN SA. A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions. **Sensors (Basel)**. 17;16(8). 2016. Doi: 10.3390/s16081304.
43. NODA, DAYANA & VILELA JUNIOR, GUANIS & MARCHETTI, PAULO. Artigo De Revisão: A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. **Revista CPAQV**. 6. 1-25. 2014. ISSN: 2178-7514
44. PAZ GA, DE FREITAS MAIA M, SANTANA HG, MIRANDA H, LIMA V, WILLSON JD. Knee Frontal Plane Projection Angle: A Comparison Study Between Drop Vertical Jump and Step-Down Tests With Young Volleyball Athletes. **J Sport Rehabil**. 1:1-21. 2017. Doi: 10.1123/jsr.2017-0204.
45. POWERS CM, BOLGLA LA, CALLAGGHAN MJ, COLLINS N, SHEEHAN FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. **J Orthop Sports Phys Ther**. 42(6):A1–54. 2012. Doi: 10.2519/jospt.2012.0301.
46. PRIESKE O, DEMPS M, LESINSKI M, GRANACHER U. Combined Effects of Fatigue and Surface Instability on Jump Biomechanics in Elite Athletes. **Int J Sports Med**. 38(10):781-790. 2017. Doi: 10.1055/s-0043-111894.
47. QUATMAN CE, KIAPOUR AM, DEMETROPOULOS CK, et al. Preferential Loading of the ACL Compared With the MCL During Landing: A Novel *In Sim* Approach Yields the Multiplanar Mechanism of Dynamic Valgus During ACL Injuries. **The American journal of sports medicine**. 42(1):177-186. 2014. Doi: 10.1177/0363546513506558.
48. RABELLO, LM et al. Relação entre testes funcionais e plataforma de força nas medidas de equilíbrio em atletas. **Rev Bras Med Esporte**, p. 219-222. 2014. Doi: <https://doi.org/10.1590/1517-86922014200301720>.
49. RABIN A, EINSTEIN O, KOZOL Z. Agreement Between Visual Assessment and 2-Dimensional Analysis During Jump Landing Among Healthy Female Athletes. **J Athl Train**. Apr;53(4):386-394. 2018. Doi: 10.4085/1062-6050-237-16.

50. RODRÍGUEZ-ROSELL, D., MORA-CUSTODIO, R., FRANCO-MÁRUEZ, F., YÁÑEZ-GARCIA, J.M., GONZÁLEZ-BADILLO, J.J. Traditional vs. Sport-Specific Vertical Jump Tests: Reliability: Validity, and Relationship With the Legs Strength and Sprint Performance in Adult and Teen Soccer and Basketball Players. **J Strength Cond Res** 31, 196–206. 2017. Doi: <https://doi.org/10.1590/S0034-89101987000500009>.
51. RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. **Gait & Posture**, v. 32, n. 4, p. 436–445, 1 out. 2010. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.
52. SCHURR SA, MARSHALL AN, RESCH JE, SALIBA SA. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. **International Journal of Sports Physical Therapy**. 12(2):163-172. 2017. PMID: PMC5380858.
53. SAMOZINO, P., REJC, E., DI PRAMPERO, P.E., BELLI, A., MORIN, J.-B. Optimal force-velocity profile in ballistic movements--altius: citius or fortius? **Med Sci Sports Exerc** 44, 313–322. 2012. Doi: 10.1249/MSS.0b013e31822d757a.
54. SATTLER T, HADZIC V, DERVISEVIC E, MARKOVIC G. Vertical jump performance of professional male and female volleyball players: effects of playing position and competition level. **J Strength Cond Res**. 2015 Jun;29(6):1486-93. Doi: 10.1519/JSC.0000000000000781.
55. SINSURIN K, SRISANGBORIBOON S, VACHALATHITI R. Side-to-side differences in lower extremity biomechanics during multi-directional jump landing in volleyball athletes. **Eur J Sport Sci**. 17(6):699-709. 2017. Doi: 10.1080/17461391.2017.1308560.
56. SKAZALSKI C, WHITELEY R, HANSEN C, BAHR R. A valid and reliable method to measure jump-specific training and competition load in elite volleyball players. **Scand J Med Sci Sports**. 2018. Doi: 10.1111/sms.13052.
57. THORPE RT, ATKINSON G, DRUST B, GREGSON W. Monitoring Fatigue Status in Elite Team-Sport Athletes: Implications for Practice. **Int J Sports Physiol Perform**. 12(Suppl 2):S227-S234. 2017. Doi: 10.1123/ijsp.2016-0434.

58. VAN DER WORP H, de POEL HJ, DIERCKS RL, VAN DEN Akker-SCHEEK I, Zwerver J. Jumper's knee or lander's knee? A systematic review of the relation between jump biomechanics and patellar tendinopathy. **Int J Sports Med.** 35(8):714-22. 2014. Doi: 10.1055/s-0033-1358674.
59. VERARDI, CARLOS EDUARDO LOPES, MIYAZAKI, MARIA CRISTINA de OLIVEIRA SANTOS, NAGAGIME, KAZUO KAWANO, LOBO, ANA PAULA da SILVA, & DOMINGOS, NEIDE APARECIDA MICELLI. Esporte, stress e burnout. *Estudos de Psicologia (Campinas)*, 29(3), 305-313. 2012.
60. WAGNER, H. et al. Kinematic analysis of volleyball spike jump. *Int J Sports Med*, v. 30, n. 10, p. 760-5, Oct 2009. Doi: 10.1055/s-0029-1224177.
61. WAN J, QIN Z, WANG P, SUN Y, LIU X. Muscle fatigue: general understanding and treatment. **Experimental & Molecular Medicine.** 49(10):e384-. 2017. Doi: <https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>.
62. WILLIAN J. KRAEMER, V.M.Z. *Ciência e Prática do Treinamento de Força*, 2 Ed. ed. 1999.
63. WINTER, DA; PATLA, AE; ISHAC M. Gage WH. Motor mechanism of balance during quiet standing. **J Electromyogr Kinesiol**, 13: 49-56. 2003. Doi: 10.1016/s1050-6411(02)00085-8.

A dissertação será apresentada na forma de dois artigos, sendo o artigo do processo de defesa o artigo 1, intitulado como **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MEMBROS INFERIORES E DO TRONCO DE ATLETAS DE VOLEIBOL DURANTE ATERRISSAGEM PRÉ E PÓS APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE EXAUSTÃO**, que será submetido no *Journal of Sports Rehabilitation*.

O artigo 2, é fruto do processo de qualificação e, encontra-se sem anexo na dissertação. Tal trabalho é intitulado **CONFIABILIDADE DA ANÁLISE CINEMÁTICA EM 2D DURANTE A ATERRISSAGEM DE ATLETAS DE VOLEIBOL PÓS EXAUSTÃO**, artigo complementar ao processo de mestrado, sendo este submetido a *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.

Cabe ressaltar que cada artigo encontra-se nas normas da revista a qual será/foi submetida.

1 **2. ARTIGO 1**

2 **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MEMBROS INFERIORES E DO TRONCO DE**  
3 **ATLETAS DE VOLEIBOL DURANTE ATERRISSAGEM PRÉ E PÓS APLICAÇÃO**  
4 **DE UM PROTOCOLO DE EXAUSTÃO**

5

6 Caio Augusto Mendes de Carvalho<sup>1</sup>, Agnes Ramos Guirelli<sup>1</sup>, Adriano Alves Pereira<sup>2</sup>, Júlia  
7 Maria dos Santos<sup>3</sup>, Valdeci Carlos Dionisio<sup>4</sup>, Lilian Ramiro Felicio<sup>4</sup>

8

9 <sup>1</sup>Fisioterapeuta, Mestrando(a) em Fisioterapia pela PPG em Fisioterapia UFU/UFTM

10 <sup>2</sup>Professor Doutor do curso de Graduação em Engenharia Elétrica- UFU

11 <sup>3</sup>Professor(a) Doutor(a) do curso de Graduação em Fisioterapia- UFU

12 <sup>4</sup>Professor(a) Doutor(a) do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia- UFU/UFTM

13

14

15

16

17 Autor Correspondente:

18 Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio

19 Universidade Federal de Uberlândia

20 Faculdade de Educação e Fisioterapia – PPG em Fisioterapia UFTM/UFU

21 Rua Benjamin Constant, 1.286. B. Aparecida CEP: 38.400-678 – Uberlândia- MG, Brasil.

22 E-mail: lilianrf@ufu.br

## 23 RESUMO

24 **Introdução:** Atletas de voleibol são comumente submetidos à exaustão durante treinos e  
25 competições, devido a quantidade de demanda, incluindo saltos, aos quais são submetidos,  
26 o que poderia aumentar o risco de lesão. **Objetivo:** Comparar parâmetros biomecânicos  
27 durante a aterrissagem de um salto vertical máximo, pré e pós a aplicação de um protocolo  
28 de exaustão em atletas de voleibol do sexo feminino. **Métodos:** Foram avaliadas 26 atletas  
29 de voleibol do sexo feminino de nível competitivo, pré e pós a aplicação de um protocolo  
30 de exaustão, a cinemetria de membro inferior e tronco, nos planos sagital e frontal, a análise  
31 eletromiográfica dos músculos Reto Femoral (RF) e Glúteo Médio (Gmed), e a potência  
32 da aterrissagem. **Resultados:** Na comparação pré e pós exaustão, foram observados  
33 aumento na flexão e valgo de joelho pós exaustão. Em relação a avaliação eletromiográfica,  
34 não foi observada diferença na atividade muscular, assim como não foi observada diferença  
35 na potência média da altura do salto pré e pós exaustão. **Conclusão:** As atletas  
36 apresentaram mudanças no padrão de movimento na articulação do joelho, como provável  
37 estratégia para reduzir sobrecarga na aterrissagem pós exaustão. Por outro lado, não foram  
38 encontradas alterações na atividade eletromiográfica dos músculos RF e Gmed, nem para  
39 a variável potência do salto pré e pós a exaustão.

40

41

42 **Palavras-Chaves:** Eletromiografia, Cinemetria, Salto Vertical, Biomecânica e Voleibol

43

44

45 **2.1. Introdução**

46 Dentre os esportes mais praticados no mundo está o voleibol<sup>(1,2)</sup>. Em relação ao  
47 esporte os principais gestuais esportivos exigem que os atletas dominem um conjunto de  
48 habilidades denominadas como fundamentos, sendo eles: saque, levantamento, ataque,  
49 bloqueio, recepção, defesa)<sup>(3)</sup>. Sabe-se também que as atividades de ataque e bloqueio estão  
50 diretamente relacionadas com os saltos verticais, e que a altura de um salto vertical pode  
51 influenciar como será a aterrissagem dos atletas<sup>(4)</sup>, uma vez que a aterrissagem após um  
52 salto, pode expor os atletas as alterações no controle do movimento, principalmente em  
53 relação aos que ocorrem nos membros inferiores e tronco<sup>(5-7)</sup>.

54 Afim de investigar e monitorar a eficácia dos programas de treinamento dos atletas,  
55 os saltos verticais também são comumente utilizados durante os testes realizados<sup>(8)</sup>, pois  
56 estão diretamente relacionados com os gestos esportivos do vôleibol como: a altura de um  
57 salto vertical, além de estar relacionada com o aumento do risco de lesões<sup>(6)</sup>. Outro fator a  
58 se considerar são as informações sobre o desempenho esportivo como a indicação de  
59 potência muscular dos membros inferiores e é capaz de identificar a exaustão física<sup>(9)</sup>.

60 Em relação ao controle do movimento durante a aterrissagem, é sabido que menores  
61 graus de flexão dos membros inferiores, maior valgo de joelho, maior força de reação do  
62 solo, maior variação na dominância do membro inferior e pior estratégia de absorção de  
63 energia, poderiam levar ao aumento da sobrecarga dos membros inferiores,  
64 preferencialmente para a articulação do joelho, podendo levar a lesão ligamentar e  
65 tendinopatias<sup>(10,11)</sup>. Assim sendo, entende-se que o movimento permitirá traçar estratégias  
66 afim de minimizar fatores de riscos de lesões.

67 Ao se tratar da lesões que acometem jogadores de voleibol sabe-se que a  
68 prevalência de lesões osteomusculares nas articulações do quadril e joelho correspondem

69 52,2%, sendo que, estes jogadores poderiam estar em risco de lesões devido às tarefas  
70 específicas do esporte como a aterrissagem após um salto vertical, além de sobrecarga de  
71 jogos e treino<sup>(12)</sup>. Contudo pode-se observar que a redução no risco de lesões dos membros  
72 inferiores e a eficácia do gesto esportivo, ou seja, o desempenho esportivo de atletas de  
73 voleibol, dependem da estabilidade e equilíbrio dos músculos do tronco, quadril e joelho  
74 do atleta ao realiza-lo<sup>(13,14)</sup>. Visto que tais acometimentos ocorrerem especialmente em  
75 virtude da exaustão muscular, compreender o movimento em todo o aspecto biomecânico,  
76 poderá contribuir para a melhora do desempenho dos atletas durante os treinos e  
77 competições.

78 Em contrapartida, a exaustão é caracterizada como o resultado final do excesso de  
79 treinamento, que é considerado uma condição de fadiga que afeta o rendimento esportivo  
80 negativamente, sendo um estado em que o atleta apresenta dificuldade de manter os  
81 resultados relacionados ao desempenho padrão e que está diretamente relacionada à baixa  
82 recuperação<sup>(15)</sup>. Esta condição pode influenciar diretamente no rendimento esportivo, pois  
83 leva à uma redução reversível do desempenho muscular<sup>(16)</sup>, onde comumente pode ser  
84 observada nos períodos de competição dos atletas de voleibol<sup>(1,17)</sup>.

85 Dentro da avaliação do desempenho esportivo é possível avaliar o desempenho  
86 muscular em atletas saltadores, como demonstrado por em estudo realizado em 2010<sup>(17)</sup>  
87 que investigaram os efeitos da exaustão na ativação muscular, avaliada através da atividade  
88 eletromiográfica dos músculos que envolvem a articulação do joelho, além dos valores  
89 angulares durante a aterrissagem da articulação do joelho durante atividades de saltos  
90 verticais, os autores concluíram que apesar de não terem sido encontradas diferenças  
91 estatisticamente significantes em relação a atividade eletromiográfica, foi encontrada

92 diferença para os valores angulares da articulação do joelho como o aumento do valgo e  
93 menores graus na flexão. No entanto foi avaliada apenas a articulação do joelho no que se  
94 diz respeito à influência da exaustão no desempenho esportivo.

95 Justifica-se então a busca por estratégias visando uma maior compreensão pelo atleta  
96 e membros das comissões técnicas sobre os fatores que podem levar a redução do  
97 desempenho esportivo, especialmente durante atividades que reproduzem o gesto  
98 esportivo, como a aterrissagem após um salto vertical. Além do que o entendimento sobre  
99 a influência da exaustão nos movimentos que atletas de voleibol realizam, pode fornecer  
100 informações relevantes sobre a aplicabilidade de estratégias que visam minimizar a queda  
101 de rendimento esportivo dos atletas envolvidos no esporte.

102 Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar parâmetros biomecânicos  
103 durante a aterrissagem de um salto vertical máximo, pré e pós a aplicação de um protocolo  
104 de exaustão em atletas de voleibol do sexo feminino.

105 Consideramos a hipótese de que as atletas apresentariam mudanças no padrão de  
106 movimento angular do tronco (menor ângulo flexão) e membros inferiores (menores  
107 ângulos de flexão da articulação do joelho e tornozelo, maior valgo de joelho) durante a  
108 aterrissagem pós exaustão, o que produziria uma pior estratégia de absorção de energia e  
109 pior controle do movimento(5,18). Foi considerada também a hipótese de que o glúteo  
110 médio e reto femoral apresentariam uma diminuição da sua atividade eletromiográfica,  
111 <sup>(19,20)</sup>. Além disso, redução na potência média do salto (potência média do salto) pós a  
112 aplicação do protocolo de exaustão<sup>(21)</sup>.

113

## 114 **2.2. Métodos**

115        Tratou-se de um estudo observacional transversal, onde foram avaliados 26 atletas de  
116 voleibol, do sexo feminino, aptas a participarem de treinos e jogos, com média de idades  
117 de  $18 \pm 2.68$  anos. Como critério de inclusão, foram considerados: a) apresentar mínimo  
118 de três anos de prática esportiva; b) atletas sem queixas de dor em membros inferiores há  
119 pelo menos por seis meses; c) estarem aptas a participarem de treinamento e competições;  
120 e d) que não haviam realizado treinamento de força dos membros inferiores há dois dias  
121 antes da avaliação.

122        O presente trabalho foi aprovado pelo comitê de Ética da instituição (parecer  
123 2.062.133), e desenvolvido no Laboratório de Avaliação em Biomecânica e Neurociências  
124 (LABiN), em parceria com o Laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia (LANEF) –  
125 Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

126        Todas as participantes foram submetidas a uma avaliação fisioterapêutica contendo  
127 um questionário individual abordando aspectos antropométricos, e referentes a prática  
128 esportiva (anexo 1).

129

## 130 **Instrumentação**

131

### 132 **Sistema de Cinemetria 2D**

133        A cinemática das articulações do membro inferior, foi avaliada por meio de  
134 filmagens com duas câmeras da marca SONYHD- modelo CDX, com frequência de 60Hz.

135        A digitalização da imagem foi realizada utilizando o programa *Kinovea* versão  
136 0.8.15<sup>(22)</sup>. Para a sincronização das câmeras, foi utilizado um dispositivo de luz, acionado  
137 manualmente, no momento anterior a realização do salto. A calibração utilizada para a

138 análise das medidas, foi realizada em relação a um suporte posicionado ao lado do  
139 voluntário, mensurado 30 centímetros de comprimento.

140

#### 141 **Eletromiografia de Superfície**

142 Foi utilizado um eletromiógrafo da marca EMGSystem 810C com 10 canais para  
143 eletromiografia. A amplitude do sinal de EMG foi coletada em uma frequência de  
144 amostragem de 2KHz. Os sinais eletromiográficos retificados e então analisados com filtro  
145 *Butterworth* passa baixa de 20 a 500Hz. Os dados eletromiográficos da fase de propulsão  
146 e aterrissagem foram normalizados pela média dos sinais. O eletromiógrafo foi conectado  
147 a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria e os sinais eletromiográficos foram  
148 coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de *Software EMGLab V1.1*  
149 – *EMG System Brasil versão 2014*. Foram utilizados eletrodos de superfície (com cabo)  
150 constituídos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro (EMG System do  
151 Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), no qual foram fixados eletrodos descartáveis  
152 (3M) com distância entre os eletrodos de 20 milímetros (centro a centro). Um eletrodo de  
153 referência foi posicionado na região do manúbrio esternal.

154

#### 155 **Plataforma de Força**

156 A plataforma de força *EMGSystem (EMGSystem do Brasil, São Paulo, Brasil)*,  
157 composta por 4 sensores de força. Estes sensores detectam pequenas alterações de força e  
158 momento nos três eixos (x, y e z), com capacidade  $F_x$ ,  $F_y$  de 4450 N e  $F_z$  de 8900  
159 N, *crosstalk* de menos de 2% em todos os canais e linearidade para  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  de  
160 aproximadamente 0,2%. Os sinais foram digitalizados usando um conversor A/D de 16-

161 bit, com frequência de amostragem de 2KHz e filtro *butterworth* de 6Hz.

162 O ambiente da coleta foi controlado em relação à temperatura e ao nível de ruído  
163 para minimizar a interferência dos sinais coletados. Previamente à coleta, as atletas foram  
164 posicionadas no centro da plataforma e familiarizadas com a tarefa de realizar 3 saltos  
165 verticais máximos com intervalo de 3 segundos entre os mesmos, sendo que a atleta foi  
166 orientada a saltar com as mãos na região da cintura e a não realizar a flexão dos joelhos  
167 durante a fase de voo. As tarefas foram realizadas com a voluntária posicionada com a face  
168 voltada para a direção anterior da plataforma (+Fy).

169

#### 170 **Plataforma de Salto**

171 A plataforma consiste em um tapete de contato (Jump System Pro®, CEFISE, Nova  
172 Odessa, Brasil) com tamanho 1000 x 600 x 8 mm, os dados foram analisados através do  
173 *Software (Jump System 1.0)*, em que foram mensurados: o tempo de contato, tempo de voo,  
174 altura atingida, para a certificação do protocolo de exaustão.

175

#### 176 **Procedimentos**

#### 177 **CINEMETRIA**

178 Os marcadores utilizados para a análise cinemática foram posicionados pelo  
179 mesmo avaliador e fixados nos seguintes pontos: espinha ilíaca ântero superior (EIAS),  
180 trocânter maior do fêmur, tuberosidade anterior da tíbia, epicôndilo medial e lateral do  
181 joelho, maléolo medial e lateral, base do quinto metatarso, entre o II e III metatarsos, quinta  
182 vértebra lombar e manúbrio do esterno. As câmeras foram posicionadas a uma distância de  
183 3,5 metros e altura de 1,5 metros da voluntária, sendo assim, possível capturar o salto

184 vertical completamente. As medidas foram avaliadas pré e pós a aplicação de um protocolo  
185 de exaustão<sup>(18)</sup>.

186 **Análise dos movimentos angulares:**

187 As medidas avaliadas no plano sagital (Figura 1) foram:

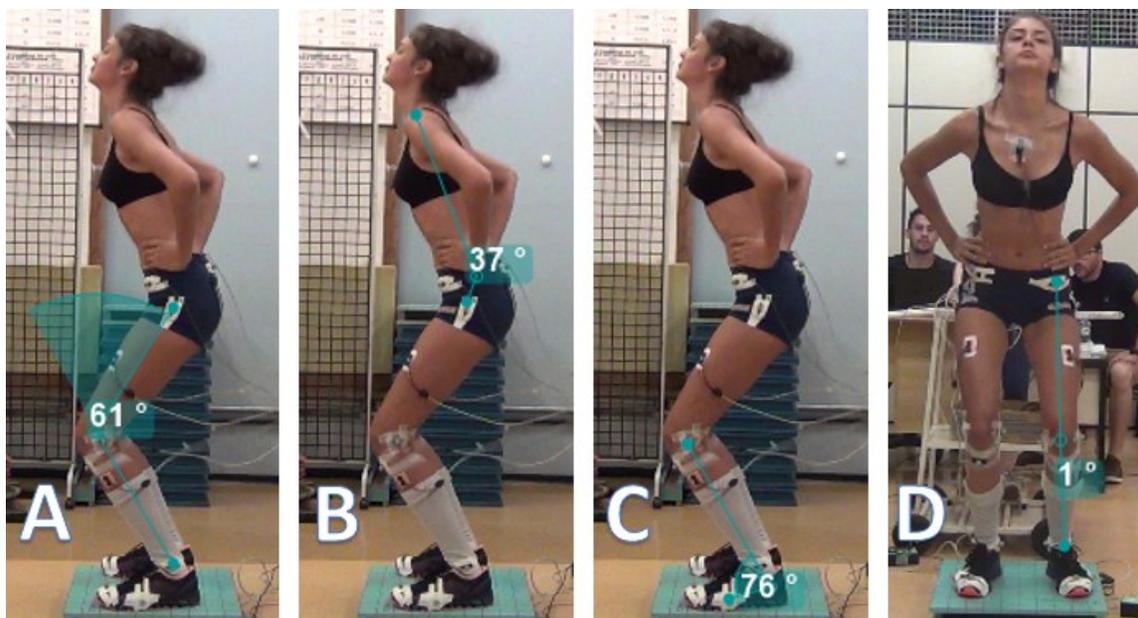
188 A) Flexão do joelho: determinada pela angulação formada pelas retas: 1) trocânter  
189 maior do fêmur ao epicôndilo femoral e 2) epicôndilo lateral do fêmur e maléolo lateral da  
190 fíbula<sup>(23)</sup>.

191 B) Inclinação anterior do tronco: Ângulo formado por duas retas, sendo uma em  
192 direção ao tronco, levando em consideração o ponto médio entre a EIAS e a quinta vértebra  
193 lombar (ponto médio do tronco) e outra reta até o epicôndilo lateral do fêmur<sup>(23)</sup>.

194 C) Ângulo tíbio-társico: mensurado por meio do ângulo formado entre as retas: 1)  
195 paralela ao maléolo lateral da fíbula e a base do quinto metatarso com 2) ponto médio da  
196 perna<sup>(23)</sup>.

197 Para o plano frontal foram analisadas as medidas de (Figura 1D):

198 D) Valgo do joelho: Formado pela angulação entre as retas 1) Formada pela EIAS  
199 e o ponto médio entre os epicôndilos femorais e 2) Formada ponto médio entre os maléolos  
200 e o ponto médio entre os epicôndilos femorais<sup>(24)</sup>.



201

202 **Figura 1:** Avaliação da cinemetria: (A) flexão de joelho, (B) inclinação anterior de tronco,  
 203 (C) ângulo tibiotársico e (D) valgo de joelho da aterrissagem após um salto vertical máximo

204

## 205 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

206 Para o posicionamento dos eletrodos, os mesmos foram dispostos de acordo com as  
 207 diretrizes para eletromiografia de superfície da ativação muscular não invasiva  
 208 (SENIAM)<sup>(25)</sup>. Previamente a colocação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e  
 209 higienizada com álcool 70%

210 Os músculos avaliados foram: Reto Femoral (RF) e Glúteo Médio (Gmed). Para o  
 211 músculo RF o eletrodo foi posicionado a 50% de uma linha traçada a partir da EIAS, até a  
 212 parte superior da borda superior da patela<sup>(25)</sup>. Em relação ao músculo Gmed, o eletrodo foi  
 213 posicionado em 50% do trajeto entre a crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur, sobre o  
 214 ventre muscular<sup>(25)</sup>.

215 Antes do início do salto, os participantes ficaram na postura quieta sobre a  
 216 plataforma de força por 500ms, nesse período foi calculada a média e o desvio padrão do

217 peso corporal. Para o início do salto foi considerado quando a componente vertical da força  
218 de reação do solo foi maior ou menor que a média $\pm 5$ \*DP (desvio padrão). Após a fase de  
219 voo, foi computado o início do contato, e para o final da fase de salto foi considerado  
220 quando a medida do valor médio em 100 pontos consecutivos fosse inferior à  
221 média $\pm 5$ \*DP<sup>(26)</sup>, sendo essa fase computada denominada aterrissagem, e computada para  
222 análise.

223 O eletromiógrafo foi sincronizado a plataforma de força para registrar os momentos  
224 da aterrissagem. O momento da aterrissagem foi considerado a partir do fim do voo até a  
225 estabilização. Em seguida os dados eletromiográficos foram retificados e calculado a média  
226 do sinal eletromiográfico da fase de aterrissagem, sendo este utilizado para a normalização  
227 da área da envoltória linear da aterrissagem.

228

## 229 **PLATAFORMA DE SALTO**

230 Antes do experimento, cada participante executou três saltos verticais bilaterais  
231 máximos, para determinar qual a altura máxima de cada atleta. A altura foi mensurada  
232 utilizando a plataforma de salto denominada *Jump System 1.0* <sup>(27)</sup>. A mesma foi utilizada  
233 com o mesmo objetivo de determinar a redução da altura pós aplicação do protocolo de  
234 exaustão<sup>(28)</sup>.

235

## 236 **PROTOCOLO DE EXAUSTÃO**

237 Previamente a realização dos saltos, todas as voluntárias realizaram um  
238 aquecimento na esteira ergométrica a oito quilômetros por hora, durante cinco minutos<sup>(29)</sup>,

239 em seguida, as atletas executaram três repetições consecutivas do salto vertical máximo  
240 bipodal (saltos pré exaustão).

241 Após a realização dos saltos iniciais, todas as atletas foram submetidas ao protocolo  
242 de exaustão, que consistiu em: 50 repetições de subida e descida de um degrau de 30 cm,  
243 15 saltos verticais máximos unilaterais, ao final de cada série, a altura máxima do salto  
244 vertical dos participantes foi avaliada usando uma plataforma de salto, sendo considerada  
245 a exaustão, caso a altura do salto reduzisse 10% após o protocolo realizado, caso isto não  
246 ocorresse, a atleta repetiria o protocolo, até que os 10% fossem alcançados<sup>(28)</sup>.

247 Imediatamente após a realização do protocolo de exaustão, e confirmada a redução  
248 da altura do salto, as atletas foram resubmetidas a avaliação biomecânica das aterrissagens  
249 pós três saltos verticais máximo (saltos pós exaustão).

250

## 251 **Análise Estatística**

252 A normalidade foi testada utilizando o teste estatístico Shapiro-Wilk para todas as  
253 variáveis. Para a comparação entre as médias, pré e pós exaustão foi utilizado para todos  
254 os testes o teste de *Wilcoxon*. Foi considerado nível de significância  $p \leq 0.05$ .

255 Para determinar a variação pré e pós protocolo de exaustão, o Coeficiente de  
256 Variação (CV)<sup>(30)</sup> foi analisado. A fórmula para o cálculo do CV foi determinada da  
257 seguinte forma:

$$258 \quad CV = 100 \cdot (S/X) (\%)$$

259 Onde: S: Desvio padrão; X: Média dos dados.

260 Se CV<sup>(31)</sup>:

- 261 • Menor ou igual 15% - Baixa Dispersão (Homogênea);

- 262 • Entre 15 a 30% - Média Dispersão;
- 263 • Maior que 30% - Alta Dispersão (Heterogênea).

264

### 265 2.3. Resultados

266 Os dados antropométricos em relação à idade, massa corporal, altura e tempo de  
 267 prática esportiva das atletas estão descritos na Tabela 1.

268

269 **Tabela 1** – Média e Desvio Padrão (DP) dos dados antropométricos e aspectos da prática  
 270 esportiva.

Variáveis	Média (DP)
Idade (anos)	18.0 (2.68)
Massa Corporal(kg)	66.26 (9.47)
Estatura (cm)	171.3 (6.81)
Tempo de Prática (anos)	6.85 (2.40)

271

272 Na Tabela 2 estão presentes os dados referentes as variáveis biomecânicas pré e pós  
 273 a aplicação do protocolo de exaustão. Em relação a potência do salto, não foi observada  
 274 diferença estatística pré e pós exaustão. Assim como para a atividade eletromiográfica dos  
 275 músculos: RF e Gmed, para os quais também não foram encontradas diferenças estatísticas  
 276 entre pré e pós protocolo de exaustão.

277 Em relação à cinemetria foram encontradas diferenças estatísticas, apenas para as  
 278 medidas angulares da flexão do joelho (pré:62.94° e pós:65.64°), do valgo de joelho  
 279 (pré:6.82° e pós:8,80°). A altura do salto apresentou redução pós protocolo de exaustão  
 280 (pré:26.71 cm e pós:20,63 cm), sendo essa redução de 22,8%.

281

282 **Tabela 2**– Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis biomecânicas pré e pós o protocolo

283 de exaustão

<b>Cinética</b>			
	<b>PRÉ</b>	<b>PÓS</b>	<b>p</b>
Potência do salto (W/Kg)	41.64 (7.17)	40.89 (8.15)	0.17
<b>Atividade Eletromiográfica (%)</b>			
Reto Femoral	0.75 (0.24)	0.70 (0.19)	0.11
Glúteo Médio	0.78 (0.28)	0.73 (0.18)	0.46
<b>Cinemetria</b>			
Ang. Tibiotársico (graus)	73.88 (7.69)	75.23 (9.48)	0.13
Flexão do joelho (graus)	62.94 (10.61)	65.64 (12.96)*	0.03
Inclinação anterior de tronco (graus)	24.48 (11.44)	25.88 (10.08)	0.42
Valgo (graus)	6.82 (4.58)	8.80 (3.70)*	0.04
Altura do Salto (cm)	26.71 (3.44)*	20.63 (4.58)	0.0001

284 \*p≤0.05

285

286 Em relação ao coeficiente de variação (CV), a medida de potência média do salto  
 287 apresentou CV (19.93%), sendo este maior no pós protocolo de exaustão. Em relação a  
 288 atividade eletromiográfica de Reto Femoral e Gmed, foi observado valores inferiores no  
 289 pós exaustão, sendo estes 27.01% e 24.50% (Tabela 3). Já em relação a cinemetria, o CV  
 290 também apresentou uma redução pós protocolo de exaustão, para as medidas de valgo do

291 joelho (42.11%) e inclinação do tronco (38.93%). Já em relação à altura do salto, o CV foi  
 292 maior pós protocolo de exaustão (22.24%) (tabela 3).

293

294 **Tabela 3.** – Valores do Coeficiente de Variação pré e pós o protocolo de exaustão.

<b>Cinética</b>	<b>Coeficiente de Variação</b>	
	<b>(CV %)</b>	
	<b>PRÉ</b>	<b>PÓS</b>
Potência do salto (W/Kg)	17.23	19.93
<b>Atividade Eletromiográfica (%)</b>		
Reto Femoral	31.73	27.01
Glúteo Médio	36.01	24.50
<b>Cinemetria</b>		
Ang. Tibiotársico (graus)	10.40	12.60
Flexão do joelho (graus)	16.85	19.74
Inclinação anterior de tronco (graus)	46.75	38.93
Valgo (graus)	67.18	42.11
Altura do salto (cm)	12.93	22.24

#### 295 **2.4. Discussão**

296 Em relação aos resultados das variáveis biomecânicas, no que se refere aos valores da  
 297 cinemetria foram observados aumentos nos valores angulares da flexão e valgo do joelho  
 298 pós protocolo de exaustão, mostrando a estratégia das atletas para melhor absorver o  
 299 impacto ao membro inferior durante a aterrissagem.

300 Em relação a flexão do joelho Zahradnik et al. (2017)<sup>(32)</sup>, apesar de não avaliarem a  
301 influência da exaustão, identificaram os tipos de aterrissagens após bloqueios realizados  
302 por atletas de voleibol, do sexo feminino, e concluíram que ângulos menores que 30°, estão  
303 associados à maior força de reação do solo e, conseqüentemente, maior rigidez durante a  
304 aterrissagem, Baseando-se nesses achados, nossos resultados podem indicar, portanto, que  
305 as atletas avaliadas tiveram uma melhor estratégia de aterrissagem em relação a flexão do  
306 joelho pós a aplicação do protocolo de exaustão, apresentando um bom controle da flexão  
307 do joelho durante a aterrissagem.

308 O aumento do valgo de joelho durante a aterrissagem, pode ser considerado um fator  
309 de risco para as lesões atraumáticas ligamentares, assim como aumento na sobrecarga  
310 tendínea do aparelho extensor, em atletas jovens do sexo feminino, como evidenciado por  
311 estudo realizado em 2018<sup>(10)</sup>, que avaliou o valgo de joelho durante a aterrissagem de 291  
312 atletas saltadoras, por três anos consecutivos.

313 Tais autores concluíram que o valgo excessivo é um fator de risco para a lesão sem  
314 contato, especialmente do Ligamento Cruzado Anterior. Ao analisar os resultados do  
315 presente estudo, as atletas apresentaram maior valgo de joelho, após a aplicação do  
316 protocolo de exaustão, o que as colocaria em uma situação de maior risco para as lesões  
317 sem contato. Dessa forma, criar estratégias para reduzir sobrecarga nos membros inferiores,  
318 tais como melhorar o padrão de aterrissagem, melhorando o controle do movimento  
319 durante o gestual esportivo<sup>(33,34)</sup>, são estratégias que podem ser adotadas pela equipe de  
320 preparação física e fisioterapia de clubes e centros de treinamento.

321 É importante considerar também a medida de coeficiente de variação dos dados pré e  
322 pós exaustão referentes a cinemetria, pois o mesmo apresentou-se elevado para as medidas

323 angulares de valgo de joelho e inclinação de tronco pré e pós, determinando uma maior  
324 variabilidade (dispersão maior do que 30%), sendo considerados heterogêneos<sup>(31)</sup>, uma vez  
325 que sabe-se que a estratégia motora pode variar conforme a demanda imposta para cada  
326 atleta<sup>(32)</sup>.

327 Em relação à atividade eletromiográfica não foi observada alteração entre a atividade  
328 eletromiográfica dos músculos Reto Femoral (RF) e Glúteo Médio (Gmed), pré e pós a  
329 aplicação do protocolo de exaustão. Estudo<sup>(35)</sup> analisou as respostas eletromiográficas de  
330 atletas de voleibol do sexo feminino durante um protocolo de saltos verticais, evidenciou  
331 que não ocorreu a alteração nas respostas eletromiográficas dos músculos Reto Femoral,  
332 Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Medial, e concluiu que a exaustão pode depender de  
333 variáveis psicofísicas.

334 Em contrapartida, uma limitação do presente estudo foi não ter sido controlado a  
335 exaustão por outra medida. Portanto podemos levantar a hipótese de que o protocolo  
336 utilizado não levou a um nível de exaustão capaz de gerar mudanças na atividade  
337 eletromiográfica, apesar de ser um protocolo utilizado para atletas saltadores, validado na  
338 literatura<sup>(33)</sup>. Além disso as atletas apresentaram uma redução de mais de 10% da altura do  
339 salto vertical pós protocolo, o que poderia impactar a eficiência do gestual esportivo.

340 Contudo sabe-se a importância da ativação do músculo RF durante a aterrissagem de  
341 um salto vertical, pois o mesmo tem como principal função desacelerar o movimento,  
342 absorvendo o impacto imposto para o membro inferior. Além disso, o músculo Gmed tem  
343 grande importância na estabilização da pelve durante o contato com o solo, visando um  
344 melhor controle dos membros inferiores, principalmente em situações de instabilidade<sup>(36)</sup>.

345 O coeficiente de variação apresentou-se elevado para a atividade eletromiográfica do  
346 músculo Gmed, tanto pré quanto pós exaustão, resultado este que caracteriza os dados  
347 como heterogêneos, o que explica uma maior variabilidade para esta variável, que pode se  
348 explicar pelo fato de que as atletas utilizaram de diferentes estratégias de recrutamento  
349 muscular para realizar o movimento de aterrissagem.

350 Em relação a potência do salto não foi observada diferença estatística pré e pós  
351 protocolo de exaustão, fato este que pode se explicar devido ao gesto esportivo ser muito  
352 executado pelas atletas durante os períodos de treinos e competições ao longo de suas  
353 carreiras no esporte<sup>(4,35)</sup>, tendo em vista que o tempo de prática esportiva das atletas foi  
354 superior a 6 anos, apesar de ter sido encontrado alterações quanto a cinemática do joelho e  
355 redução na altura do salto.

356 Contudo, o presente estudo é um dos pioneiros no que se diz respeito a comparar  
357 parâmetros biomecânicos de atletas de voleibol do sexo feminino pré e pós protocolo de  
358 exaustão, visto ser neste período em que o atleta apresenta maiores riscos de lesões durante  
359 a prática esportiva, tendo em vista que a mesma acontece durante os períodos de treinos e  
360 competições<sup>(1,18)</sup>.

361

## 362 **2.5. Conclusão**

363 Conclui-se que as atletas apresentaram mudanças no padrão de movimento angular na  
364 articulação do joelho, tanto no plano sagital quanto frontal, após a aplicação do protocolo  
365 de exaustão. Entretanto, tanto na atividade eletromiográfica quanto na potência da  
366 aterrissagem, não foi observada diferença pré e pós protocolo de exaustão.

367

**368 2.6. Referências**

- 369 1. Skazalski C, Whiteley R, Hansen C, Bahr R. A valid and reliable method to measure  
370 jump-specific training and competition load in elite volleyball players. *Scand J Med*  
371 *Sci Sport*. 1 de maio de 2018;28(5):1578–85. Doi: 10.1111/sms.13052.
- 372 2. Goutteborge V, Barboza SD, Zwerver J, Verhagen E. Preventing injuries among  
373 recreational adult volleyball players: Results of a prospective randomised controlled  
374 trial. *J Sports Sci [Internet]*. 18 de março de 2020 [citado 24 de agosto de  
375 2020];38(6):612–8. Doi: 10.1080/02640414.2020.1721255.
- 376 3. Angioluci F, Campos D, Cristina L, Campos B, Augusto T, Bezerra R, et al.  
377 ARTIGO ORIGINAL. *Cinergis [Internet]*. 2015 [citado 30 de outubro de  
378 2020];16(4):275–8. Doi: <http://dx.doi.org/10.17058/cinergis.v16i5.6912>
- 379 4. Sattler T, Hadžic V, Dervišević E, Markovic G. Vertical jump performance of  
380 professional male and female volleyball players: Effects of playing position and  
381 competition level. *J Strength Cond Res [Internet]*. 5 de junho de 2015 [citado 10 de  
382 outubro de 2020];29(6):1486–93. Doi: 10.1519/JSC.0000000000000781.
- 383 5. Sinsurin K, Srisangboriboon S, Vachalathiti R. Side-to-side differences in lower  
384 extremity biomechanics during multi-directional jump landing in volleyball athletes.  
385 *Eur J Sport Sci [Internet]*. 3 de julho de 2017 [citado 26 de agosto de  
386 2020];17(6):699–709. Doi: 10.1080/17461391.2017.1308560.
- 387 6. Wasser JG, Tripp B, Bruner ML, Bailey DR, Leitz RS, Zaremski JL, et al.  
388 Volleyball-Related Injuries in Adolescent Female Players: An Initial Report. *Phys*  
389 *Sportsmed [Internet]*. 2020. Doi: 10.1080/00913847.2020.1826284.
- 390 7. Avedesian JM, Judge LW, Wang H, Dickin DC. The biomechanical effect of warm-

- 391 up stretching strategies on landing mechanics in female volleyball athletes. *Sport*  
392 *Biomech* [Internet]. 2 de setembro de 2020 [citado 16 de outubro de  
393 2020];19(5):587–600. Doi: 10.1080/14763141.2018.1503322.
- 394 8. Eagles AN, Sayers MGL, Bousson M, Lovell DI. Current Methodologies and  
395 Implications of Phase Identification of the Vertical Jump: A Systematic Review and  
396 Meta-analysis [Internet]. Vol. 45, *Sports Medicine*. Springer International  
397 Publishing; 2015 [citado 10 de outubro de 2020]. p. 1311–23. Doi: 10.1007/s40279-  
398 015-0350-7.
- 399 9. Buchheit M, Spencer M, Ahmaidi S. Reliability, Usefulness, and Validity of a  
400 Repeated Sprint and Jump Ability Test. Vol. 5, *International Journal of Sports*  
401 *Physiology and Performance*. 2010. Doi: 10.1123/ijsp.5.1.3.
- 402 10. Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-  
403 dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school  
404 athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sport*  
405 *Traumatol Arthrosc* [Internet]. 1 de fevereiro de 2018 [citado 10 de outubro de  
406 2020];26(2):442–7. Doi: 10.1007/s00167-017-4681-9.
- 407 11. Cronström A, Creaby MW, Ageberg E. Do knee abduction kinematics and kinetics  
408 predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-  
409 analysis of prospective studies [Internet]. Vol. 21, *BMC Musculoskeletal Disorders*.  
410 *BioMed Central*; 2020 [citado 16 de outubro de 2020]. Doi:  
411 <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03552-3>.
- 412 12. Anza R, Denis M, Silva MF. Análise da aptidão física, da antropometria e da  
413 prevalência de sintomas osteomusculares na categoria infanto-juvenil do voleibol

- 414 analysis of physical fitness, anthropometry and prevalence of musculoskeletal  
415 symptoms in the youth volleyball category artigo original aparelho locomotor no  
416 exercício e no esporte resumo. Vol. 19, Rev Bras Med Esporte. Doi:  
417 <https://doi.org/10.1590/S1517-86922013000100013>.
- 418 13. Rodríguez-Ruiz D, Diez-Vega I, Rodríguez-Matoso D, Fernandez-Del-Valle M,  
419 Sagastume R, Molina JJ. Analysis of the response speed of musculature of the knee  
420 in professional male and female volleyball players. Biomed Res Int. 2014. Doi:  
421 [10.1155/2014/239708](https://doi.org/10.1155/2014/239708).
- 422 14. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, et al. Evidence-  
423 based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the  
424 ligament committee of the German Knee Society (DKG). Arch Orthop Trauma Surg  
425 [Internet]. 1 de janeiro de 2018 [citado 26 de agosto de 2020];138(1):51–61. Doi:  
426 [10.1007/s00402-017-2809-5](https://doi.org/10.1007/s00402-017-2809-5).
- 427 15. Verardi CEL, Miyazaki MC de OS, Nagamine KK, Lobo AP da S, Domingos NAM.  
428 Esporte, stress e burnout. Estud Psicol [Internet]. setembro de 2012;29(3):305–13.  
429 Doi: <https://doi.org/10.4025/reveducfis.v25i2.23286>.
- 430 16. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural  
431 control during human muscular fatigue. Muscle Nerve. 1984;7(9):691–9. Doi:  
432 [10.1002/mus.880070902](https://doi.org/10.1002/mus.880070902).
- 433 17. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle-Jackson EE, Bartlett W, Venegas-Rios HL.  
434 Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. J Strength  
435 Cond Res [Internet]. abril de 2010 [citado 30 de outubro de 2020];24(4):1019–27.  
436 Doi: [10.1519/JSC.0b013e3181c7c5d4](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c5d4).

- 437 18. Orishimo KF, Liederbach M, Kremenec IJ, Hagins M, Pappas E. Comparison of  
438 landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 1:  
439 Influence of sex on risk of anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*  
440 [Internet]. 2014 [citado 26 de agosto de 2020];42(5):1082–8. Doi:  
441 10.1177/0363546514523928.
- 442 19. Cannon J, Cambridge EDJ, McGill SM. Anterior cruciate ligament injury  
443 mechanisms and the Kinetic chain linkage: The effect of proximal joint stiffness on  
444 distal knee control during bilateral landings. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 1  
445 de agosto de 2019 [citado 25 de agosto de 2020];49(8):601–10. Doi:  
446 10.2519/jospt.2019.8248.
- 447 20. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle  
448 strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review.  
449 Vol. 37, *Physical Therapy in Sport*. Churchill Livingstone; 2019. p. 197–209. Doi:  
450 10.1016/j.ptsp.2018.05.015.
- 451 21. Lesinski M, Prieske O, Demps M, Granacher U. Effects of fatigue and surface  
452 instability on neuromuscular performance during jumping. *Scand J Med Sci Sport*  
453 [Internet]. 1 de outubro de 2016 [citado 25 de agosto de 2020];26(10):1140–50. Doi:  
454 10.1111/sms.12548.
- 455 22. Puig-Diví A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padullés-Chando X,  
456 Marcos-Ruiz D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles  
457 and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One* [Internet]. 1 de junho  
458 de 2019 [citado 22 de julho de 2020];14(6). Doi: 10.1371/journal.pone.0216448.
- 459 23. Wagner H, Tilp M, Von Duvillard SPV, Mueller E. Kinematic analysis of volleyball

- 460 spike jump. *Int J Sports Med.* 2009;30(10):760–5. Doi: 10.1055/s-0029-1224177.
- 461 24. Peixoto G, Almeida L, Paula De Moura A, Carvalho E Silva C, Renovato França J,  
462 Oliveira Magalhães M, et al. Ângulo-q na dor patelofemoral: relação com valgo  
463 dinâmico de joelho, torque abductor do quadril, dor e função. *Rev Bras Ortop*  
464 [Internet]. 2016 [citado 30 de junho de 2020];51:181–6. Doi:  
465 <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2015.05.0030102-3616/>
- 466 25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of  
467 recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J*  
468 *Electromyogr Kinesiol* [Internet]. outubro de 2000 [citado 26 de agosto de  
469 2020];10(5):361–74. Doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
- 470 26. Owen NJ, Watkins J, Kilduff LP, Bevan HR, Bennett MA. Development of a  
471 criterion method to determine peak mechanical power output in a countermovement  
472 jump. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2014 [citado 8 de novembro de  
473 2020];28(6):1552–8. Doi: 10.1519/JSC.0000000000000311.
- 474 27. Gantois P, Dantas MP, Simões TB dos S, Araújo JP de F, Dantas PMS, Cabral BG  
475 de AT. Relationship between repeated sprints and intermittent vertical jump  
476 performance of basketball athletes. *Rev Bras Ciencias do Esporte.* 1 de outubro de  
477 2018;40(4):410–7. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbce.2018.04.006>.
- 478 28. Liederbach M, Kremenich IJ, Orishimo KF, Pappas E, Hagins M. Comparison of  
479 landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2:  
480 Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J*  
481 *Sports Med.* 2014;42(5):1089–95. Doi: 10.1177/0363546514524525.
- 482 29. Cunha FG, Assad AR, Pereira TJ de CC, de Souza Pinheiro PI, Barbosa G de M,

- 483 Lins CA de A, et al. Efeito do aquecimento sobre a flexibilidade e o desempenho  
484 funcional: Ensaio clínico randomizado. Rev Bras Med do Esporte. 1 de setembro de  
485 2017;23(5):385–9. Doi: <http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220172305153076>.
- 486 30. Shechtman O. The Coefficient of Variation as an Index of Measurement Reliability.  
487 In 2013. p. 39–49.
- 488 31. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science [Internet]. Vol.  
489 30, Sports Medicine. Adis International Ltd; 2000 [citado 24 de setembro de 2020].  
490 p. 1–15. Doi: 10.2165/00007256-200030010-00001.
- 491 32. Zahradnik D, Jandacka D, Farana R, Uchytíl J, Hamill J. Identification of types of  
492 landings after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury. Eur J Sport  
493 Sci [Internet]. 7 de fevereiro de 2017 [citado 26 de agosto de 2020];17(2):241–8.  
494 Doi: 10.1080/17461391.2016.1220626.
- 495 33. Herrington L. The Effects of 4 Weeks of Jump Training on Landing Knee Valgus  
496 and Crossover Hop Performance in Female Basketball Players. J Strength Cond Res  
497 [Internet]. dezembro de 2010 [citado 31 de outubro de 2020];24(12):3427–32. Doi:  
498 10.1519/JSC.0b013e3181c1fcd8.
- 499 34. Herrington L. Knee Valgus Angle During Landing Tasks in Female Volleyball and  
500 Basketball Players. J Strength Cond Res [Internet]. janeiro de 2011 [citado 31 de  
501 outubro de 2020];25(1):262–6. Doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b62c77.
- 502 35. Felicissimo CT, Dantas JL, Moura ML, De Moraes AC. Neuromuscular responses  
503 of the lower limb muscles during vertical jumping in volleyball athletes. Motriz Rev  
504 Educ Fis [Internet]. 2012 [citado 12 de outubro de 2020];18(1):153–64.
- 505 36. Leporace G, Praxedes J, Ribeiro Pereira G, Chagas D, Pinto S, Alberto Batista L.

506           Activation of Hip and Knee Muscles During two Landing Tasks Performed by Male  
507           Volleyball Athletes. Vol. 17, Rev Bras Med Esporte. Doi:  
508           <https://doi.org/10.1590/S1517-86922011000500006>.  
509

1 **3. ARTIGO 2**

2 **RELIABILITY OF 2D KINEMATICS DURING LANDING OF VOLLEYBALL**

3 **ATHLETES AFTER EXHAUSTION**

4 Caio Augusto M. Carvalho<sup>1</sup>, Agnes R. Guirelli<sup>1</sup>, Júlia Maria dos Santos<sup>2</sup>, Lilian Ramiro  
5 Felício<sup>3</sup>

6

7 <sup>1</sup> Aluno do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia UFTM/UFU, Universidade  
8 Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil.

9 <sup>2</sup> Professora Doutora do Curso de Graduação em Fisioterapia UFTM/UFU, Universidade  
10 Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil.

11 <sup>3</sup> Professora Doutora do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia UFTM/UFU,  
12 Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil.

13

14 Section: Original Research Report

15 Running Head: Reliability of 2D Kinematic after exhaustion

16 Endereço para correspondência:

17 Profa. Dra. Lilian Ramiro Felício – Universidade Federal de Uberlândia-UFU

18 Rua Benjamin Constant, 1.286. B. Aparecida CEP: 38.400-678;

19 Uberlândia/MG, Brasil.

20 E-mail: [lilianrf@ufu.br](mailto:lilianrf@ufu.br)

21

22

## 23 RESUMO

24 **Introdução:** Através da análise cinemática da aterrissagem é possível quantificar as alterações  
25 quanto ao padrão de movimento, especialmente para quantificar mudanças em situações pré e  
26 pós exaustão, entretanto não é conhecido a confiabilidade desta análise pós exaustão. **Objetivo:**  
27 Verificar a confiabilidade inter e intra-examinador da análise cinemática bidimensional durante  
28 a aterrissagem de um salto vertical de atletas de voleibol, pré e pós protocolo de exaustão.

29 **Métodos:** Foram recrutadas 30 atletas de voleibol, e realizado a análise da cinemática durante  
30 a aterrissagem, pré e após a aplicação de um protocolo de exaustão. As medidas angulares  
31 analisadas foram: 1) plano frontal: valgo de joelho e 2) plano sagital: Inclinação anterior de  
32 tronco, flexão de joelho e ângulo túbio tásico, realizadas por dois examinadores. O cálculo da  
33 confiabilidade utilizando o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), além do erro da medida  
34 (SEM), o coeficiente de variação (CV) e a mínima diferença detectável (MDD). **Resultados:**  
35 Em relação a confiabilidade: ICC=0,95-0,98 (pré) e ICC=0,83-0,98 (após exaustão). Já ao CV,  
36 este apresentou valores heterogêneos para o valgo de joelho e a inclinação do tronco, tanto pré  
37 quanto pós protocolo. O SEM apresentou valores que variaram, de 0.74°-2.33° e a MDD variou  
38 de 2.55°-5.54° pré protocolo e de 2.05°-6.45° após o protocolo. **Conclusão:** A avaliação da  
39 cinemática em 2D pode ser utilizada pré e pós um protocolo de exaustão, pois apresentou  
40 valores satisfatórios de confiabilidade, no entanto deve-se levar em consideração a  
41 variabilidade dos valores e quanto as medidas estão livres de erro.

42 **Palavras-chaves:** Confiabilidade, Cinemática 2D, Aterrissagem, Voleibol.

43

44

45

46

47

### 48 3.1. Introdução

49 O desempenho no esporte pode ser influenciado por diferentes fatores, dentre eles, a  
50 biomecânica do gestual esportivo, sendo que este fator interfere diretamente na maneira como  
51 o atleta controla e compensa as ações durante a execução do movimento<sup>(1,2)</sup>. A avaliação do  
52 gesto esportivo é de grande importância, uma vez que pode identificar a presença de alterações  
53 biomecânicas relacionadas ao aumento do risco de lesões<sup>(3,4)</sup>.

54 A cinemetria é uma das formas mais utilizadas durante a avaliação do gesto esportivo<sup>(5)</sup>,  
55 permitindo a mensuração dos parâmetros de descrição do movimento relacionados ao aparelho  
56 locomotor<sup>(6,7)</sup>. Dentre as diferentes formas a avaliação tridimensional (3D) é considerado o  
57 “padrão ouro” para análise de movimentos complexos<sup>(8)</sup>, sendo este método confiável e preciso  
58 para descrever movimentos multi-planares, permitindo a análise dos movimentos que ocorrem  
59 no plano transversal<sup>(9)</sup>, por outra se trata de uma ferramenta de alto custo<sup>(10)</sup>. Entretanto um  
60 existe o sistema de avaliação de menor custo, que é o bidimensional (2D), este amplamente  
61 utilizado no meio esportivo<sup>(11,12)</sup>.

62 As medidas geradas por câmeras em 2D e 3D, para as articulações dos membros  
63 inferiores como quadril, joelho e tornozelo, além do tronco, apresentam moderada a forte  
64 correlação<sup>(11)</sup>, portanto apesar da baixa capacidade de capturar rotações, as medidas em 2D são  
65 indicadas para analisar os movimentos que ocorrem nos planos sagital e frontal<sup>(13)</sup>.

66 Sabe-se que a exaustão leva à uma redução reversível do desempenho muscular  
67 induzido pelo exercício<sup>(14)</sup>, podendo ser observada nos períodos de competição das atletas de  
68 voleibol<sup>(3,15)</sup>. No entanto, através da análise cinemática da aterrissagem é possível observar as  
69 alterações de padrão de movimento gerados pela exaustão<sup>(4,10)</sup>.

70 Apesar de existirem estudos que avaliaram a confiabilidade dos movimentos do  
71 membro inferior nos planos frontal e sagital<sup>(5,7,11)</sup>, não foram encontrados na literatura estudos

72 que avaliassem a confiabilidade em situações pós exaustão, simulando momentos pós jogo ou  
73 treinamento, visto ser nestes períodos a ocorrência de lesões<sup>(16)</sup>.

74 Sendo assim, conhecermos a confiabilidade das variáveis angulares de movimento,  
75 após a aplicação de um protocolo de exaustão, traria informações sobre a qualidade da  
76 ferramenta de avaliação, permitindo assim, que o profissional interessado na área desportiva  
77 avalie movimento em momentos de maior risco de lesão.

78 Portanto a hipótese do estudo foi de que após a aplicação do protocolo de exaustão, a  
79 confiabilidade inter e intra examinadores apresentaria níveis menores de confiabilidade,  
80 especialmente inter examinadores, visto que a exaustão poderia levar à uma variabilidade de  
81 resposta angular.

82 Diante disso, o objetivo do estudo foi verificar a confiabilidade inter e intra  
83 examinadores das medidas angulares de tronco, quadril, joelho e tornozelo nos planos frontal  
84 e sagital, adquiridas por meio de um sistema de análise cinemática 2D, durante a aterrissagem  
85 de um salto vertical, pré e após protocolo de exaustão.

86

## 87 **3.2. Métodos**

### 88 **Participantes**

89 Foram avaliados 30 atletas de voleibol, do sexo feminino, aptos a participarem de  
90 treinos e jogos, com faixa etária entre 15 a 21 anos. Como critério de inclusão, foram  
91 considerados: apresentar mínimo de três anos de prática esportiva, atletas sem queixas de dor  
92 em membros inferiores há mais de seis meses, aptas a participarem de treinamento e  
93 competições, e que não haviam realizado treinamento de membros inferiores há dois dias antes  
94 da avaliação. O presente trabalho foi aprovado pelo comitê de Ética da instituição (CAAE n°  
95 56122915.0.0000.5152).

96 Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação em Biomecânica e  
97 Neurociências (LABiN), em parceria com o Laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia  
98 (LANEF).

99 Todas as participantes foram submetidas a uma avaliação fisioterapêutica contendo um  
100 questionário individual abordando aspectos antropométricos, e referentes a prática esportiva.

101

## 102 **Instrumentação**

### 103 **Sistema de Cinematria 2D**

104 A cinemática das articulações do membro inferior, foi avaliada por meio de filmagens  
105 com duas câmeras da marca SONYHD- modelo CDX, com frequência de 60Hz.

106 A digitalização da imagem foi realizada utilizando o programa *Kinovea* versão  
107 0.8.15<sup>(17)</sup>. Para a sincronização das câmeras, foi utilizando um dispositivo de luz, acionado  
108 manualmente, no momento anterior a realização do salto. A calibração das medidas foi  
109 realizada em relação a um suporte posicionado ao lado do voluntário, mensurado 30  
110 centímetros de comprimento.

111

## 112 **Procedimentos**

113 Os marcadores utilizados para a análise cinemática foram posicionados pelo mesmo  
114 avaliador (examinador 1) e fixados nos seguintes pontos: espinha íliaca ântero superior (EIAS),  
115 trocânter maior do fêmur, tuberosidade anterior da tíbia, epicôndilo medial e lateral do joelho,  
116 maléolo medial e lateral, base do quinto metatarso, entre o II e III metatarsos, quinta vértebra  
117 lombar e manúbrio do esterno. As medidas foram avaliadas pré e pós a aplicação de um  
118 protocolo de exaustão<sup>(18)</sup>.

119

## 120 **CINEMETRIA DURANTE SALTO:**

121 **Plano Sagital**

122

123 As medidas avaliadas no plano sagital (Figura 1) foram:

124 A) Flexão do joelho: determinada pela angulação formada pelas retas: 1- trocânter  
125 maior do fêmur ao epicôndilo femoral e 2- epicôndilo lateral do fêmur e maléolo lateral da  
126 fíbula<sup>(19)</sup>.

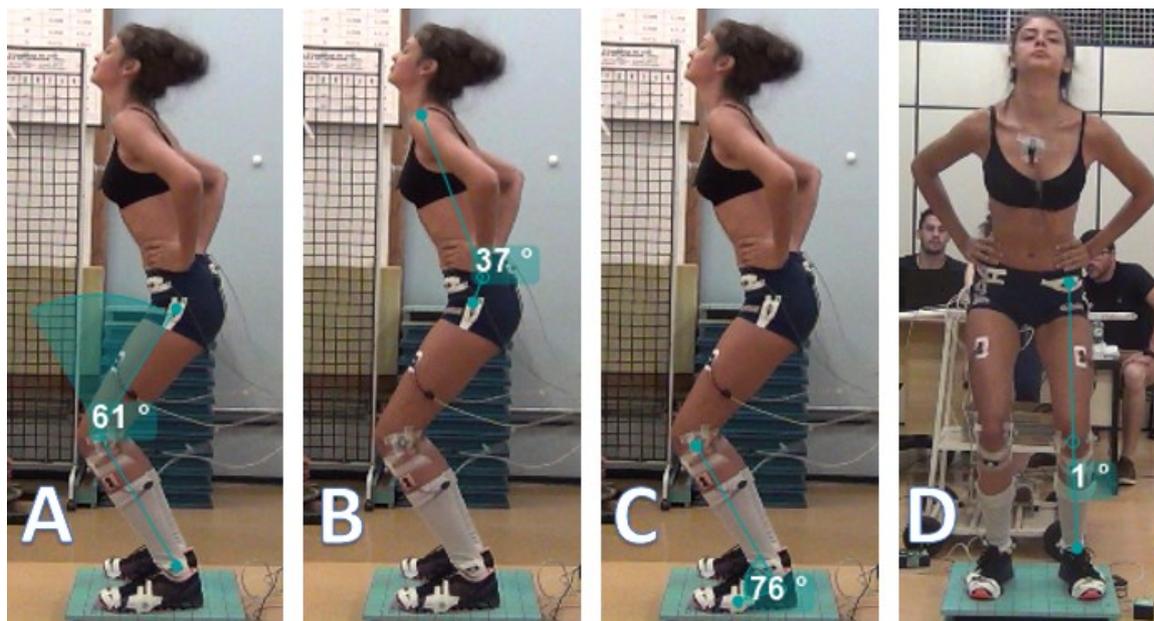
127 B) Inclinação anterior do tronco: Ângulo formado por duas retas, sendo uma em direção  
128 ao tronco, levando em consideração o ponto médio entre a EIAS e a quinta vértebra lombar  
129 (ponto médio do tronco) e outra reta até o epicôndilo lateral do fêmur.

130 C) Ângulo tíbio-társico: mensurado por meio do ângulo formado entre as retas 1-  
131 Paralela ao maléolo lateral da fíbula e a base do quinto metatarso com 2- ponto médio da  
132 perna<sup>(19)</sup>.

133 Para o plano frontal foram analisadas as medidas de (Figura 1D):

134 D) Valgo do joelho: Formado pela angulação entre as retas 1) Formada pela EIAS e o  
135 ponto médio entre os epicôndilos femorais e 2) Formada ponto médio entre os maléolos e o  
136 ponto médio entre os epicôndilos femorais<sup>(20)</sup>.

137



138

139 Figura 2 Avaliação da cinemetria: (A) flexão de joelho, (B) inclinação anterior de tronco, (C)  
 140 ângulo tibiotársico e (D) valgo de joelho da aterrissagem após um salto vertical máximo.

141

142 As câmeras foram posicionadas a uma distância de 3,5 metros e altura de 1,5 metros  
 143 da voluntária, sendo assim, possível capturar o salto vertical completamente.

144 Previamente a realização dos saltos, todas as voluntárias realizaram um aquecimento  
 145 na esteira ergométrica a oito quilômetros por hora, durante cinco minutos<sup>(21)</sup>, em seguida, as  
 146 atletas executaram três repetições consecutivas do salto vertical máximo bipodal (saltos pré  
 147 exaustão).

148 Após a realização dos saltos iniciais, todas as atletas foram submetidas ao protocolo de  
 149 exaustão, que consistiu em: 50 repetições de subida e descida de um degrau de 30 cm, 15 saltos  
 150 verticais máximos unilaterais, ao final de cada série, a altura máxima do salto vertical dos  
 151 participantes foi avaliada usando uma plataforma de salto, sendo considerada a exaustão, caso  
 152 a altura do salto reduzisse 10% após o protocolo realizado, caso isto não ocorresse, a atleta  
 153 repetiria o protocolo, até que os 10% fossem alcançados<sup>(18)</sup>.

154 Imediatamente após a realização do protocolo de exaustão, e confirmada a redução da  
155 altura do salto, as atletas foram resubmetidas a avaliação cinemática das aterrissagens pós três  
156 saltos verticais máximo (saltos pós exaustão).

157 Para a avaliação da confiabilidade, dois avaliadores, denominados como: examinadores  
158 1 e 2, foram treinados para realizar a análise cinemática utilizando o *software* Kinovea (versão  
159 0.8.15). Os mesmos não tiveram contatos ou divulgaram qualquer tipo de informação sobre a  
160 análise das imagens de vídeo coletadas.

161 Os examinadores realizaram a análise das medidas de cinemetria de inclinação anterior  
162 de tronco, ângulo tibiotársico e valgo de joelho, pré e pós a aplicação do protocolo de exaustão,  
163 utilizando como referência a máxima flexão do joelho durante a aterrissagem das atletas.

164 Ambos os examinadores realizaram as medidas de cinemetria do membro inferior, para  
165 o cálculo das medidas inter-examinadores e repetiram a avaliação após 7 dias, para o cálculo  
166 da confiabilidade intra-examinador, pré e pós protocolo de exaustão.

167

## 168 **Análise Estatística**

169 A normalidade foi testada utilizando o teste estatístico Shapiro-Wilk para todas as  
170 variáveis cinemáticas, sendo esta aceita. Os dados quantitativos, referentes aos valores  
171 angulares, para o os planos sagital e frontal, foram analisados por dois examinadores e  
172 expressos em média e desvio padrão. Para a análise da confiabilidade, considerou-se os dados  
173 referentes as medidas angulares das análises realizadas, 1) confiabilidade inter examinadores e  
174 2) confiabilidade intra examinador, sendo o cálculo realizado por meio do coeficiente de  
175 correlação intraclass (ICC), considerando a força da concordância como: 0-0,25 pouca ou  
176 nenhuma, 0,26–0,49 baixa, 0,50–0,69 moderada, 0,70–0,89 alta, 0,90-1,00 muito alta<sup>(22)</sup>.

177 O Erro da Medida (SEM)<sup>(23,24)</sup>, o Coeficiente de Variação (CV)<sup>(25)</sup> e a Mínima  
178 Diferença Detectável (MDD), que indica a mínima diferença que deve ser observada em um

179 reteste, com 95% de precisão, para que essa diferença seja considerada verdadeira<sup>(26)</sup>, foram  
180 analisados pré e pós protocolo de exaustão, utilizando os dados obtidos pelo examinador 1. As  
181 fórmulas para o cálculo destas variáveis foram:

182 1)  $SEM = S/\sqrt{(n)}$

183 **Onde:**

184 **S: Desvio padrão; n: Tamanho da amostra.**

185

186 2)  $CV = 100 \cdot (S/X)$  (%)

187 Onde:

188 S: Desvio padrão; X: Média dos dados.

189

190 3)  $MDD = SEM \times 1,96 \times \sqrt{2}$

191

192 Para a comparação entre as medidas de cinemetria entre os examinadores, foi utilizado  
193 o teste t-student para amostras dependentes, sendo considerado o nível de significância  $p \leq 0.05$ .

194

195

196

### 197 **3.3. Resultados**

198 Os dados antropométricos em relação à idade, massa corporal, altura e tempo de prática  
199 esportiva das atletas estão descritos na (Tabela 1).

200

201 [Inserir Tabela 1]

202

203 Tabela 2 – Média e Desvio Padrão (DP) dos dados antropométricos e aspectos da prática  
 204 esportiva.

205

<b>Variáveis</b>	<b>Média (DP)</b>
Idade (anos)	18.1 (2.8)
Massa Corporal(kg)	66.0 (9.1)
Estatura (cm)	171.3 (6.3)
Tempo de Prática (anos)	6.7 (2.6)

206

207 Os níveis de confiabilidade inter examinadores mostraram-se com valores variando de  
 208 0,95-0,98 durante a avaliação da cinemetria das atletas pré e após a aplicação do protocolo de  
 209 exaustão, ou seja, níveis de confiabilidade muito alta (tabela 2).

210 Tabela 3 - Média e Desvio Padrão (DP) dos ângulos mensurados pelos examinadores 1 e 2,

211 Confiabilidade inter examinador na aterrissagem, pré e pós protocolo de Exaustão

<b>Ângulos</b>	<b>Examinador</b>	<b>Examinador</b>	<b><i>p</i></b>	<b>ICC</b>
<b>Avaliados</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>(IC dif da</b>	<b>(IC 95% inf; sup)</b>
<b>(graus)</b>	<b>Média (SD)</b>	<b>Média (SD)</b>	<b>média)</b>	
<b>Pré Protocolo de Exaustão</b>				
Flexão de	62.41	61.40	0.71	0.97 (0.93; 0.98)
Joelho	(10.96)	(11.51)	(-1.35; 0.10)	
Inclinação	24.52	25.40	0.32	0.98 (0.95; 0.99)
Anterior	(11.62)	(11.52)	(0.21; 1.54)	
de Tronco				

Tíbio	74.69	74.17	0.15	0.97 (0.94; 0.99)
társico	(7.98)	(8.13)	(-1.23; 0.19)	
Valgo do	7.23	6.89	0.79	0.96 (0.92; 0.98)
Joelho	(5.04)	(5.03)	(-2.94; 2.25)	
<b>Pós Protocolo de Exaustão</b>				
Flexão de	65.83	65.81	0.94	0.98 (0.97; 0.99)
Joelho	(13.14)	(12.76)	(-0.74; 0.69)	
Inclinação	26.07	26.33	0.66	0.97 (0.93; 0.98)
Anterior	(10.25)	(11.50)	(-0.97; 1.49)	
de Tronco				
Tíbio	75.71	75.25	0.27	0.97 (0.93; 0.98)
társico	(9.59)	(9.39)	(-1.28; 0.38)	
Valgo do	9.13	9.10	0.88	0.95 (0.90; 0.97)
Joelho	(4.09)	(4.43)	(-0.50; 0.44)	

212 SD: Desvio padrão, IC: Intervalo de Confiança e ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse

213

214 A tabela 3 demonstra os valores de confiabilidade intra examinador, para as medidas 1

215 e 2, realizadas com 7 dias de intervalo, sendo verificado níveis de confiabilidade, variando de

216 0,83-0,98 durante as medidas de cinemetria das atletas pré e pós a aplicação do protocolo de

217 exaustão, sendo assim, apresentou níveis de confiabilidade intra-examinadores de alto a muito  
218 alto.

219 **Tabela 3:** Média e Desvio Padrão (DP) dos ângulos mensurados nas medidas 1 e 2 e  
220 Confiabilidade intra examinador (examinador 1) na aterrissagem, pré e pós protocolo de  
221 Exaustão.

Ângulos (graus)	Avaliados	Medida 1		Medida 2		<i>P</i> (IC dif da média)	ICC (IC 95% inf; sup)
		Média (SD)	Média (SD)	Média (SD)	Média (SD)		
<b>Pré Protocolo de Exaustão</b>							
Flexão de Joelho		62.41 (10.96)	62.01 (10.29)	0.21 (-0.24; 1.04)		0.97 (0.93; 0.98)	
Inclinação de Tronco	Anterior	24.52 (11.62)	24.76 (12.19)	0.53 (-1.05; 0.56)		0.98 (0.96; 0.99)	
Tíbio társico		74.69 (7.98)	74.29 (7.95)	0.42 (-0.60; 1.40)		0.93 (0.86; 0.96)	
Valgo do Joelho		7.23 (5.04)	7.34 (4.66)	0.61 (-0.55; 0.33)		0.92 (0.84; 0.96)	
<b>Pós Protocolo de Exaustão</b>							
Flexão de Joelho		65.83 (13.14)	65.32 (12.47)	0.57 (-1.34; 2.36)		0.93 (0.86; 0.97)	
Inclinação de Tronco	Anterior	26.07 (10.25)	25.44 (10.47)	0.49 (-1.23; 2.48)		0.91 (0.83; 0.96)	
Tíbio társico		75.71 (9.59)	74.85 (7.80)	0.38 (-1.11; 2.81)		0.83 (0.68; 0.91)	

Valgo do Joelho	9.13 (4.09)	9.47 (3.97)	0.27 (-0.94; 0.27)	0.89 (0.77; 0.94)
-----------------	----------------	----------------	-----------------------	----------------------

222 SD: Desvio padrão, IC: Intervalo de Confiança e ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse.

223

224 O coeficiente de variação (CV) apresentou-se maior para as medidas do valgo de joelho  
 225 (69,62%) e inclinação do tronco (47,38%), já em relação ao erro da medida (SEM) o mesmo  
 226 variou de 0.92, sendo este o valgo de joelho até 2.12 para a inclinação anterior do tronco, pré  
 227 protocolo de exaustão. Já após a exaustão o SEM variou de 0.74 a 2.33, sendo estes resultados  
 228 para o valgo de joelho e flexão de joelho, respectivamente. Em relação ao CV após a exaustão  
 229 o mesmo continuou se apresentando maior para as medidas do valgo de joelho (44,80%) e  
 230 inclinação anterior do tronco (39,34%). Já a mínima diferença detectável (MDD) foi menor  
 231 para as medidas de valgo de joelho pré (2.55) e após (2.05) a exaustão como demonstrado na  
 232 tabela 4.

233 [Inserir Tabela 4]

234

235 **Tabela 4** – Medidas de Coeficiente de Variação, Erro da Medida e Mínima Diferença  
 236 Detectável para cinemetria mensuradas

Ângulos Avaliados (graus)	CV(%)	SEM (graus)	MDD (graus)
<b>Pré Protocolo de Exaustão</b>			
Flexão de Joelho	17.56	2.00	5.54
Inclinação Anterior de Tronco	47.38	2.12	5.88

Tíbio társico	10.69	1.46	4.05
Valgo do Joelho	69.62	0.92	2.55
<b>Pós Protocolo de Exaustão</b>			
Flexão de Joelho	19.39	2.33	6.45
Inclinação Anterior de Tronco	39.34	1.87	5.18
Tíbio társico	12.67	1.75	4.85
Valgo do Joelho	44.80	0.74	2.05

237 CV- Coeficiente de Variação, SEM- Erro da Medida e MDD- Mínima Diferença Detectável

238

### 239 3.4. Discussão

240 Os resultados obtidos apontam que a análise de movimento em 2D é um método  
241 confiável para avaliar os valores angulares das articulações dos membros inferiores, tanto no  
242 plano sagital, quanto frontal durante a aterrissagem de atletas de voleibol feminino, pois  
243 apresentou valores elevados de confiabilidade inter e intra-examinadores, mesmo após a  
244 aplicação de um protocolo de exaustão.

245 Previamente a análise de vídeo em 2D foi validada em comparação com a análise de  
246 vídeo em 3D para os movimentos dos membros inferiores e tronco que ocorrem nos planos:  
247 sagital e frontal durante tarefas de aterrissagem realizadas por atletas amadores e  
248 profissionais<sup>(27-29)</sup>.

249 Estes resultados vão de acordo com Reinking<sup>(30)</sup>, que apesar de não terem avaliado o  
250 salto, observaram que a confiabilidade intra e inter-examinadores da análise cinemática 2D  
251 durante a corrida na esteira ergométrica, mas sem levar em consideração a exaustão, e os  
252 resultados apresentaram níveis de confiabilidade alta a muito alta, para as análises no plano  
253 sagital e frontal da articulação do joelho, quadril, tronco e tornozelo.

254 Contudo estudo<sup>(31)</sup> concluiu que a utilização da análise de vídeo em 2D para os valores  
255 angulares dos movimentos do tronco é confiável durante o gesto esportivo de atletas  
256 corredores, mas os autores não levaram em consideração a exaustão. Concordando com estes  
257 resultados e estendendo a análise do movimento em 2D aos movimentos da articulação do  
258 joelho. Autores<sup>(27)</sup> avaliaram cinquenta atletas do sexo feminino durante a aterrissagem de  
259 saltos verticais e concluíram que a análise de vídeo em 2D é uma ferramenta confiável para ser  
260 utilizada por clínicos e pesquisadores.

261 Os resultados de estudo realizado em 2020<sup>(32)</sup> corroboram com os demais citados  
262 anteriormente no que se diz respeito à confiabilidade da análise de vídeo em 2D para os valores  
263 angulares de tronco e joelho durante a aterrissagem de atletas do sexo feminino. Além do mais,  
264 os autores apresentaram valores satisfatórios de confiabilidade para as medidas do tornozelo,  
265 corroborando também com os resultados apresentados pelo presente estudo.

266 Ao se tratar da confiabilidade os resultados mostraram-se satisfatórios, permitindo que  
267 clínicos, pesquisadores e membros de comissões técnicas cheguem aos mesmos valores ao  
268 utilizem a análise de vídeo em 2D durante a aterrissagem pré e após a exaustão, além disso a  
269 mesma apresentar baixo custo financeiro<sup>(5)</sup>.

270 Devemos levar em consideração outras variáveis ao se utilizar desta análise para  
271 mensuração dos valores angulares, sendo estas as medidas de: coeficiente de variação (CV),  
272 erro da medida (SEM) e mínima diferença detectável (MDD). Em relação ao coeficiente de  
273 variação, este indicou uma maior variação das medidas analisadas dos movimentos de valgo  
274 de joelho e de inclinação anterior de tronco, tanto pré quanto após protocolo de exaustão,  
275 caracterizando os dados como heterogêneos, pois estes apresentaram uma maior dispersão  
276 (maior que 30%), o que torna mais difícil a detecção de padrões de movimento<sup>(33)</sup>.

277 Concomitantemente o SEM apresentou valores que variaram, de 0.74°-2.33° indo ao  
278 encontro dos apresentados<sup>(34)</sup> em seu estudo que avaliou a confiabilidade da análise de vídeo

279 em 2D para as articulações dos membros inferiores durante a aterrissagem de um salto vertical  
280 de 23 atletas, no entanto os autores não levaram em consideração, diferentemente do nosso  
281 estudo, a exaustão. Em relação a MDD os resultados revelaram valores que variaram de 2.55°-  
282 5.54° pré protocolo e de 2.05°-6.45° após o protocolo de exaustão, resultados estes que estão  
283 diretamente relacionados ao erro da medida, pois se os valores angulares excederem aos  
284 definidos através da mínima diferença detectável, estes são considerados relevantes durante a  
285 aplicabilidade clínica destas mensurações<sup>(35)</sup>.

286 Dessa forma, tais informações, inéditas na literatura, permitem que os clínicos e  
287 pesquisadores utilizem a análise de vídeo em 2D para avaliar a cinemática das articulações dos  
288 membros inferiores e tronco nos planos sagital e frontal, tanto pré quanto após situações que  
289 levam as atletas à exaustão, por apresentar alta a muito alta confiabilidade, no entanto apesar  
290 de apresentar da confiabilidade, os valores de CV apresentaram-se heterogêneos para as  
291 medidas do tronco e valgo de joelho e os valores de erro da medida e mínima diferença  
292 detectável também devem ser levados em consideração ao avaliar esta população com este  
293 instrumento.

294

### 295 **3.5. Conclusão**

296 Conclui-se que a avaliação da cinemática em 2D é uma estratégia com níveis altos e  
297 muito altos de confiabilidade pré e após a aplicação de um protocolo de fadiga, além de ser  
298 acessível para ser utilizada por pesquisadores e membros de comissões técnicas. No entanto  
299 deve ser levado em consideração durante a sua aplicabilidade, a variabilidade dos valores  
300 encontrados para as medidas de valgo de joelho e inclinação anterior de tronco, além dos  
301 valores da mínima diferença detectável para todas as articulações.

302

303

**304 3.6. Referências**

- 305 1. Skazalski C, Whiteley R, Hansen C, Bahr R. A valid and reliable method to measure  
306 jump-specific training and competition load in elite volleyball players. *Scand J Med Sci*  
307 *Sport*. 1 de maio de 2018;28(5):1578–85. Doi: 10.1111/sms.13052.
- 308 2. Goutteborge V, Barboza SD, Zwerver J, Verhagen E. Preventing injuries among  
309 recreational adult volleyball players: Results of a prospective randomised controlled  
310 trial. *J Sports Sci [Internet]*. 18 de março de 2020 [citado 24 de agosto de  
311 2020];38(6):612–8. Doi: 10.1080/02640414.2020.1721255.
- 312 3. Angioluci F, Campos D, Cristina L, Campos B, Augusto T, Bezerra R, et al. ARTIGO  
313 ORIGINAL. *Cinergis [Internet]*. 2015 [citado 30 de outubro de 2020];16(4):275–8.  
314 Doi:: <http://dx.doi.org/10.17058/cinergis.v16i5.6912>.
- 315 4. Sattler T, Hadžic V, Dervišević E, Markovic G. Vertical jump performance of  
316 professional male and female volleyball players: Effects of playing position and  
317 competition level. *J Strength Cond Res [Internet]*. 5 de junho de 2015 [citado 10 de  
318 outubro de 2020];29(6):1486–93. Doi: 10.1519/JSC.0000000000000781.
- 319 5. Sinsurin K, Srisangboriboon S, Vachalathiti R. Side-to-side differences in lower  
320 extremity biomechanics during multi-directional jump landing in volleyball athletes. *Eur*  
321 *J Sport Sci [Internet]*. 3 de julho de 2017 [citado 26 de agosto de 2020];17(6):699–709.  
322 Doi: 10.1080/17461391.2017.1308560.
- 323 6. Wasser JG, Tripp B, Bruner ML, Bailey DR, Leitz RS, Zaremski JL, et al. Volleyball-  
324 Related Injuries in Adolescent Female Players: An Initial Report. *Phys Sportsmed*  
325 *[Internet]*. 18 de setembro de 2020 [citado 12 de outubro de 2020]; Doi:  
326 10.1080/00913847.2020.1826284.
- 327 7. Avedesian JM, Judge LW, Wang H, Dickin DC. The biomechanical effect of warm-up  
328 stretching strategies on landing mechanics in female volleyball athletes. *Sport Biomech*

- 329 [Internet]. 2 de setembro de 2020 [citado 16 de outubro de 2020];19(5):587–600. Doi:  
330 10.1080/14763141.2018.1503322.
- 331 8. Eagles AN, Sayers MGL, Bousson M, Lovell DI. Current Methodologies and  
332 Implications of Phase Identification of the Vertical Jump: A Systematic Review and  
333 Meta-analysis [Internet]. Vol. 45, Sports Medicine. Springer International Publishing;  
334 2015 [citado 10 de outubro de 2020]. p. 1311–23. Doi: 10.1007/s40279-015-0350-7.
- 335 9. Buchheit M, Spencer M, Ahmaidi S. Reliability, Usefulness, and Validity of a Repeated  
336 Sprint and Jump Ability Test. Vol. 5, International Journal of Sports Physiology and  
337 Performance. 2010. Doi: 10.1123/ijpspp.5.1.3.
- 338 10. Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-dimensional  
339 motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of  
340 non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*  
341 [Internet]. 1 de fevereiro de 2018 [citado 10 de outubro de 2020];26(2):442–7. Doi:  
342 10.1007/s00167-017-4681-9.
- 343 11. Cronström A, Creaby MW, Ageberg E. Do knee abduction kinematics and kinetics  
344 predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-  
345 analysis of prospective studies [Internet]. Vol. 21, BMC Musculoskeletal Disorders.  
346 BioMed Central; 2020 [citado 16 de outubro de 2020]. Doi:  
347 <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03552-3>.
- 348 12. Anza R, Denis M, Silva MF. Análise da aptidão física, da antropometria e da prevalência  
349 de sintomas osteomusculares na categoria infanto-juvenil do voleibol analysis of  
350 physical fitness, anthropometry and prevalence of musculoskeletal symptoms in the  
351 youth volleyball category artigo original aparelho locomotor no exercício e no esporte  
352 resumo. Vol. 19, Rev Bras Med Esporte. Doi: [http://dx.doi.org/10.1590/S1517-](http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922013000100013)  
353 [86922013000100013](http://dx.doi.org/10.1590/S1517-86922013000100013).

- 354 13. Rodríguez-Ruiz D, Diez-Vega I, Rodríguez-Matoso D, Fernandez-Del-Valle M,  
355 Sagastume R, Molina JJ. Analysis of the response speed of musculature of the knee in  
356 professional male and female volleyball players. *Biomed Res Int.* 2014;2014. Doi:  
357 10.1155/2014/239708.
- 358 14. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, et al. Evidence-based  
359 concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament  
360 committee of the German Knee Society (DKG). *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 1  
361 de janeiro de 2018 [citado 26 de agosto de 2020];138(1):51–61. Doi: 10.1007/s00402-  
362 017-2809-5.
- 363 15. Verardi CEL, Miyazaki MC de OS, Nagamine KK, Lobo AP da S, Domingos NAM.  
364 Esporte, stress e burnout. *Estud Psicol* [Internet]. setembro de 2012 [citado 21 de  
365 outubro de 2020];29(3):305–13. [http://dx.doi.org/10.1590/S0103-  
366 166X2012000300001](http://dx.doi.org/10.1590/S0103-166X2012000300001).
- 367 16. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural  
368 control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve.* 1984;7(9):691–9. Doi:  
369 10.1002/mus.880070902.
- 370 17. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle-Jackson EE, Bartlett W, Venegas-Rios HL.  
371 Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *J Strength Cond*  
372 *Res* [Internet]. abril de 2010 [citado 30 de outubro de 2020];24(4):1019–27. Available  
373 at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20300024/>
- 374 18. Orishimo KF, Liederbach M, Kremenec IJ, Hagins M, Pappas E. Comparison of landing  
375 biomechanics between male and female dancers and athletes, part 1: Influence of sex on  
376 risk of anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* [Internet]. 2014 [citado 26 de  
377 agosto de 2020];42(5):1082–8. Doi: 10.1177/0363546514523928.
- 378 19. Cannon J, Cambridge EDJ, McGill SM. Anterior cruciate ligament injury mechanisms

- 379 and the Kinetic chain linkage: The effect of proximal joint stiffness on distal knee  
380 control during bilateral landings. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 1 de agosto de  
381 2019 [citado 25 de agosto de 2020];49(8):601–10. Doi: 10.2519/jospt.2019.8248.
- 382 20. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength  
383 and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. Vol. 37,  
384 *Physical Therapy in Sport*. Churchill Livingstone; 2019. p. 197–209. Doi:  
385 10.1016/j.ptsp.2018.05.015.
- 386 21. Lesinski M, Prieske O, Demps M, Granacher U. Effects of fatigue and surface instability  
387 on neuromuscular performance during jumping. *Scand J Med Sci Sport* [Internet]. 1 de  
388 outubro de 2016 [citado 25 de agosto de 2020];26(10):1140–50. Doi:  
389 10.1111/sms.12548.
- 390 22. Puig-Diví A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padullés-Chando X,  
391 Marcos-Ruiz D. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and  
392 distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One* [Internet]. 1 de junho de 2019  
393 [citado 22 de julho de 2020];14(6). Doi: 10.1371/journal.pone.0216448.
- 394 23. Wagner H, Tilp M, Von Duvillard SPV, Mueller E. Kinematic analysis of volleyball  
395 spike jump. *Int J Sports Med*. 2009;30(10):760–5. Doi: 10.1055/s-0029-1224177.
- 396 24. Peixoto G, Almeida L, Paula De Moura A, Carvalho E Silva C, Renovato França J,  
397 Oliveira Magalhães M, et al. Ângulo-q na dor patelofemoral: relação com valgo  
398 dinâmico de joelho, torque abdutor do quadril, dor e função. *Rev Bras Ortop* [Internet].  
399 2016 [citado 30 de junho de 2020];51:181–6. Doi:  
400 <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2015.05.0030102-3616/>
- 401 25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations  
402 for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet].  
403 outubro de 2000 [citado 26 de agosto de 2020];10(5):361–74. Doi: 10.1016/s1050-

- 404 6411(00)00027-4.
- 405 26. Owen NJ, Watkins J, Kilduff LP, Bevan HR, Bennett MA. Development of a criterion  
406 method to determine peak mechanical power output in a countermovement jump. *J*  
407 *Strength Cond Res* [Internet]. 2014 [citado 8 de novembro de 2020];28(6):1552–8. Doi:  
408 10.1519/JSC.0000000000000311.
- 409 27. Gantois P, Dantas MP, Simões TB dos S, Araújo JP de F, Dantas PMS, Cabral BG de  
410 AT. Relationship between repeated sprints and intermittent vertical jump performance  
411 of basketball athletes. *Rev Bras Ciencias do Esporte*. 1 de outubro de 2018;40(4):410–  
412 7. Doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbce.2018.04.006>.
- 413 28. Liederbach M, Kremenec IJ, Orishimo KF, Pappas E, Hagins M. Comparison of landing  
414 biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue  
415 and implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*.  
416 2014;42(5):1089–95. Doi: 10.1177/0363546514524525.
- 417 29. Cunha FG, Assad AR, Pereira TJ de CC, de Souza Pinheiro PI, Barbosa G de M, Lins  
418 CA de A, et al. Efeito do aquecimento sobre a flexibilidade e o desempenho funcional:  
419 Ensaio clínico randomizado. *Rev Bras Med do Esporte*. 1 de setembro de  
420 2017;23(5):385–9. Doi: <http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220172305153076>.
- 421 30. Shechtman O. The Coefficient of Variation as an Index of Measurement Reliability. In  
422 2013. p. 39–49.
- 423 31. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science [Internet]. Vol. 30,  
424 *Sports Medicine*. Adis International Ltd; 2000 [citado 24 de setembro de 2020]. p. 1–  
425 15. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10907753/>
- 426 32. Zahradnik D, Jandacka D, Farana R, Uchytíl J, Hamill J. Identification of types of  
427 landings after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury. *Eur J Sport Sci*  
428 [Internet]. 7 de fevereiro de 2017 [citado 26 de agosto de 2020];17(2):241–8. Doi:

- 429 10.1080/17461391.2016.1220626.
- 430 33. Herrington L. The Effects of 4 Weeks of Jump Training on Landing Knee Valgus and  
431 Crossover Hop Performance in Female Basketball Players. *J Strength Cond Res*  
432 [Internet]. dezembro de 2010 [citado 31 de outubro de 2020];24(12):3427–32. Doi:  
433 10.1519/JSC.0b013e3181c1fcd8.
- 434 34. Herrington L. Knee Valgus Angle During Landing Tasks in Female Volleyball and  
435 Basketball Players. *J Strength Cond Res* [Internet]. janeiro de 2011 [citado 31 de outubro  
436 de 2020];25(1):262–6. Doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b62c77.
- 437 35. Felicissimo CT, Dantas JL, Moura ML, De Moraes AC. Neuromuscular responses of  
438 the lower limb muscles during vertical jumping in volleyball athletes. *Motriz Rev Educ*  
439 *Fis* [Internet]. 2012 [citado 12 de outubro de 2020];18(1):153–64. Available at:  
440 [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1980-](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1980-65742012000100016&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)  
441 [65742012000100016&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1980-65742012000100016&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)
- 442 36. Leporace G, Praxedes J, Ribeiro Pereira G, Chagas D, Pinto S, Alberto Batista L.  
443 Activation of Hip and Knee Muscles During two Landing Tasks Performed by Male  
444 Volleyball Athletes. *Vol. 17, Rev Bras Med Esporte*. Doi:  
445 <https://doi.org/10.1590/S1517-86922011000500006>.
- 446
- 447



Dor no joelho em atividades funcionais:

- Ao permanecer muito tempo sentada
- Subir escadas ou descer escadas
- Agachar por tempo prolongado
- Correr
- Ajoelhar-se
- Contração isométrica de quadríceps
- Praticar esportes

História de lesão ou trauma: ( ) Sim ( ) Não

Local: \_\_\_\_\_

Faz uso de medicamentos: ( ) Sim ( ) Não

Qual(is): \_\_\_\_\_

Realiza atividade física: ( ) Sim ( ) Não

Modalidade: \_\_\_\_\_ Frequência: \_\_\_\_\_ dias/semana

Duração do tempo de treinamento: \_\_\_\_\_

Realizou tratamento fisioterapêutico nos últimos 6 meses: ( ) Sim ( ) Não

Local: \_\_\_\_\_

#### **Exame físico:**

#### **Avaliação Antropométrica:**

Peso: \_\_\_\_\_ Kg      Altura: \_\_\_\_\_ cm

#### **Avaliação Postural:**

---

---

---

---

---

---

---

#### **Medida de Comprimento Real de Membro Inferior :**

MI Direito: \_\_\_\_\_ cm

MI Esquerdo: \_\_\_\_\_ cm

### Amplitude de Movimento

	Flexão	Extensão
Joelho Direito		
Joelho Esquerdo		
Quadril Direito		
Quadril Esquerdo		

Medidas do Ângulo Q (deitada):

MI Direito: \_\_\_\_\_°

MI Esquerdo: \_\_\_\_\_°

### Mobilidade Femoropatelar

---



---



---

### Teste Manual de Força

	MI Direito	MI Esquerdo
Quadríceps		
Ísquiotibiais		
Flexores de Quadril		
Glúteo Médio		
Glúteo Máximo		

