



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

LISSANDRO MOISÉS DORST

**EFETIVIDADE E VALIDAÇÃO DE INSTRUMENTOS DE
MENOR CUSTO NA AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO DE
PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E CINEMÁTICOS DA
CORRIDA**

Londrina, Paraná

2023

LISSANDRO MOISÉS DORST

**EFETIVIDADE E VALIDAÇÃO DE INSTRUMENTOS DE
MENOR CUSTO NA AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO DE
PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E CINEMÁTICOS DA
CORRIDA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física (Associado entre Universidade Estadual de Londrina e Universidade Estadual de Maringá), como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Rico Bini
Coorientador: Prof. Dr. Felipe Arruda Moura

Londrina, Paraná
2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

L772e Dorst, Lissandro Moisés.
Efetividade e validação de instrumentos de menor custo na avaliação e intervenção de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida / Lissandro Moisés Dorst. - Londrina, 2023.
175 f. : il.

Orientador: Rodrigo Rico Bini.
Coorientador: Felipe Arruda Moura.
Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2023.
Inclui bibliografia.

1. Biomecânica - Tese. 2. Corredores - Tese. 3. Equipamentos - Tese. I. Bini, Rodrigo Rico. II. Moura, Felipe Arruda. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

CDU 796

LISSANDRO MOISÉS DORST

**EFETIVIDADE E VALIDAÇÃO DE INSTRUMENTOS DE
MENOR CUSTO NA AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO DE
PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E CINEMÁTICOS DA
CORRIDA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física (Associado entre Universidade Estadual de Londrina e Universidade Estadual de Maringá), como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Educação Física.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Rico Bini
Universidade Estadual de Londrina

Prof. Dr. Danilo de Oliveira Silva
La Trobe University

Prof. Dr. Gustavo Leporace de Oliveira
Lomelino Soares
Instituto Brasil de Tecnologias da Saúde

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago
Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Rudinei Palhano
Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro,
Calçado e Artefatos.

Londrina, 14 de dezembro de 2023.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, quero agradecer aos meus orientadores, Professor Dr. Rodrigo Rico Bini e Professor Dr. Felipe Arruda Moura, pela orientação, apoio e paciência durante todo o processo. Suas valiosas orientações e conhecimento foram fundamentais para a conclusão deste trabalho.

Expresso minha gratidão à minha esposa, Amanda Figueira Ramos, e à minha filha, Liz Maria Figueira Dorst, pelo excelente apoio oferecido ao longo deste período. O nascimento da nossa filha no meio desse caminho de pesquisa e aprendizado acrescentou uma dimensão única a este desafio e, ao mesmo tempo, um motivo adicional para seguir em frente.

Aos colegas do Laboratório de Biomecânica Aplicada do Centro de Educação Física e Esportes da Universidade Estadual de Londrina, que proporcionou os recursos e o ambiente propício para a realização deste estudo, sou profundamente grato. Um especial agradecimento aos colegas Alexandre Pelegrinelli, Edson Cruz Filho e Vitor Cimonetti.

Meus sinceros agradecimentos também se estendem à instituição onde trabalho, o Centro Universitário Assis Gurgacz, e a meus colegas do colegiado do Curso de Educação Física. A colaboração proporcionada pela instituição e pelos colegas foi importante para o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço também aos professores membros da banca Dr. Danilo de Oliveira Silva, Dr. Gustavo Leporace de Oliveira, Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago e Dr. Rudinei Palhano pelas contribuições neste trabalho.

Realizar um doutorado é uma jornada de desafios que exigiu uma grande dedicação, paciência e apoio constante. É também uma jornada repleta de aprendizado e crescimento. Este estudo representa o resultado de esforços coletivos e apoio inestimável. Obrigado a todos que fizeram parte desta jornada.

DORST, Lissandro Moisés. **Efetividade e validação de instrumentos de menor custo na avaliação e intervenção de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida**. 2023. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023.

RESUMO

Avanços tecnológicos, como dispositivos vestíveis e sistemas de captura de movimento sem marcadores, permitem migrar de ambientes caros para configurações acessíveis e portáteis. As palmilhas instrumentadas coletam dados de pressão plantar durante a corrida, fornecendo informações importantes. Ao mesmo tempo, sistemas de análise de movimento sem marcadores, como o OpenPose, empregam visão computacional avançada para analisar o movimento tridimensional sem marcadores físicos, tornando a avaliação cinemática mais acessível e não invasiva. Os objetivos deste estudo foram: 1- Avaliar a efetividade de equipamentos de menor custo na avaliação e intervenção do retreinamento da corrida, por meio de uma revisão sistemática; 2- Analisar a validade de um sistema de palmilhas com sensores de pressão, para medir parâmetros espaço-temporal e cinemáticos da corrida; 3- Verificar a validade de um método de análise tridimensional sem marcadores, utilizando OpenPose, para a determinação do movimento angular das articulações dos membros inferiores. A revisão sistemática foi realizada de acordo com os protocolos do PRISMA e verificou-se que fortes evidências sugerem que metrônimos, *smartwatches* e câmeras digitais são eficazes na execução de programas de retreinamento da corrida para intervir e/ou avaliar os resultados da cadência e do padrão de pisada. Para a validação do protótipo BeRun (palmilhas equipadas com sensores de pressão resistivos), vinte e seis voluntários foram analisados através de corridas em diferentes velocidades (8, 12 e 16 km/h). Os resultados demonstraram que no tempo de contato o sistema BeRun apresentou valores médios inferiores ao sistema de referência (-4,66 ms a 8 km/h, -17,07 ms a 12 km/h e -22,10 ms a 16 km/h) e para o tempo da fase aérea o BeRun apresentou valores médios mais altos (4,04 ms a 8 km/h, 17,30 ms a 12 km/h e 22,91 ms a 16 km/h). Na cadência de passo houve concordância excelente entre os métodos em todas as velocidades de corrida e para o tipo de pisada a concordância entre os métodos foi quase perfeita a 8 km/h e forte a 12 e 16 km/h. Para a avaliação da validade de um sistema tridimensional sem marcadores usando o OpenPose, participaram treze voluntários. Os resultados apresentaram uma falta de concordância, classificada como ruim, entre o OpenPose e o sistema de referência para ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular dos membros inferiores. Apenas o movimento do joelho mostrou uma concordância moderada durante a corrida a 16 km/h para o joelho direito e esquerdo, e a 12 km/h para o joelho esquerdo. Por meio dos estudos da presente tese conclui-se que metrônimos, *smartwatches* e câmeras digitais são eficazes na execução de programas de retreinamento da corrida. Já o sistema BeRun mostrou concordância satisfatória com o sistema padrão-ouro em variáveis como cadência de passo e tipo de pisada, independentemente da velocidade da corrida. Por fim, a baixa concordância entre OpenPose e sistema de referência pode ser atribuída ao número limitado de câmeras, posicionamento inadequado, uso de imagens em escala de cinza e ausência de pontos-chave no tronco na reconstrução 3D do OpenPose.

Palavras-chave: Biomecânica; Corredores; Equipamentos.

DORST, Lissandro Moisés. **Effectiveness and validation of lower-cost instruments in the evaluation and intervention of spatiotemporal and kinematic running parameters**. 2023. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023.

ABSTRACT

Technological advancements, such as wearables and markerless motion capture systems, make it possible to migrate from expensive environments to affordable, portable settings. Instrumented insoles collect plantar pressure data while running, providing important information. At the same time, markerless motion analysis systems such as OpenPose employ advanced computer vision to analyze three-dimensional motion without physical markers, making kinematic evaluation more accessible and non-invasive. The objectives of this study were: 1- To evaluate the effectiveness of lower-cost equipment in the intervention and/or evaluation of running retraining, through a systematic review; 2- Analyze the validity of an insole system with pressure sensors, to measure spatio-temporal and kinematic parameters of running; 3- Verify the validity of a three-dimensional method of analysis markersless, using OpenPose, for the determination of the angular movement of the joints of the lower limbs. The systematic review was conducted according to the PRISMA protocols and found that strong evidence suggests that metronomes, *smartwatches*, and digital cameras are effective in executing running retraining programs to intervene and/or evaluate cadence and gait pattern outcomes. For the validation of the BeRun prototype (insoles equippe with resistive pressure sensors), twenty-six volunteers were analyzed through running at different speeds (8, 12 and 16 km/h). The results showed that in the contact time the BeRun system presented mean values lower than the reference system (-4.66 ms at 8 km/h, -17.07 ms at 12 km/h and -22.10 ms at 16 km/h) and for the air phase time the BeRun presented higher mean values (4.04 ms at 8 km/h, 17.30 ms at 12 km/h and 22.91 ms at 16 km/h). In the stride cadence there was excellent agreement between the methods at all running speeds, and for the type of step, the agreement between the methods was almost perfect at 8 km/h and strong at 12 and 16 km/h. Thirteen volunteers participated in the evaluation of the value of a markerless three-dimensional system using OpenPose. The results showed a lack of agreement, classified as poor, between OpenPose and the reference system for maximum angle, minimum angle and joint range of the lower limbs. Only knee movement showed moderate agreement during running at 16 km/h for the right and left knee, and at 12 km/h for the left knee. Through the studies of this thesis, it is concluded that metronomes, *smartwatches* and digital cameras are effective in the execution of running retraining programs. On the other hand, the BeRun system showed satisfactory agreement with the gold standard system in variables such as stride cadence and type of step, regardless of the speed of the run. Finally, the low agreement between OpenPose and the reference system can be attributed to the limited number of cameras, inadequate positioning, use of grayscale images, and the absence of key points on the torso in OpenPose 3D reconstruction.

Key-words: Biomechanics. Runners; Equipment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - <i>Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta Analyses</i> (PRISMA) fluxograma dos estudos incluídos.	32
Figura 3.1 – Imagem das palmilhas do sistema BeRun.	62
Figura 3.2 – Visão panorâmica detalhando o posicionamento das câmeras em relação a esteira.....	62
Figura 3.3 – Imagem referente ao ângulo do pé, no instante de contato com o solo, formado entre o vetor que se estendeu do marcador do calcâneo ao marcador da cabeça do segundo metatarso e o eixo horizontal.	66
Figura 3.4 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do TC entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).	71
Figura 3.5 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do TFA entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).	72
Figura 3.6 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a média das diferenças da cadência do passo entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).	73
Figura 4.1 – Visão panorâmica detalhando o layout do volume de captura. As câmeras vermelhas representam a localização das câmeras do sistema optoeletrônico e as câmeras azuis retratam as localizações das câmeras do sistema sem marcadores.	89
Figura 4.2 – Imagem referente ao poliedro trapezoidal representando o volume de calibração.	90
Figura 4.3 – Representação dos 25 pontos-chave digitalizados pelo Openpose fornecido pelo Modelo Body_25, sendo: nariz (0), pescoço (1), ponto médio do quadril (8) e uma série de pontos-chave bilaterais nos olhos (15 e 16), orelhas (17 e 18), ombros (2 e 5), cotovelos (3 e 6), punhos (4 e 7), quadris (9 e 12), joelhos (10 e 13), tornozelos (11 e 14), calcaneares (21 e 24), quinto metatarso (20 e 23) e hálux (19 e 22).	91

Figura 4.4 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	108
Figura 4.5 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	109
Figura 4.6 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	110
Figura 4.7 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.	111
Figura 4.8 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.	112
Figura 4.9 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.	113
Figura 4.10 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito	

e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.	114
Figura 4.11 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.	115
Figura 4.12 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.	116
Figura 4.13 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	117
Figura 4.14 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	118
Figura 4.15 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.	119
Figura 4.16 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.	120
Figura 4.17 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.	121
Figura 4.18 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular	

da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h. 122

Figura 4.19 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h. 123

Figura 4.20 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h. 124

Figura 4.21 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h. 125

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Avaliação da qualidade metodológica utilizando a escala AXIS. Y = critério atendido, N = critério não atendido. Pontuação final = soma de Ys e Ns no caso do critério 19 (com o valor percentual entre parênteses). Alguns critérios foram excluídos da análise por não estarem relacionados aos estudos avaliados (critérios 7, 13 e 14), portanto, 17 critérios contribuíram para a pontuação final.	34
Tabela 2.2 – Resumo de estudos experimentais que analisaram variáveis espaço-temporais, cinética e a cinemática do pé como estratégia de retreinamento utilizando um grupo controle/comparativo.	36
Tabela 2.3 – Resumo de estudos experimentais que analisaram variáveis espaço-temporais, cinética e a cinemática do pé como estratégia de retreinamento sem o uso de um grupo controle/comparativo.	39
Tabela 2.4 – Resumo dos estudos experimentais que analisaram o pico positivo de aceleração da tíbia e do calçado como estratégia de retreinamento utilizando um grupo controle/comparativo.	41
Tabela 2.5 – Resumo dos estudos experimentais que analisaram o pico positivo de aceleração da tíbia e do calçado como estratégia de retreinamento sem a utilização de um grupo controle/comparativo.	44
Tabela 3.1 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para TC nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.....	68
Tabela 3.2 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para TFA nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.....	69
Tabela 3.3 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para cadência de passo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.....	70
Tabela 3.4 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 8 km/h.....	74
Tabela 3.5 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 12 km/h.....	74
Tabela 3.6 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 16 km/h.....	74

Tabela 4.1 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa (RI/RE) do quadril direito nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.	96
Tabela 4.2 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa (RI/RE) do quadril esquerdo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.	99
Tabela 4.3 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.	103
Tabela 4.4 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão do joelho e tornozelo esquerdo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.....	105
Tabela 5.1 – Instrumentos de menor custo efetivos na avaliação e intervenção do retreinamento da corrida	133

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
Cast	<i>Calibration of Anatomical System Technique</i>
DLT	<i>Direct Linear Transformation</i>
Hz	Hertz
IC	Intervalo de confiança
ICC	Coefficiente de correlação intraclasse
PPA	Pico positivo de aceleração
DP	Desvio Padrão
TC	Tempo de contato com o solo
TFA	Tempo de fase aérea

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	15
1.2 Objetivos	21
1. 2. 1 Geral	21
1. 2. 2 Específicos	21
2. ESTUDO 01	23
2. 1 INTRODUÇÃO	25
2. 2 MATERIAIS E MÉTODOS	28
2. 2. 1 Bases de dados e Estratégia de busca.....	28
2. 2. 2 Seleção de estudos	29
2. 2. 3 Extração e análise dos dados	29
2. 2. 4 Análise do risco de viés	30
2. 2. 5 Síntese de dados para recomendações baseadas em evidências	30
2. 3 RESULTADOS	31
2. 3.1 Avaliação do risco de viés dos estudos incluídos	31
2. 3. 2 Estudos analisados.....	32
2. 4 DISCUSSÃO	47
2. 4.1 Efetividade de equipamentos de menor custo para alterações nas variáveis espaço-temporais, cinética e na cinemática do pé	47
2.4.2 Efetividade de equipamentos de baixo custo para alterações no pico positivo de aceleração da tíbia e do calçado	50
2.4.3 Limitações de estudos e direções futuras	52
2. 5 Conclusão	54
3. ESTUDO 02	56
3. 1 INTRODUÇÃO	58
3. 2 MÉTODOS	60
3. 2.1 Participantes	60
3. 2. 2 Local de realização do estudo	61

3. 2. 3 Instrumentos	61
3. 2. 4 Procedimentos Experimentais	63
3. 2. 5 Processamento e análise dos Dados.....	64
3. 2. 6 Análise Estatística.....	66
3. 3 RESULTADOS.....	67
3. 4 DISCUSSÃO	75
3.4.1 Comparação com outras wearables	76
3.4.2 Limitações.....	79
3.5 CONCLUSÃO	80
4. ESTUDO 03	81
4. 1 INTRODUÇÃO	83
4. 2 MÉTODOS	86
4. 2.1 Participantes	86
4. 2.2 Local de realização do estudo	86
4. 2.3 Instrumentos	87
4. 2.4 Procedimentos Experimentais	87
4. 2. 5 Calibração dos sistemas.....	89
4. 2. 6 Processamento e análise dos dados	90
4. 2. 7 Análise Estatística.....	93
4. 3 RESULTADOS.....	94
4. 4 DISCUSSÃO	125
4. 5 CONCLUSÃO	130
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	131
REFERÊNCIAS.....	135
APÊNDICE A.....	150
ANEXO A	150

1 INTRODUÇÃO GERAL

É inegável que uma corrida de rua tem se tornado cada vez mais popular nos últimos anos, atraindo um número significativo de praticantes. Esse crescimento pode ser atribuído aos diversos benefícios relacionados à saúde, à acessibilidade e ao baixo custo dessa atividade física. Tanto como forma de recreação quanto como esporte competitivo, a corrida tem sido amplamente procurada devido ao crescente reconhecimento dos benefícios do exercício físico para a melhoria da saúde. A corrida é uma excelente forma de exercício cardiovascular regular, o que a torna altamente eficaz na prevenção de diversas condições de saúde, como obesidade, hipertensão, diabetes tipo 2, osteoartrite, doenças respiratórias e câncer. Além disso, estudos também defendem que a prática regular da corrida contribui para melhorias na saúde mental (Van GENT et al., 2007; PETROVIC-OGGIANO et al., 2010; SCHNOHR et al., 2013; WILLIAMS e THOMPSON, 2013; GHORBANI et al., 2014; WILLIAMS 2014 e LAVIE et al., 2015). Dessa forma, a corrida de rua tem se destacado como uma forma de exercício acessível, versátil e eficaz, capaz de melhorar a qualidade de vida e contribuir para a promoção da saúde física e mental.

Apesar de ser uma atividade física sem contato com outras pessoas ou implementos, realizada com velocidade submáxima e contínua, uma corrida pode levar a uma quantidade significativa de lesões. Estudos relataram que uma porcentagem considerável de corredores, variando entre 42,7% e 79%, pode sofrer lesões em um determinado ano (Van GENT et al., 2007; MESSIER et al., 2018 e FRANCIS et al., 2019). Os corredores estão particularmente sujeitos a lesões devido aos esforços submáximos frequentes e à possível recuperação inadequada dos tecidos envolvidos na corrida (DiFiori et al., 2014).

Os fatores de risco associados às lesões são diversos e podem ser classificados em intrínsecos e extrínsecos (TAUNTON et al., 2002). Os fatores intrínsecos referem-se a características do próprio indivíduo, incluindo idade avançada, maior índice de massa corporal, histórico de lesões prévias, discrepância no comprimento dos membros, anatomia anatômica anormal, postura do pé, padrões de carga alterados do pé, habilidades individuais e propriedades cognitivas (SATTERTHWAITE et al., 1999; BUIST et al., 2010; BENNETT, REINKING e RAUH, 2012). Já os fatores extrínsecos estão relacionados ao ambiente em que a corrida é realizada, como a superfície do solo, o tipo de calçado utilizado e a carga de

treinamento (JOHNSTON et al., 2003; FREDERICSON e MISRA, 2007; NOEHREN et al., 2012; WILLY et al., 2012; NEAL et al., 2014 e DOWLING et al., 2014).

Nesse sentido, sobretudo devido ao aumento de adeptos à prática da corrida, muitas avaliações e estudos da corrida, tanto em indivíduos saudáveis quanto em lesionados, estão sendo realizados (DAVIS, 2005; WILLE et al., 2014; LIEBERMAN et al., 2015; CHING et al., 2018; NAPIER et al., 2019). Por conseguinte, estudos biomecânicos têm documentado as alterações na mecânica de corrida em corredores que desenvolvem lesões como pronação excessiva do pé (Ryan, Mac Lean e Taunton, 2006; Chuter e Jonge, 2012), adução acentuada do quadril (Noehren, Hamill e Davis, 2013), além disso, o aumento da rotação interna do quadril, a queda pélvica contralateral, e a redução no pico de flexão do quadril são outros padrões biomecânicos que foram associados a lesões em corredores (NEAL et al., 2016).

Nesse contexto, os estudos têm se dedicado a examinar estratégias de retreinamento da corrida, com foco em mudanças nas técnicas de corrida (ou seja, nos movimentos), com o objetivo de modificar variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas (MERCER et al., 2003; DAVIS, 2005; HEIDERSCHEIT et al., 2011; WILLE et al., 2014; LIEBERMAN et al., 2015; HARRISON et al., 2018; HUANG et al., 2019 e NAPIER et al., 2019). Nesse sentido, os estudos têm proposto o retreinamento da corrida com *feedback*, para alterar a rotação interna do quadril, queda pélvica contralateral, redução no pico de flexão do quadril (Noehren, Scholz e Davis, 2011; Willy e Davis, 2013; Fyock et al., 2019 e Davis et al., 2020) e também para reduzir as cargas de impacto (força aplicada ao esqueleto quando ocorre contato com o solo) como forma de reduzir o risco de lesões (MERCER et al., 2003; HEIDERSCHEIT et al., 2011; WILLE et al., 2014; LIEBERMAN et al., 2015; HARRISON et al., 2018; HUANG et al., 2019; NAPIER et al., 2019; CHING et al., 2018; CHEUNG et al., 2019 e ZHANG et al., 2019).

Recentemente Alexander et al., (2022) realizaram uma revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados sobre estratégias para prevenir e gerenciar lesões no joelho relacionadas à corrida. Os autores identificaram que evidências de baixa qualidade indicaram que o retreinamento em técnicas de corrida pode reduzir o risco de lesões no joelho em dois terços. Esses achados destacaram a eficácia da reeducação da marcha em corredores, como pisar mais suavemente no solo, para alterar os fatores de risco relacionados ao movimento que estão potencialmente associados ao desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas. Embora a eficiência

do retreinamento de corrida na redução do risco de lesões seja discutível (Bredeweg et al., 2012; Dudley et al., 2017; Matijevich et al., 2019), muitos estudos e clínicos ainda utilizam essas intervenções para melhorar os resultados de corredores individuais.

No entanto, a maioria dos estudos parece se basear em instrumentos de alto custo, como plataformas de força (no solo ou em esteiras) e sistemas de análise de movimento tridimensionais (3D) para fornecer biofeedback em tempo real (ALTMAN e DAVIS, 2012; NUNNS et al., 2013; MILNER e PAQUETTE, 2015). Infelizmente, esses equipamentos são inacessíveis para muitos e raramente estão disponíveis para treinadores ou clínicos. O equipamento clínico geralmente inclui uma esteira simples, uma câmera de vídeo de alta definição e aplicativos de computador ou *smartphones* para identificar variáveis como a cadência do passo, o ângulo de inclinação do pé no contato com o solo e o tipo de pisada (ESCULIER et al., 2018; ALLEN et al., 2016).

Nos últimos anos, o aumento das publicações que exploram intervenções de retreinamento na corrida com *feedback* foi acompanhado por revisões literárias focadas em identificar fatores de risco biomecânicos associados a lesões específicas, como o tendão de Aquiles (Lorimer e Hume, 2014) e a dor femoropatelar (Barton et al., 2016). Além disso, houve estudos direcionados a avaliar a eficácia do retreinamento da corrida com *feedback* em tempo real para modificar a cinemática e cinética durante a corrida (AGRESTA e BROWN, 2015; NAPIER et al., 2015; NEAL et al., 2016). No entanto, até o momento, essas revisões não abordaram a efetividade de equipamentos de menor custo nesses tipos de avaliações e intervenções.

Dessa forma, verifica-se a relevância de realizar uma revisão na literatura para examinar a efetividade de equipamentos de menor custo utilizados na execução de avaliação e/ou intervenções de retreinamento da corrida. Como definição, neste estudo assumiu-se que efetividade é a capacidade de uma intervenção, tratamento, programa ou estratégia de alcançar os resultados desejados de forma prática e realista. Em outras palavras, a passagem está relacionada ao grau de sucesso ou eficácia de uma determinada abordagem quando aplicada em situações reais ou em condições do mundo real. Enquanto a eficácia se refere ao desempenho de uma intervenção em condições ideais e controladas, a efetividade lida com o desempenho em condições mais diversas e representativas do mundo real. Isso significa que a evolução leva em consideração fatores como a adesão dos participantes, as variações individuais, as limitações de recursos e as condições do ambiente em que a

intervenção é aplicada. Já um equipamento de menor custo é aquele que tem um preço mais acessível em comparação com dispositivos ou equipamentos de referência, também conhecido como "padrão-ouro", que geralmente são mais caros e sofisticados. Esse termo é relativo e pode variar dependendo do contexto e das tecnologias disponíveis no mercado. Em geral, um equipamento de menor custo é projetado para oferecer soluções mais acessíveis, permitindo que um número maior de pessoas ou instituições possa ter acesso a tecnologias e recursos úteis para suas atividades. Esses equipamentos podem ser integrados com materiais mais simples ou com tecnologias menos avançadas, o que reduz os custos de fabricação e, conseqüentemente, o preço final para o consumidor. A noção de equipamento de menor custo não implica necessariamente em baixa qualidade ou falta de funcionalidades importantes. Muitas vezes, esses equipamentos são projetados para atender às necessidades básicas de uma aplicação específica, fornecendo resultados aceitos e instruídos, mas sem o mesmo grau de complexidade e precisão de dispositivos mais sofisticados. Equipamentos de menor custo tem sido amplamente utilizados em diversas áreas, como saúde, educação, ciência e tecnologia, para democratizar o acesso a recursos e tecnologias importantes, especialmente em regiões com recursos financeiros limitados ou em projetos com orçamento restrito (WENZEL, 2023). Investigar esses equipamentos é crucial para avaliar sua utilidade na prática clínica e científica. Ao demonstrar que esses dispositivos de menor custo podem produzir resultados comparáveis aos padrão-ouro, é possível tornar as interrupções e estimativas mais acessíveis a atletas amadores, corredores recreativos e comunidades com recursos limitados.

Ainda nesse sentido, verifica-se que os resultados de avaliações e estudos da corrida, realizados em ambientes de laboratório, podem apresentar algumas limitações, uma vez que a maioria dos corredores treina ao ar livre e não está acostumada a correr sob observação direta em um ambiente de laboratório controlado. Isso pode levar a uma possível alteração do comportamento natural da corrida dos corredores durante o estudo, afetando os resultados obtidos (KOLDENHOVEN e HERTEL, 2018). No entanto, com os avanços nas tecnologias *wearable* (dispositivos tecnológicos que podem ser usados como acessórios ou vestidos), os pesquisadores e treinadores têm a oportunidade de migrar de ambientes de laboratório com sistemas de alto custo para ambientes que utilizam equipamentos de análise portáteis e de baixo custo. Essa mudança traz benefícios significativos, pois

permite a coleta de dados mais próximos ao ambiente real em que os corredores treinam e competem (NORRIS, ANDERSON e KENNY, 2014).

Dessa forma, as inovações tecnológicas têm impulsionado o desenvolvimento de produtos para análise da corrida, com o objetivo de compreender o movimento dos corredores em seu ambiente de treinamento. Produtos como acelerômetros, giroscópios, magnetômetros, usados sozinhos ou em conjunto como sistemas inerciais, e palmilhas sensíveis à pressão permitem a quantificação de uma variedade de variáveis espaço-temporais, cinéticas e cinemáticas da corrida. Esses dispositivos oferecem uma alternativa acessível aos sistemas caros e complexos encontrados em ambientes laboratórios. (MASON et al., 2023). Nesse contexto, uma variedade de sistemas com palmilhas de pressão se encontra à disposição, apresentando variações em termos de tamanho, quantidade e tipos de sensores, resultando em diferentes respostas ao estresse e níveis de precisão (PRICE, PARKER e NESTER, 2016). Há exemplo disso, a HS Technology (<https://www.hs.ind.br/>), que desenvolve suas atividades na produção e comercialização de equipamentos eletrônicos para a área da saúde, criou o sistema BeRun, que consiste em palmilhas instrumentalizadas com sensores de pressão, conectadas a um aplicativo instalado no *smartphone* e fornece informações do tempo de contato com o solo, tempo da fase aérea, cadência de passo e tipo de pisada durante a corrida. A validação do sistema BeRun é de suma importância, considerando que a confiabilidade e precisão dos resultados são cruciais para a utilização segura e eficaz de qualquer equipamento. A validação desempenha um papel crítico na aceitação e aplicação de equipamentos de análise de movimento, especialmente quando se trata de dados utilizados em ambientes clínicos ou de pesquisa. Portanto, é essencial conduzir uma análise minuciosa e abrangente para estabelecer a validade do sistema BeRun, a fim de garantir sua aplicabilidade prática e clínica na avaliação de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida.

Além dos *wearables*, avanços recentes na tecnologia de visão computacional levaram ao desenvolvimento de recursos para a captura de movimento sem uso de marcadores, os quais possibilitam quantificar a técnica da corrida através da análise cinemática tridimensional, que ainda é limitada em análises ecológicas (JOHNSON, OUTERLEYS, DAVIS, 2022). Esse avanço tecnológico através da captura de movimento sem marcadores, possibilita minimizar as limitações dos sistemas tridimensionais baseados em marcadores, que requer equipamentos caros e de difícil acessibilidade, pessoas experientes e capacitadas, a colocação dos marcadores, que

pode alterar os padrões naturais do movimento (COLYER et al., 2018; HABERKAMP, GARCIA e BAZETT-JONES, 2022). Além disso, os métodos tradicionais de digitalização são trabalhosos e envolvem um tempo de processamento significativo, especialmente no caso de cinemática 3D, o que torna esse método inadequado para a maioria dos treinadores e clínicos (COLYER et al., 2018; REINKING et al., 2018). Dessa forma, a análise cinemática sem marcadores por meio de vídeo tem sido vista como uma alternativa de baixo custo, com vasta aplicação em diversos ambientes (ONG; HARRIS; HAMILL, 2017). Dessa forma, a captura de movimento sem marcadores baseada em análise de vídeo bidimensional (2D) de baixo custo em combinação com técnicas de visão computacional tem o potencial de superar a maioria das limitações inerentes à captura de movimento baseada em marcadores 3D. As técnicas de visão computacional usam vários algoritmos para identificar automaticamente pontos de referência, que por sua vez podem ser usados para calcular a orientação dos segmentos e ângulos articulares para quantificar objetivamente a técnica de corrida (Van HOOREN et al., 2023).

As primeiras gerações de captura de movimento sem marcadores normalmente faziam uso de técnicas de subtração de fundo para extrair silhuetas da pessoa de interesse, às quais um modelo de corpo rígido e com restrição de articulação poderia ser ajustado por meio de uma rotina de minimização matemática (CORAZZA et al., 2006). Tal abordagem exigia um conjunto denso de câmeras calibradas e muitas vezes exigia grandes quantidades de intervenção humana para resolver erros no processo de ajuste do modelo (MÜNDERMANN et al., 2006). No entanto, graças ao rápido amadurecimento dos algoritmos de estimativa de pose baseados em aprendizado profundo, uma nova geração de tecnologias de captura de movimento sem marcadores está surgindo (NEEDHAM et al., 2022).

Dessa forma, existem inúmeras abordagens disponíveis gratuitamente para captura de movimento sem marcadores (2D ou 3D), como OpenPose (Cao et al., 2021; Slembrouck et al., 2020), XNect (Mehta et al., 2020) e DeepLabCut (Mathis et al., 2018; Nath et al., 2019) ou *software* comercial como Theia3D (Kanko et al., 2021), cada um com suas próprias desvantagens e vantagens (Van HOOREN et al., 2023). O OpenPose é uma das abordagens mais populares para a captura de movimento sem marcadores porque está disponível gratuitamente, é relativamente fácil de usar e permite o uso de um modelo pré-treinado (NEEDHAM et al., 2021).

A perspectiva de usar sistemas de imagem de baixo custo para capturar discretamente grandes quantidades de dados em ambientes ecologicamente válidos (por exemplo, em clínicas, residências ou ao ar livre) abre novos caminhos de pesquisa, com amostras maiores e mais variadas, viés reduzido e conjuntos de dados que representam melhor os fenômenos que estão sendo estudados (NEEDHAM et al., 2021). Entretanto, a precisão da captura de movimento tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose, para avaliar a cinemática de corrida em comparação com uma abordagem “padrão ouro” precisa ser mais explorada, visto que alguns estudos como Ota et al., (2021) e Van Hooren et al., (2023) examinaram a validade do OpenPose na análise bidimensional e apenas o estudo de Needham et al., (2021) abordou a análise da cinemática 3D da corrida, porém foi verificada a localização dos centros articulares e não o movimento angular dos membros inferiores.

Assim, com o crescente desenvolvimento tecnológico e expansão das empresas de inovação, tanto os *wearables* quanto os sistemas de captura de movimento sem marcadores comerciais, cada vez mais se tornam disponíveis para o uso. No entanto, para garantir que estes sistemas possam ser incorporados em pesquisas futuras, na prática clínica e nos treinamentos, eles devem ser validados em relação às medidas de equipamentos considerados “padrão ouro”, como os sistemas de captura de movimento 3D. Então, verifica-se a relevância de avaliar a validade e a confiabilidade desses sistemas emergentes.

1.2 Objetivos

1. 2. 1 Geral

- Analisar a efetividade e validação de instrumentos de menor custo na avaliação e intervenção de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida.

1. 2. 2 Específicos

Considerando que a presente tese é apresentada no modelo escandinavo, pelo qual a contextualização do problema dá origem ao estabelecimento de diferentes

objetivos, que por sua vez devem ser analisados a partir da redação de artigos científicos, a proposta envolve a redação de três estudos originais, cujos objetivos específicos são:

- Avaliar a efetividade de equipamentos de menor custo utilizados no retreinamento da corrida (Estudo 1);
- Analisar a validade de um sistema comercial de palmilhas com sensores de pressão, para medir parâmetros espaço-temporal e cinemáticos da corrida em diferentes velocidades (Estudo 2);
- Verificar a validade de um método de análise tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose, para a determinação do movimento angular das articulações de membros inferiores, durante a corrida em diferentes velocidades (Estudo 3).

2. ESTUDO 01

EFETIVIDADE DE ESTRATÉGIAS DE MENOR CUSTO PARA O RETREINAMENTO DA CORRIDA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA¹

RESUMO

A efetividade de equipamentos de menor custo utilizados para o retreinamento da corrida ainda não está clara. O objetivo desta revisão sistemática foi avaliar a efetividade de equipamentos de menor custo utilizados no retreinamento da corrida na alteração de desfechos biomecânicos que podem estar associados a lesões. A busca na literatura incluiu todos os documentos das bases de dados MEDLINE, Web of Science, CINAHL, SPORTDiscus e Scopus. Os estudos foram avaliados quanto ao risco de viés por meio de um instrumento de avaliação para estudos transversais. Após a triagem de 2167 artigos iniciais, a triagem de texto completo foi realizada em 42 estudos, e 22 foram incluídos na revisão sistemática. Fortes evidências sugerem que metrônomos, *smartwatches* e câmeras digitais são eficazes na execução de programas de retreinamento da corrida como ferramentas de intervenção e/ou avaliação de resultados na alteração da cadência do passo e tipo de pisada. Fortes evidências foram encontradas sobre a eficácia dos acelerômetros em intervenções com *feedback* para reduzir o pico positivo de aceleração (PPA) da tíbia e/ou do calçado, durante a corrida. Por fim, constatou-se a carência de estudos que utilizaram exclusivamente equipamentos de menor custo para realizar a intervenção/avaliação do retreinamento da corrida.

Palavras-chave: biomecânica; corredores; *feedback*; cadência; tipo de pisada.

¹ Referência da Publicação: Dorst LM, Cimonetti V, Cardoso JR, Moura FA, Bini RR. Effectiveness of Lower-Cost Strategies for Running Gait Retraining: A Systematic Review. *Applied Sciences*. 2023; 13(3):1376. <https://doi.org/10.3390/app13031376> (Apêndice A).

ABSTRACT

The effectiveness of lower-cost equipment used for running gait retraining is still un-clear. The objective of this systematic review was to evaluate the effectiveness of lower-cost equipment used in running gait retraining in altering biomechanical outcomes that may be associated with injuries. The literature search included all documents from MEDLINE, Web of Science, CINAHL, SPORTDiscus, and Scopus. The studies were assessed for risk of bias using an evaluation tool for cross-sectional studies. After screening 2167 initial articles, full-text screening was performed in 42 studies, and 22 were included in the systematic review. Strong evidence suggested that metronomes, smartwatches, and digital cameras are effective in running gait retraining programs as tools for intervention and/or evaluation of results when altering step cadence and foot strike patterns. Strong evidence was found on the effectiveness of accelerometers in interventions with feedback to reduce the peak positive acceleration (PPA) of the lower leg and/or footwear while running. Finally, we found a lack of studies that exclusively used lower-cost equipment to perform the intervention/assessment of running retraining.

Key-words: biomechanics; runners; feedback; cadence; foot strike pattern.

2. 1 INTRODUÇÃO

A prática da corrida aumentou nos últimos anos devido aos seus benefícios para a saúde, acessibilidade e baixo custo, tornando-se uma das formas mais populares de exercícios (HESPANHOL JÚNIOR et al., 2015). No entanto, devido à natureza repetitiva da corrida, as lesões acabam sendo comuns. Os estudos sugerem que entre 42,7 a 79% dos corredores se lesionam em um determinado ano (Van GENT et al., 2007; MESSIER et al., 2018 e FRANCIS et al., 2019).

A etiologia das lesões em corrida é conhecida por ser de natureza multifatorial e incluem fatores intrínsecos (idade avançada, maior índice de massa corporal, história de lesão prévia, discrepância no comprimento do membro, alinhamento anatômico anormal e postura do pé, padrões de carga alterados do pé, habilidades individuais e propriedades cognitivas) e extrínsecos (superfície do solo, calçados e carga de treinamento) (SATTERTHWAITE et al., 1999; TAUNTON et al., 2002; JOHNSTON et al., 2003; FREDERICSON e MISRA, 2007; BUIST et al., 2010; BENNETT, REINKING e RAUH, 2012; NOEHREN et al., 2012; WILLY et al., 2012; NEAL et al., 2014 e DOWLING et al., 2014). As lesões comuns em corrida incluem fasciopatía plantar, tendinopatía de Aquiles, síndrome do estresse tibial medial, dor femoropatelar, síndrome da banda iliotibial, tendinopatía patelar, fratura por estresse tibial, lesão dos isquiotibiais, incluindo tendinopatía proximal e tendinopatía glútea (Van GENT et al., 2007 e LOPES et al., 2012).

Várias estratégias para a prevenção e tratamento de lesões na corrida são aplicadas pelos próprios treinadores e corredores como, por exemplo, alongamento, aquecimento, treinamento técnico e também a alteração da técnica de corrida (denominada como retreinamento) para reduzir a carga em certos grupos musculares e articulações (FRANKLYN-MILLER et al, 2014). Estudos biomecânicos examinaram extensivamente as estratégias do retreinamento da corrida, incluindo alteração do ritmo do passo, amplitude do passo, distância entre o calcanhar e o centro de massa no contato inicial do pé com o solo, duração da fase de voo, padrão da pisada, movimento do quadril e joelho, posição do tronco, largura dos passos e variáveis de carga de impacto, relatando alterações nas variáveis da cinemática, da cinética e da eletromiografia

(ANDERSON et al., 2022). Nesse sentido, diversos estudos têm documentado as alterações na mecânica de corrida em corredores que desenvolvem lesões como pronação excessiva do pé (Ryan, Mac Lean e Taunton, 2006; Chuter e Jonge, 2012), adução acentuada do quadril (Noehren, Hamill e Davis, 2013), aumento da rotação interna do quadril, queda pélvica contralateral, redução no pico de flexão do quadril, entre outros (NEAL et al., 2016).

Nos últimos anos, estudos têm proposto mudanças nas técnicas de corrida (ou seja, movimento) através do retreinamento da corrida com *feedback*, a fim de reduzir as cargas de impacto (força aplicada ao esqueleto quando ocorre contato com o solo) como forma de reduzir o risco de lesões (MERCER et al., 2003; DAVIS, 2005; HEIDERSCHEIT et al., 2011; WILLE et al., 2014; LIEBERMAN et al., 2015; HARRISON et al., 2018; HUANG et al., 2019 e NAPIER et al., 2019). As medidas de desfecho concentraram-se em determinar a eficácia do retreinamento da corrida usando *feedback* visual e/ou auditivo em tempo real para modificar a cinemática e a cinética durante a corrida (NEAL et al., 2015; LORIMER e HUME, 2014; AGRESTA e BROWN, 2015; NAPIER et al., 2015; BARTON et al., 2016). A taxa de passos mostrou reduzir significativamente as forças de impacto em corredores de longa distância com um aumento de apenas 5% na cadência do passo (HEIDERSCHEIT et al., 2011). O estudo identificou que, ao aumentar a taxa de passos, variáveis cinemáticas como o comprimento do passo, a oscilação vertical do centro de massa e o ângulo de inclinação do pé foram reduzidas. As reduções nessas variáveis foram associadas à diminuição das forças de impacto que, teoricamente, poderiam reduzir o risco de lesões. Outros autores apoiaram uma redução nas forças de impacto aumentando a cadência ou a taxa de passos (HOBARA et al., 2012; LENHART et al., 2014; LENHART et al., 2015). O aumento da cadência do passo com uma redução proporcional no comprimento da passada a uma velocidade constante demonstrou facilitar uma redução nos ângulos de inclinação do pé e nas forças de impacto. Isso diminui o número de contatos iniciais no solo pelo retropé durante o passo (HOBARA et al., 2012; LENHART et al., 2015; ALLEN et al., 2016). Nesse sentido, alguns estudos analisaram a mudança no tipo de pisada e propuseram uma mudança de pisar no retropé para pisar no médio ou antepé, pois as forças de impacto nos joelhos e quadris são tipicamente maiores para golpes no calcanhar em comparação com o golpe no meio do pé ou antepé

(HOBARA et al., 2012; WILLIAMS, GREEN e WURZINGER, 2012; ALMEIDA, DAVIS e LOPES, 2015). Foi relatado que aproximadamente 80% dos corredores recreativos que usam tênis de corrida tradicionais apresentam uma pisada em retropé (LIEBERMAN et al., 2010; De ALMEIDA et al., 2015). Assim, alterar o tipo de pisada por meio do retreinamento da marcha poderia ser uma maneira de reduzir as forças de impacto e o risco de lesões relacionadas à corrida (NAPIER et al., 2015, CHEUNG, DAVIS, 2011; DIEBAL et al., 2012; GOSS et al., 2020; MORRIS et al., 2020).

Uma revisão sistemática com metanálise para avaliar a eficácia do retreinamento de corrida em cinemática, cinética, desempenho, dor e lesão em corredores de longa distância, desenvolvida por Doyle et al., (2022), descobriu que o retreinamento da marcha foi eficaz no aumento da cadência do passo e na redução da taxa média de carga vertical. Observou-se também que o retreinamento da marcha para minimizar a pisada em retropé aumentou a flexão do joelho no contato inicial. No entanto, os ensaios que relataram o pico de aceleração tibial (na pele ao redor da tíbia) e o pico da força de reação da articulação patelofemoral foram diferentes para reunir seus dados. Os resultados de ensaios individuais demonstraram reduções nesses resultados em várias intervenções de retreinamento. No entanto, em uma recente revisão sistemática de ensaios clínicos randomizados sobre estratégias para prevenir e gerenciar lesões no joelho relacionadas à corrida, realizada por Alexander et al., (2022), apresenta que evidências de baixa qualidade indicaram que o retreinamento em técnicas de corrida pode reduzir o risco de lesões no joelho em dois terços. Esses achados destacaram a eficácia da reeducação da marcha em corredores para alterar os fatores de risco relacionados ao movimento que estão potencialmente associados ao desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas.

Embora a eficiência do retreinamento de corrida na redução do risco de lesões seja discutível, muitos estudos e clínicos ainda utilizam essas intervenções para melhorar os resultados de corredores individuais. No entanto, a maioria dos estudos parece se basear em instrumentos de alto custo, como plataformas de força (no solo ou em esteiras) e sistemas de análise de movimento tridimensionais (3D) para fornecer *biofeedback* em tempo real. Infelizmente, esses equipamentos são inacessíveis para muitos e raramente estão disponíveis para treinadores ou clínicos. O equipamento clínico

geralmente inclui uma esteira simples, uma câmera de vídeo de alta definição e aplicativos de computador ou *smartphones* para identificar variáveis como a cadência do passo, o ângulo de inclinação do pé no contato com o solo e o tipo de pisada (ESCULIER et al., 2018; ALLEN et al., 2016).

Ainda há necessidade de examinar a eficácia de equipamentos de menor custo utilizados na execução de intervenções de retreinamento. Portanto, o objetivo desta revisão sistemática foi avaliar os efeitos de equipamentos de menor custo no retreinamento da marcha em corrida. Como definição, neste estudo assumimos que equipamentos de menor custo teriam um custo reduzido em comparação com dispositivos padrão-ouro.

2. 2 MATERIAIS E MÉTODOS

2. 2. 1 Bases de dados e Estratégia de busca

Esta revisão sistemática foi realizada de acordo com os procedimentos adotados pelo *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-analyses* (PRISMA) e registrada no Open Science Framework (OSF) site (<https://osf.io/z4uxm>). As buscas foram realizadas nas bases de dados MEDLINE, Web of Science, CINAHL, SportDiscus e Scopus; as buscas limitaram-se a publicações em inglês, excluíram revisões e resumos de congresso e não tiveram restrições de data. Os artigos foram pesquisados utilizando a seguinte estratégia de busca (idêntica para todas as bases de dados), desde o primeiro ano de registro das bases até setembro de 2022: ((((((“running”) OR “jogging”) OR “run”) OR “track andfield”) OR “runners”)) AND ((((((“retraining”) OR “retrain”) OR “feedback”) OR “biofeedback”)) AND ((((((((((“injury”) OR “Injuries”) OR “injured”) OR “lesion”) OR “disability”) OR “contusion”) OR “disease”) OR “disorder”) OR “pain”))).

2. 2. 2 Seleção de estudos

Os estudos foram selecionados por dois revisores (LMD e VC) e um terceiro revisor (RRB) estava disponível para resolver quaisquer divergências em relação à elegibilidade final das publicações selecionadas. Todos os estudos identificados pela estratégia de busca foram exportados para o EndNote versão X8 (Clarivate Analytics) por um investigador. Primeiro, a remoção de artigos duplicados foi realizada automaticamente. Em seguida, foi realizada uma análise de títulos de todos os estudos identificados pelos revisores, seguida de resumos e texto completo.

Os estudos foram aceitos ou excluídos com base em critérios de inclusão e exclusão. Para serem incluídos, estudos precisavam: (1) envolver intervenções utilizando o retreinamento da corrida com *feedback* (sem limitação de tempo); (2) utilizar equipamentos de baixo custo como ferramenta de intervenção e/ou avaliação dos resultados da intervenção; (3) relatar variáveis biomecânicas e (4) utilizar preditores de risco de lesão ou atenuação da dor (ANDERSON et al., 2022). Foram excluídos os estudos que referissem intervenções que não incluíssem o retreinamento de corrida, corrida sem *feedback*, participantes com membros protéticos, deficiências neurológicas ou congênitas, uso de apenas equipamentos de custo elevado no estudo, ou crianças ou participantes com menos de 18 anos de idade.

2. 2. 3 Extração e análise dos dados

Os dados extraídos de cada artigo incluíram: autoria, ano de publicação, características da amostra, divisão dos grupos amostrais, demografia dos participantes, protocolos de intervenção, método de *feedback*, equipamentos utilizados, variáveis analisadas relacionadas a equipamentos de menor custo e resultados destas variáveis. A análise dos dados baseou-se em parâmetros da corrida, modificados por meio do retreinamento, quando se utilizou equipamento de menor custo.

2. 2. 4 Análise do risco de viés

Os estudos elegíveis foram avaliados em termos de risco de viés usando uma ferramenta de avaliação para estudos transversais (a ferramenta AXIS). Este instrumento de avaliação foi desenvolvido por Downes et al., (2016) e tem como objetivo auxiliar na interpretação de um estudo e informar as decisões sobre a qualidade do mesmo. A ferramenta AXIS consiste em 20 componentes para examinar a qualidade do estudo, o desenho do estudo e o risco potencial de viés em estudos transversais (DOWNES et al., 2016). Cada questão pode ser respondida com sim, não, incapaz de determinar, ou não aplicável; os pontos de pontuação de um ponto para “sim” e zero pontos para “não”, incapaz de determinar” ou “não aplicável”. Alguns critérios foram excluídos da análise por não estarem relacionados aos estudos avaliados (critérios 7, 13 e 14); portanto, 17 critérios contribuíram para a pontuação final. O número de respostas “sim” foi calculado para determinar a percentagem dos critérios atendidos em cada estudo.

2. 2. 5 Síntese de dados para recomendações baseadas em evidências

Os desfechos foram sintetizados para cada estudo, utilizando um modelo modificado dos critérios de van Tulder (Van Tulder et al., 2003):

- Forte evidência: os resultados foram consistentes em pelo menos três estudos, dois dos quais de alta qualidade.
- Evidência moderada: os resultados foram consistentes em pelo menos dois estudos, um dos quais de alta qualidade.
- Evidência limitada: os resultados foram consistentes em um estudo de alta qualidade ou dois estudos de baixa ou moderada qualidade.
- Evidência muito limitada: os resultados foram consistentes em um estudo de qualidade moderada ou baixa.
- Evidência inconsistente: os resultados foram inconsistentes em vários estudos.
- Evidências conflitantes: os resultados foram contraditórios em vários estudos.

- Nenhuma evidência: os achados foram insignificantes, independentemente da qualidade do estudo.

2.3 RESULTADOS

A busca bibliográfica identificou 2.167 artigos nas cinco bases de dados pesquisadas. Destes, 2.125 estudos foram removidos após triagem para duplicatas e leitura de títulos e resumos, o que resultou em 42 estudos que foram lidos de forma independente pelos dois revisores. Após a leitura dos artigos de texto completo, 12 estudos foram excluídos por não utilizarem equipamentos considerados de menor custo (por exemplo, sistemas tridimensionais de análise do movimento e plataformas de força), 2 estudos por apresentarem estudos de caso, 1 por falta de foco no feedback como intervenção, 1 por fornecer dados sobre a mesma amostra de outro estudo original e 4 artigos por não analisarem os desfechos para o equipamento de menor custo utilizado. Assim, um total de 22 estudos foram incluídos para a análise desta revisão sistemática. A Figura 2.1 apresenta o fluxograma de seleção do estudo.

2.3.1 Avaliação do risco de viés dos estudos incluídos

O risco de viés de todos os estudos elegíveis foi avaliado usando a ferramenta AXIS (DOWNES et al., 2016). A avaliação da qualidade e risco de viés indicou que todos os estudos foram de altíssima qualidade, com 54% dos estudos atendendo 82% dos critérios, 32% atendendo 88% dos critérios e 14% atendendo 94% ou mais dos critérios (Tabela 2.1). Entre as principais limitações dos estudos estavam a falta de justificativa quanto ao tamanho da amostra, a não representatividade da amostra como população alvo e a falta de clareza em termos de recrutamento.

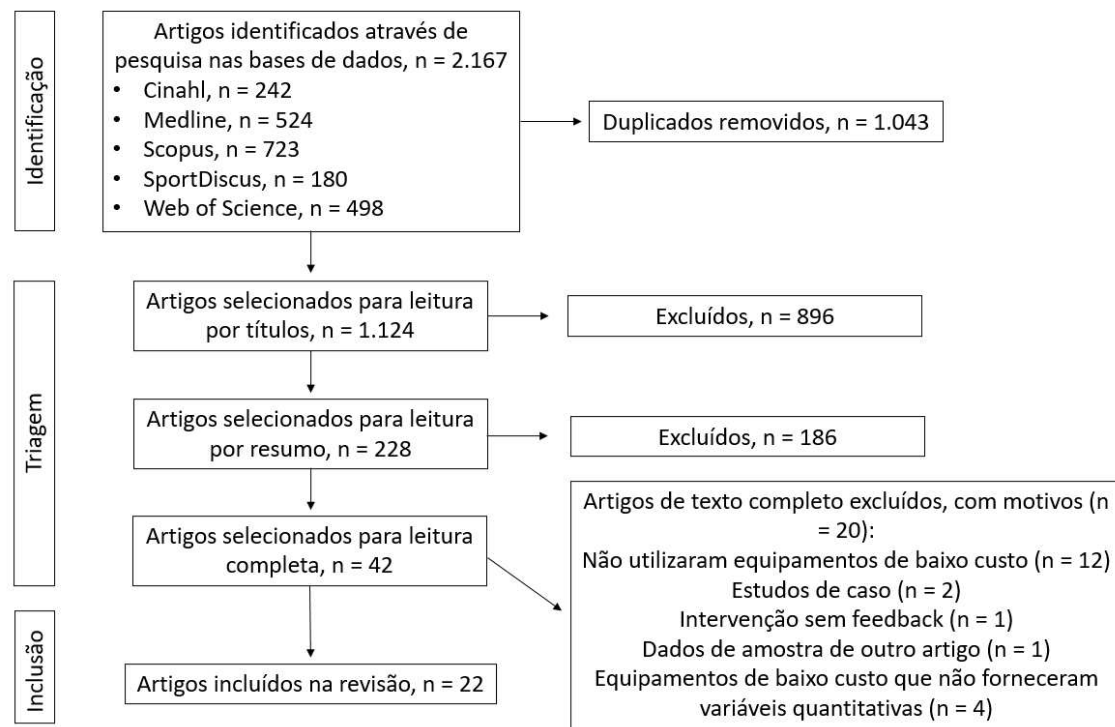


Figura 2.1 - Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta Analyses (PRISMA) fluxograma dos estudos incluídos.

2. 3. 2 Estudos analisados

Uma análise dos equipamentos de menor custo utilizados nos 22 estudos incluídos nesta revisão sistemática (Tabelas 2.2 – 2.5), mostrou que 45,5% dos estudos utilizaram equipamentos como: *smartwatch* com acelerômetro, metrônimos, cronômetros, câmeras de vídeo, plataformas, meias instrumentadas e palmilhas com sensores para controlar a cadência e/ou o tipo de pisada, e a distribuição da pressão plantar e o pico de força no contato com o solo (ALLEN et al., 2016; GOSS et al., 2021; MORRIS et al., 2020; WILLY et al., 2016; BAUMGARTNER et al., 2019; PHANPHO, RAO e MOFFAT, 2019 Da SILVA NETO, LOPES e RIBEIRO, 2021; MILLER et al., 2021; MUSGIERD et al., 2021 e SELLÉS-PÉREZ et al., 2022). Também descobrimos que 54,5% dos estudos usaram um acelerômetro e/ou unidade de sistema inercial para identificar o pico positivo de aceleração (PPA) da tíbia (a pele ao redor da tíbia) e/ou calçado (CHING et al., 2018; CHEUNG et al., 2019; ZHANG et al., 2019; CROWELL et al., 2010; CROWELL e DAVIS, 2011; CLANSEY et al., 2014;

WOOD e KIPP, 2014; CREABY e SMITH, 2016; CHEUNG et al., 2018; LETAFATKAR et al., 2020; SHEERIN et al., 2020 e Van Den BERGHE et al., 2022).

Os resultados de estudos que visam aumentar a cadência preferida relatam eficácia na modificação da frequência de passos e apresentam aumentos significativos após a intervenção que variaram de 6% a 8,6% (ALLEN et al., 2016; MORRIS et al., 2020; WILLY et al., 2016; BAUMGARTNER et al., 2019; MILLER et al., 2021; MUSGIERD et al., 2021 e SELLÉS-PÉREZ et al., 2022). Além disso, estudos que utilizaram equipamentos de menor custo para alterar o tipo de pisada, sugerindo que os corredores pousam em seus calcanhares, também obtiveram resultados clínicos muito satisfatórios (GOSS et al., 2021 e MORRIS et al., 2020; PHANPHO, RAO e MOFFAT, 2019). Além disso, um estudo de Goss et al., (2021) que utilizou uma câmera digital e meias instrumentadas mostrou que 95 % dos corredores fizeram a transição para um tipo de pisada diferente do retropé após o retreinamento (Tabelas 2.2 e 2.3).

Os estudos que analisaram o PPA tibial e/ou do calçado com o uso de acelerômetros mostraram reduções significativas no PPA tibial e/ou do calçado após a realização do retreinamento (ZHANG et al., 2019; CROWELL et al., 2010; CROWELL e DAVIS, 2011; CLANSEY et al., 2014; WOOD e KIPP, 2014; CREABY e SMITH, 2016; CHEUNG et al., 2018; LETAFATKAR et al., 2020; SHEERIN et al., 2020 e Van Den BERGHE et al., 2022). Essas reduções significativas relatadas não apresentaram valores normativos, pois diversas metodologias de intervenção foram aplicadas aos corredores (Tabelas 2.4 e 2.5).

Tabela 2.1 – Avaliação da qualidade metodológica utilizando a escala AXIS. Y = critério atendido, N = critério não atendido. Pontuação final = soma de Ys e Ns no caso do critério 19 (com o valor porcentual entre parênteses). Alguns critérios foram excluídos da análise por não estarem relacionados aos estudos avaliados (critérios 7, 13 e 14), portanto, 17 critérios contribuíram para a pontuação final.

Estudos incluídos	Critérios																	Pontuação final (%)
	1	2	3	4	5	6	8	9	10	11	12	15	16	17	18	19	20	
Allen et al., (2016)	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	16 (94)
Baumgartner et al., (2019)	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	17 (100)
Cheung et al., (2018)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Cheung et al., (2019)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Ching et al., (2018)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Clansey et al., (2014)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Creaby e Smith, (2016)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Crowell et al., (2010)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Crowell e Davis, (2011)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, (2021)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Goss et al., (2021)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Letafatkar et al., (2020)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Miller et al., (2021)	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	16 (94)
Morris et al., (2020)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)

Tabela 2.1 – (Continuação)

Estudos incluídos	Critérios																	Pontuação final (%)
	1	2	3	4	5	6	8	9	10	11	12	15	16	17	18	19	20	
Musgjerd et al., (2021)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Phanpho, Rao e Moffat, (2019)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Sellés-Pérez et al., (2022)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Sheerin et al., (2020)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Van den Berghe et al., (2022)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Willy et al., (2016)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Wood e Kipp, (2014)	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Zhang et al., (2019)	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)

Pontuação: 1–18 e 20: “sim” (Y) = 1, “não” (N) = 0. 19: “não” = 1, “sim” = 0.

Critérios: (1) as metas / objetivos do estudo foram claros, (2) o desenho do estudo foi adequado aos objetivos declarados, (3) o tamanho da amostra foi justificado, (4) a população alvo/de referência foi claramente definida, (5) o quadro da amostra foi retirado de uma base populacional adequada para representar de perto o alvo/referência da população objecto de inquérito, (6) o processo de seleção provavelmente selecionaria sujeitos/participantes representativos da população-alvo/referência sob investigação, (8) as variáveis fator de risco e desfecho foram medidas adequadas aos objetivos do estudo, (9) as variáveis fator de risco e desfecho foram mensuradas corretamente por meio de instrumentos/medidas previamente testados, ou publicados, (10) ficou claro o que foi utilizado para determinar a significância estatística (por exemplo, valores de p-valores, ICs), (11) os métodos foram suficientemente descritos para permitir sua repetição, (12) os dados basais foram adequadamente descritos, (15) os resultados foram internamente consistentes, (16) os resultados das análises foram descritos nos métodos apresentados, (17) as discussões e conclusões dos autores foram justificadas pelos resultados, (18) as limitações do estudo foram discutidas, (19) não havia fonte de financiamento ou conflito de interesses que pudesse afetar a interpretação dos resultados pelos autores e (20) obteve-se a aprovação ética ou consentimento dos participantes.

Tabela 2.2 – Resumo de estudos experimentais que analisaram variáveis espaço-temporais, cinética e a cinemática do pé como estratégia de retreinamento utilizando um grupo controle/comparativo.

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle/comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Baumgartner et al., (2019)	38 corredores saudáveis com uma cadência preferida de ≤ 85 passos/minuto e correndo um mínimo de 24 km/semana. Média de idade dos grupos: retreinamento 37,7 DP 9,8 anos e controle 39,7 DP 14,8 anos.	Retreinamento (20) e controle (18)	Duração: 6 semanas. Instruções: aumento de 10% na cadência. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: <i>smartwatch</i> e acelerômetro.	Cadência de passos	Apenas o grupo experimental apresentou aumento significativo ($P < 0,001$) na cadência do passo (aumento de 8,6%).
Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, (2021)	24 adultos saudáveis com tipo de pisada no retropé, média de idade de 44,0 DP 8,9 anos e corrida 25,8 DP 12,1 km/semana no grupo retreinamento; e 44,2 DP 8,1 anos e correndo 26,4 DP 13,5 km/semana no grupo controle.	Retreinamento (12) e controle (12).	Duração: oito sessões em duas semanas. Instruções: correr mais suave. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: uma plataforma de pressão e cronômetros.	Pico de pressão, pressão média máxima, força máxima e arco plantar.	O grupo de retreinamento apresentou redução da pressão de pico na região medial e lateral do retropé. A força máxima na região do mediopé e retropé medial foi reduzida pré e pós-treinamento no grupo de retreinamento em relação ao grupo controle. A pressão máxima média não se alterou com o retreinamento. O arco plantar durante a corrida apresentou um aumento significativo após o retreinamento, demonstrando um ajuste no apoio plantar.

Tabela 2.2 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle / comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Morris et al., (2020)	114 corredores saudáveis com tipo de pisada no retropé; média de idade dos grupos: <i>biofeedback</i> (BFB) 25,7 DP 9,1 anos e grupo controle (CON) 27,8 DP 9,6 anos, correndo 22,9 DP 14 km/semana o grupo <i>biofeedback</i> e 23,7 DP 10,7 km/semana o controle.	BFB (55) e CON (59).	Duração: sessão única; o BFB recebeu alerta de aplicativo móvel durante o treinamento por 1 ano; análise de retenção após 6 meses e 1 ano. Instruções: dicas verbais, exercícios para um tipo de pisada diferente do retropé, pisar suave e uma cadência de 180 passos/minuto; os grupos progrediram para a pisada diferente do retropé em 10% da quilometragem semanal; o BFB recebeu alerta quando o choque tibial ultrapassava 6g (6 meses) e se houve a pisada em retropé. <i>Feedback</i> : auditivo e visual.	Menor custo: câmera digital, esteira e unidade de medição inercial.	Cadência do passo e tipo de pisada.	80% dos corredores demonstraram um tipo de pisada diferente do retropé após a sessão de treinamento de 2 h. A porcentagem de corredores diferente do retropé no acompanhamento de 6 meses e 1 ano diminuiu ligeiramente em ambos os grupos, mas não foi significativa. Ambos os grupos apresentaram aumentos significativos na cadência desde a linha de base até o pós-treinamento (aproximadamente 6%) e da linha de base para o acompanhamento aos 6 meses (aproximadamente 3,7%) e 1 ano (aproximadamente 4,2%).
Sellés-Pérez et al., (2022)	12 corredores saudáveis. Média de idade dos grupos: retreinamento 35 DP 5,9 anos e controle 38 DP 7,3 anos; correr 27 DP 12,7 km/semana no grupo retreinamento e 31 DP 11,9 km/semana no controle.	Retreinamento (7) e controle (5)	Duração: 6 semanas. Instruções: aumento de 10% na cadência. <i>Feedback</i> : auditivo.	Menor custo: dispositivo móvel (captura de vídeo - 60 Hz) e aparelho de áudio.	Cadência de passo.	Apenas o grupo retreinamento apresentou um aumento significativo ($P = 0,004$) na cadência da passada (aumento de 7,3%).

Tabela 2.2 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle / comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Willy et al., (2016)	30 corredores saudáveis e de alto impacto. Média de idade dos grupos: retreinamento 20,9 DP 1,3 anos e controle 20,73 DP 1,2 anos; correndo 22,1 DP 7,5 km/semana no grupo retreinamento e 23,2 DP 17,9 km/semana no controle.	Retreinamento (16) e controle (14)	Duração: oito sessões e análise da retenção após 1 mês. Instruções: aumento de 7,5% na cadência do passo. <i>Feedback</i> : visual.	Baixo custo: <i>smartwatch</i> e acelerômetro triaxial. Alto custo: esteira instrumentada.	Cadência do passo.	O grupo de retreinamento apresentou um aumento significativo da cadência na fase imediatamente após o retreinamento (8,6%) e após um mês (8,5%) em relação à linha de base. Esse aumento significativo da cadência também ocorreu em relação ao grupo controle que apresentou cadência inalterada ($P < 0,0001$).

Tabela 2.3 – Resumo de estudos experimentais que analisaram variáveis espaço-temporais, cinética e a cinemática do pé como estratégia de retreinamento sem o uso de um grupo controle/comparativo.

Autor (ano)	Características da amostra	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Allen et al., (2016)	40 corredores saudáveis com o tipo de pisada no retropé, idade média 36 DP 9,1 anos e correndo 40 km/semana.	Duração: sessão única. Instruções: correr na cadência preferida, +5 %, +10 % e +15 %. <i>Feedback</i> : visual e auditivo.	Baixo custo: metrônomo, câmera de vídeo (60 Hz) e esteira.	Cadência do passo, ângulo de inclinação do pé no instante de contato com o solo e tipo de pisada.	Mudança significativa no padrão de corrida de retropé para mediopé ou antepé em condições de cadência +10% e +15% da cadência preferida em 17,5% e 30% dos indivíduos, respectivamente. O ângulo médio de inclinação do pé no instante de contato com o solo diminuiu significativamente à medida que a cadência aumentava ($P < 0,001$).
Goss et al., (2021)	19 corredores com tipo de pisada no retropé; idade média de 28,8 DP 12 anos, com histórico de lesão/cirurgia nos 12 meses anteriores (20,1 DP 10,9 semanas), mas liberado para a corrida por um médico. Correndo 8,8 DP 7 km/semana.	Duração: 10 sessões e análise da retenção após 1 mês. Instruções: tentar tocar o solo com mais cuidado, não pisar em retropé, tentar se inclinar para frente para pisar no antepé e cadência de 180 passos/minuto. <i>Feedback</i> : auditivo.	Baixo custo: câmera digital, meias instrumentadas, e uma tornozeleira contendo um acelerômetro. Alto custo: esteira instrumentada.	Tipo de pisada.	95% fizeram a transição para um tipo de pisada diferente do retropé e a maioria (89%) manteve a transição do tipo de pisada na retenção.

Tabela 2.3 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Miller et al., (2021)	9 corredores com tipo de pisada no retopé, idade média 20,3 DP 2,2 anos, com histórico de lesão musculoesquelética nos membros inferiores nos últimos 12 meses; duração dos sintomas da lesão de 192,4 DP 345,5 dias; liberado para a corrida por um médico.	Duração: 10 semanas com seis sessões. Instruções: não pisar em retopé, tente-se inclinar para frente, corra silenciosamente, cadência de 180 passos/minuto, dê passos mais curtos e mais rápidos. <i>Feedback</i> : verbal, visual e auditivo.	Menor custo: câmera digital e metrônomo. Alto custo: esteira instrumentada.	Tipo de pisada e cadência do passo.	100 % dos participantes fizeram a transição para um tipo de pisada diferente do retopé após o retreinamento. Houve um aumento significativo na cadência de passos após o retreinamento de 6,2%.
Musgjerd et al., (2021)	15 corredores saudáveis, idade média de 23,5 anos; a correr 16,5 milhas/semana.	Duração: duas sessões, com até 10 dias de intervalo. Instruções: na 1ª sessão, os participantes correram na cadência auto selecionada por 2,4 milhas e na 2ª sessão a cadência do passo foi aumentada em 10 % e o ritmo basal foi mantido. <i>Feedback</i> : auditivo e visual.	Menor custo: palmilhas instrumentadas com sensores, <i>smartwatch</i> e metrônomo.	Cadência da passada e pico de força.	Houve um aumento significativo na cadência da passada entre as sessões em 7,3% e uma diminuição no pico de força de 5,6%.
Phanpho, Rao e Moffat (2019)	15 corredores saudáveis com tipo de pisada no retopé, idade média 25,67 DP 3,99 anos; correu pelo menos duas vezes por semana durante pelo menos 30 minutos.	Duração: sessão única. Instruções: corra com a cadência aumentada em 10 % e execute a pisada em médio ou antepé. <i>Feedback</i> : visual, auditivo e combinado.	Menor custo: palmilhas e meias instrumentadas com sensores, dispositivo construído com pedais e microcontrolador, e metrônomo.	Localização do centro de pressão em relação a palmilha.	A localização média do centro de pressão no contato inicial diferiu significativamente nas condições de <i>feedback</i> em relação à linha de base e nova cadência. No entanto, não houve diferença na localização entre os tipos de <i>feedback</i> .

Tabela 2.4 – Resumo dos estudos experimentais que analisaram o pico positivo de aceleração da tíbia e do calçado como estratégia de retraining utilizando um grupo controle/comparativo.

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle / comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Cheung et al., (2019)	38 adultos saudáveis, 24 para o retraining de caminhada e 14 para o retraining da corrida, idade 26,2 DP 11,2 anos, percorrendo > 12 km/semana.	Caminhada (24) e Corrida (14)	Duração: oito sessões em duas semanas. Instruções: correr mais suave e 20% abaixo da média da linha de base do PPA do calçado. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: acelerômetro biaxial; Alto custo: esteira instrumentada.	PPA calçado e PPA tíbia.	Após o retraining o grupo da corrida apresentou uma redução do PPA do calçado (40,9%) e da tíbia (25,8%). O PPA do calçado apresentou valores quatro vezes maiores do que o PPA da tíbia para caminhar e correr.
Clansey et al., (2014)	22 corredores saudáveis, tipo de pisada no retropé, com PPA tibial > 9g. Idade média dos grupos: retraining 33,3 DP 9,0 anos e controle 33,9 DP 11,3 anos, percorrendo 30,4 DP 7,5 km/semana o grupo retraining e 35,7 DP 14,2 km/semana o controle.	Retraining (12) e Controle (10)	Duração: seis sessões durante três semanas e análise da retenção após 1 mês. Instruções: informação quando o PPA estava acima de 75%, entre 75% e 50% ou abaixo de 50% da linha de base. <i>Feedback</i> : auditivo e visual.	Menor custo: acelerômetro triaxial; Alto custo: sistema de captura de movimento, plataforma de força e foto células.	PPA tíbia.	O grupo retraining apresentou reduções significativas no PPA após o treinamento (30,7%), em comparação com nenhuma alteração no grupo controle. Essas modificações foram mantidas um mês após o treinamento.

Tabela 2.4 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle / comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Creaby e Smith, (2016)	22 corredores saudáveis. Idade média dos grupos: especialista 32,81 DP 7,8 anos e acelerômetro 22,7 DP 7,8 anos. Percorrendo >10 km/semana.	<i>Feedback</i> pelo especialista - GFE (11) e <i>feedback</i> de aceleração tibial – GFAT (11).	Duração: sessão única e retenção após 7 ou 8 dias. Instruções: o grupo do <i>feedback</i> fornecido pelo especialista foi instruído a correr mais suave e com menos barulhos nos passos e o grupo do <i>feedback</i> por acelerômetro foi instruído a correr com o PPA tibial abaixo de 50% em relação a linha de base. <i>Feedback</i> : verbal e visual.	Menor custo: acelerômetro triaxial.	PPA tibia.	Houve uma redução significativa no PPA tibial quando comparado a linha de base, sendo na corrida com <i>feedback</i> (GFE = 23,9% e GFAT = 28,5%), na corrida com <i>feedback</i> removido (GFE = 28,1% e GFAT = 18,9%) e na retenção (GFE = 22,0% e GFAT = 21,2%). Entre os grupos não foram encontradas diferenças significativas.
Letafatkar et al., (2020)	49 adultos saudáveis, o grupo treinamento de condicionamento (GTC) apresentou idade média 33,4 DP 6,25 anos, o GTC com <i>feedback</i> a idade média foi de 31,2 DP 5,11 anos e para o grupo controle a idade foi de 34,2 DP 6,64 anos; percorrendo > 8 km/semana, por mais de 2 anos.	GTC (16), GTC com <i>feedback</i> (17) e Controle (16)	Duração: 24 sessões em 8 semanas e análise da retenção após 1 ano. Instruções: correr mais suave, evitar a pisada em retropé, correr com os joelhos afastados e apontar a patela para frente. <i>Feedback</i> : verbal e visual.	Menor custo: acelerômetro. Alto custo: plataforma de força; sistema de captura de movimento.	PPA tibia.	O GTC com <i>feedback</i> teve melhora significativa para o PPA tibia após 8 semanas a 8 km/h (38,3%) e a 12km/h (40,3%) e também em relação ao GTC a 8 km/h, mas não houve diferença significativa a 12 km/h. Houve uma diferença significativa para o PPA tibia no acompanhamento de 1 ano no GTC com <i>feedback</i> para 8 e 12 km/h (15,5% e 10,9%)

Tabela 2.4 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Grupo controle / comparativo (n)	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Van den Berghe et al., (2022)	20 adultos saudáveis com alta aceleração tibial, idade média 32,1 DP 7,8 anos, PPA de 10,9 DP 2,8 g e percorrendo 27 DP 10 km/semana no grupo experimental e de 39,1 DP 10,4 anos, PPA de 13,0 DP 3,9 g e percorrendo 36 DP 18 km/semana no grupo controle.	Retreinamento (10) e Controle (10)	Duração: seis sessões durante três semanas. Instruções: a distorção da música estava relacionada ao PPA e a música ficava clara quando o PPA ficava 30 % abaixo da linha de base. Quando a velocidade da corrida era alterada, emitia-se um aviso verbal. <i>Feedback</i> : auditivo e verbal.	Menor custo: acelerômetro.	PPA tibia e cadência do passo.	O grupo retreinamento diminuiu significativamente o PPA em 25,5% após o retreinamento, sem mudar a cadência. O grupo controle não obteve mudança significativa no PPA.

Tabela 2.5 – Resumo dos estudos experimentais que analisaram o pico positivo de aceleração da tibia e do calçado como estratégia de retreinamento sem a utilização de um grupo controle/comparativo.

Autor (ano)	Características da amostra	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Cheung et al., (2018)	16 corredores saudáveis com o PPA do calçado > 10 g, idade 28,3 DP 6,2 anos e corriam pelo menos 15 km/semana.	Duração: oito sessões em duas semanas. Instruções: correr tocando o solo suavemente durante distração e 20% abaixo da média da linha de base do PPA do calçado. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: acelerômetro triaxial; Alto custo: esteira instrumentada.	PPA calçado.	Com o retreinamento o PPA apresentou redução significativa nas condições sem (41,1%) e com (32,2%) <i>feedback</i> visual e também redução significativa com o <i>feedback</i> visual pré (25,7%) e pós (14,7%) retreinamento.
Ching et al., (2018)	16 corredores saudáveis com PPA do calçado > 8g, idade 25,1 DP 7,9 anos, percorrendo 16,0 DP 1,7 km/semana.	Duração: oito sessões em duas semanas. Instruções: correr com passos mais suaves para evitar o som agudo que era emitido a 80% do PPA do calçado. <i>Feedback</i> : auditivo.	Menor custo: acelerômetro triaxial; Alto custo: esteira instrumentada.	PPA calçado e PPA tibia.	Houve uma redução no PPA do calçado sem (33,8%) e com (21,4%) <i>feedback</i> auditivo e da tibia sem (21,5%) e com (20,2%) <i>feedback</i> auditivo após o retreinamento. O grupo exibiu PPA do calçado e da tibia mais baixos com <i>feedback</i> auditivo (22,2% e 9,9%), somente antes do retreinamento.
Crowell et al., (2010)	5 corredores saudáveis, idade média de 26 DP 2 anos, percorrendo um mínimo de 32 km/semana.	Duração: sessão única. Instruções: manter o PPA abaixo de 50% da média. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: acelerômetro uniaxial; Alto custo: esteira instrumentada.	PPA tibia.	4 dos 5 sujeitos tiveram reduções significativas em seu PPA no final do período sem <i>feedback</i> em comparação com o aquecimento. A diferença dos sujeitos foi: - 60%, - 54%, - 36%, - 17% e + 6%.

Tabela 2.5 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Crowell e Davis, (2011)	10 corredores saudáveis com tipo de pisada no retropé e PPA tibial > 8 g. Idade média de 26 DP 7 anos e percorrendo mais de 16 km/semana.	Duração: oito sessões em duas semanas e análise da retenção após 1 mês. Instruções: correr mais suave, tornar os passos silenciosos e manter o PPA abaixo de 50% da média. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: acelerômetro triaxial; Alto custo: plataforma de força.	PPA tibia.	O PPA foi reduzido após o retreinamento em 48% e manteve-se no seguimento de um mês.
Sheerin et al., (2020)	18 corredores saudáveis com alta aceleração tibial, idade média de 35,2 DP 9,6 anos e percorrendo 42,4 DP 22,2 km/semana.	Duração: oito sessões em três semanas e análise da retenção após 1 mês. Instruções: correr tornando os passos mais suaves e eliminar o feedback de vibração, cujo o limite era 10% abaixo da aceleração tibial resultante da linha de base. <i>Feedback</i> : tátil.	Menor custo: unidade de medida inercial, acelerômetro, <i>smartwatch</i> . Alto custo: esteira instrumentada.	PPA tibia.	A mediana da aceleração tibial resultante pré e pós-intervenção, da corrida em esteira, diminuiu 50%, já na corrida em solo, diminuiu 28%. Quando comparado a corrida em esteira, antes da intervenção e 1 mês após a intervenção, a mediana diminuiu 41%, já na corrida em solo, a mediana diminuiu 17%.
Wood e Kipp, (2014)	9 corredores saudáveis com tipo de pisada no retropé, idade 20 DP 1,5 anos e percorrendo pelo menos 16 km/semana.	Duração: sessão única, sendo duas vezes: 5 minutos com biofeedback seguido de 5 minutos sem biofeedback. Instruções: executar a corrida sem nenhum sinal de áudio da PPA, que o limite era 10 a 15% abaixo das PPA da linha de base. <i>Feedback</i> : auditivo.	Menor custo: acelerômetro triaxial.	PPA tibia.	No 1º período de 5 minutos de <i>biofeedback</i> reduziu-se significativamente o PPA (10,2%) e no 1º período sem <i>biofeedback</i> o PPA não diferiu da linha de base. Na 2ª rodada de <i>biofeedback</i> , os corredores reduziram significativamente o PPA (11,9%) e no 2º período sem <i>biofeedback</i> , eles reduziram significativamente o PPA em relação a linha de base (8,5%).

Tabela 2.5 – (Continuação)

Autor (ano)	Características da amostra	Intervenção	Equipamentos utilizados	Variáveis analisadas (equipamentos de menor custo)	Resultados (equipamentos de menor custo)
Zhang et al., (2019)	13 corredores saudáveis com PPA tibial médio > 8 g, idade 41,1 DP 6,9 anos, percorrendo 30,7 DP 22,2 km/semana.	Duração: oito sessões em duas semanas. Instruções: aterrissar mais suave para evitando atingir 80% do pico médio do PPA tibial da linha de base. <i>Feedback</i> : visual.	Menor custo: acelerômetro triaxial; Alto custo: esteira instrumentada.	PPA tíbia.	Após o retreinamento o PPA foi reduzido significativamente no membro treinado (35% a 37%) e não treinado (22% a 30%) ao correr nas velocidades avaliadas.

2. 4 DISCUSSÃO

Esta revisão sistemática sintetiza os resultados da efetividade do uso de equipamentos de menor custo como instrumento de intervenção e/ou para avaliar o uso de *feedback* na mudança da biomecânica da corrida. Foi possível identificar que equipamentos de menor custo como metrônimos, *smartwatches*, câmeras digitais, meias e palmilhas instrumentadas com sensores e plataformas de pressão, foram utilizados na reeducação da cadência, tipo de pisada e distribuição da pressão plantar durante a corrida. Observamos também que a maioria dos estudos que realizaram intervenções de retreinamento em corrida com *feedback* utilizou um acelerômetro para fornecer informações do PPA tibial em tempo real.

2. 4.1 Efetividade de equipamentos de menor custo para alterações nas variáveis espaço-temporais, cinética e na cinemática do pé

Aumentar a cadência sozinho usando um metrônomo pode ser uma maneira eficaz de mudar o padrão do tipo de pisada para alguns corredores Allen et al., (2016), o aumento da cadência em 10% a 15% levou a uma mudança significativa na pisada em retropé para médiopé ou antepé, em 17,5 e 30%, respectivamente. No estudo de Miller et al., (2021) o metrônomo foi ajustado em 180 passos/minuto para fornecer o *feedback* de áudio em tempo real durante o retreinamento, e a cadência aumentou significativamente em 6,2%. Todos os participantes fizeram a transição para um tipo de pisada diferente do retropé após o retreinamento. No estudo de Phanpho, Rao e Moffat, (2019) e Musgierd et al., (2021) o metrônomo foi utilizado como instrumento de intervenção para controlar o aumento da cadência de passo em relação à cadência preferida. Esses resultados forneceram fortes evidências que demonstraram a eficácia do metrônomo para uso no retreinamento da corrida para aumentar cadência.

Os avanços tecnológicos criaram a possibilidade da realização de treinos de corrida ao ar livre através da inserção de *wearables* como *smartwatches* que permitem o *feedback* em tempo real de certos componentes da corrida (Shull et al., 2014). Desta forma, o *smartwatch* permite intervenções de retreinamento no

ambiente normal de corrida de um corredor, aumentando potencialmente a probabilidade de que os indivíduos adiram o novo padrão de corrida. No estudo de Baumgartner et al., (2019) um *smartwatch* com acelerômetro foi utilizado para controlar a cadência, e o grupo experimental demonstrou um aumento de 8,6% na cadência após seis semanas de intervenção. No estudo de Willy et al., (2016) o grupo experimental apresentou o mesmo aumento significativo na cadência após oito sessões de retreinamento. Após um mês, o aumento foi de 8,5 % em relação a linha de base. No estudo de Musgierd et al., (2021) os participantes receberam um *smartwatch* para monitorar sua cadência e ritmo da corrida na linha de base. Em uma segunda sessão, que foi realizada com um aumento de 10 % na cadência usando feedback do metrônomo, o *smartwatch* orientou a manutenção da cadência em tempo real. Neste estudo, houve um aumento global significativo de 7,3% na cadência entre as sessões. Esses resultados demonstram fortes evidências para o uso de alguns *smartwatches*, no retreinamento de corridas, a fim de aumentar a cadência.

Câmeras digitais podem ser utilizadas para obter o vídeo de uma corrida no plano sagital para avaliar a cadência e também detectar o tipo de pisada. No estudo de Sellés-Pérez et al., (2022) um dispositivo *smartphone* foi utilizado para obter o vídeo de uma corrida no plano sagital e avaliar a cadência em um grupo que realizou retreinamento de corrida para aumentar a cadência. Esse grupo foi solicitado a seguir um ritmo musical que foi aumentado em 10% em relação à cadência basal. Após seis semanas de retreinamento, verificou-se que o grupo aumentou significativamente sua cadência em 7,3%. No estudo de Morris et al., (2020) o grupo que realizou o retreinamento para transição de uma pisada em retropé para uma não retropé e corrida a uma cadência de 180 passos/minuto (cadência aumentada), 80% dos corredores mudaram de pisada em retropé para uma pisada não retropé após a sessão de treinamento de duas horas. Houve uma ligeira, mas não significativa diminuição na porcentagem de corredores não retropé no seguimento de 6 meses e 1 ano. Os corredores também apresentaram aumentos significativos na cadência da linha de base para o pós-treinamento (aproximadamente 6%), da linha de base para 6 meses (aproximadamente 3,7%) e da linha de base para 1 ano (aproximadamente 4,2%) de seguimento. Portanto, pode-se argumentar que há fortes evidências de que clínicos, treinadores e pesquisadores podem usar com confiança a análise

de vídeo para guiar suas intervenções de retreinamento da marcha para corredores.

As meias instrumentadas são uma tecnologia *wearable* recentemente desenvolvida que consiste em meias instrumentadas habilitadas para Bluetooth que podem fornecer *biofeedback* em tempo real aos corredores (GOSS et al., 2021). Quando este dispositivo é emparelhado com um *smartphone*, o usuário pode receber *biofeedback* auditivo e/ou visual em tempo real sobre o tipo de pisada, cadência, ritmo de corrida, distância total percorrida e mudanças de elevação. No estudo de Goss et al., (2021) meias instrumentadas foram utilizadas para detectar o tipo de pisada utilizando sensores de pressão plantar, e por meio de um aplicativo para *smartphone*, fornecer o *biofeedback* de áudio em tempo real sobre a distância percorrida, o ritmo, o tipo de pisada e a cadência para os corredores que realizaram o retreinamento. Neste estudo, os autores exigiram que os corredores não pisassem em retropé, tentassem se inclinar para frente para pisar no antepé e mantivessem uma cadência de 180 passos/minuto. Os achados mostraram que 95% dos corredores fizeram a transição para um tipo de pisada não retropé e que a maioria (89%) manteve essa transição do tipo de pisada após um mês. No estudo de Phanpho, Rao e Moffat, (2019) meias instrumentadas com sensores também foram utilizadas na intervenção para alterar o tipo de pisada por meio do *feedback* visual, e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão foram utilizadas para a determinar a localização do centro de pressão no contato inicial do pé com o solo. Inicialmente, com um aumento de 10 % na cadência, os autores obtiveram um modesto deslocamento anterior do centro de pressão no contato inicial e mudanças consistentes em relação a uma menor inclinação do pé no contato inicial, o que corroborou outros estudos que utilizaram o aumento de 10% na cadência (HEIDERSCHEIT et al., 2011; ALMEIDA, DAVIS e LOPES, 2015 e ALLEN et al., 2016). No entanto, quando houve mudança no tipo de pisada combinada com aumento da cadência, o deslocamento anterior do centro de pressão foi significativamente mais pronunciado, sugerindo que a localização média do centro de pressão ao longo do eixo longitudinal da palmilha mudou em relação a linha de base. Segundo Stoltenberg et al., (2019) as meias instrumentadas por sensor demonstraram confiabilidade moderada para a detecção do tipo de pisada e excelente confiabilidade na determinação da cadência. No estudo de Musgierd et al.,

(2021) que utilizou palmilhas com sensores para coletar a cadência e o pico de força, identificou-se que um aumento de 7,3% na cadência gerou uma diminuição no pico de força em 5,6%. Esses resultados forneceram evidências moderadas que o uso de meias e palmilhas instrumentadas no retreinamento da corrida para aumentar a cadência e um tipo de pisada não retropé pode melhorar importantes fatores biomecânicos relacionados ao risco de lesões.

Sensores de pressão também foram utilizados com uma plataforma de pressão em um estudo de Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, (2021) que avaliaram os efeitos de uma estratégia de retreinamento de corrida com *feedback* sobre a distribuição da pressão plantar e do arco plantar em corredores que utilizavam a pisada em retropé. Nesse estudo, verificou-se que o grupo que recebeu oito sessões de retreinamento com *feedback* visual apresentou redução da pressão plantar no retropé, e o arco plantar durante a corrida apresentou melhor ajuste no apoio plantar. Esses resultados demonstraram evidências limitadas para o uso da plataforma de pressão no retreinamento de corridas.

Coletivamente, a efetividade de metrônimos, *smartwatches*, câmeras digitais e meias e palmilhas instrumentadas, de menor custo e, conseqüentemente, clinicamente acessíveis, em programas de retreinamento que visem à intervenção e/ou avaliação dos resultados da cadência e tipo de pisada pode ser efetiva na redução das variáveis de carga de impacto.

2.4.2 Efetividade de equipamentos de baixo custo para alterações no pico positivo de aceleração da tíbia e do calçado

Vários estudos utilizaram medidas cinéticas para analisar as cargas de impacto (força aplicada ao esqueleto quando ocorre o contato com o solo), pois demonstram uma potencial associação com lesões por uso excessivo dos membros inferiores (NIGG, COLE e BRUGGEMANN, 1995; HRELJAC, MARSHALL e HUME, 2000; DAVIS, MILNER e HAMILL, 2004; MILNER et al., 2006; DAVIS, BOWSER e MULLINEAUX, 2010). Para a análise das cargas de impacto as variáveis mais utilizadas são o pico de impacto vertical, a taxa média de carga vertical, a taxa de carga vertical instantânea, o PPA da tíbia e do calçado, atenuação de choque, rigidez vertical e rigidez da perna / membros inferiores (NAPIER et al., 2015).

Os acelerômetros, que são equipamentos pequenos e leves, permitem identificar o PPA da tíbia, que está fortemente correlacionado com a força vertical média e a taxa de carga vertical instantânea, dois parâmetros biomecânicos comuns que indicam carga de impacto e estão associados a lesões relacionadas à corrida (DAVIS e FUTRELL, 2016). Estudos prévios utilizaram equipamentos de laboratório, como plataformas de força ou esteiras instrumentadas para fornecer *biofeedback* dos parâmetros cinéticos aos participantes (Van Den NOORT et al., 2015; PIZZOLATO et al., 2017). No entanto, a acessibilidade dos laboratórios de biomecânica para aplicações clínicas é geralmente limitada, e esteiras equipadas com transdutores de força são equipamentos caros e não estão prontamente disponíveis. Por outro lado, os acelerômetros são relativamente baratos em comparação com esteiras instrumentadas e estão prontamente disponíveis (CROWELL et al., 2010). Portanto, acelerômetros leves têm sido utilizados como instrumento substituto para estimativa de carga de impacto na ausência de esteiras instrumentadas (CHEUNG et al., 2019).

No presente estudo, verificou-se que os acelerômetros foram utilizados como ferramenta de intervenção por meio do fornecimento de *feedback* em tempo real em 91,7% dos estudos analisados (Tabelas 2.4 e 2.5); em 54,5% dos estudos o *feedback* foi visual (Cheung et al., 2018; Cheung et al., 2019; Creaby e Smith, 2016; Crowell et al., 2010; Crowell e Davis, 2011 e Zhang et al., 2019), em 18,2% foi auditivo (Ching et al., 2018 e Wood e Kipp, 2014), em 9,1% foi tátil (Sheerin et al., 2020), em 9,1% foi auditivo e visual (Clansey et al., 2014), e em 9,1% foi auditivo e verbal (Van Den BERGHE et al., 2022). Somente no estudo de Letafatkar et al., (2020) o acelerômetro foi utilizado para avaliar os resultados da intervenção em relação ao PPA da tíbia.

Com base nos resultados de estudos que realizaram intervenções com o uso do acelerômetro para redução do PPA da tíbia e/ou calçados, identificou-se uma diminuição média significativa de ~ 31% nos valores do PPA entre o pré e pós-treinamento; em alguns estudos, esses valores se aproximaram a 50%. No estudo de Crowell e Davis, (2011), foi realizada uma amostra constituída por corredores com PPA tibial > 8 g e intervenção de oito sessões em que os corredores foram solicitados a correr mais suavemente, fazer passos silenciosamente e (através da visualização de uma tela) manter seu PPA abaixo de uma linha horizontal que representava 50% da média do PPA no pré-

treinamento. Os resultados mostraram que o PPA tibial diminuiu 48% após o retreinamento, o que foi mantido no seguimento de um mês. No estudo de Sheerin et al., (2020) realizado com corredores com alta aceleração tibial e intervenção de oito sessões, os corredores foram obrigados a correr com passos mais suaves e eliminar o *feedback* tátil de vibração, cujo limite estava 10% abaixo da aceleração tibial resultante da linha de base. Os resultados mostraram que a aceleração tibial resultante do pré para o pós-intervenção ao correr em esteira, diminuiu em 50 %; enquanto para correr em solo, diminuiu 28%.

Com base no exposto, pode-se afirmar que há fortes evidências da efetividade dos acelerômetros em intervenções com *feedback* para o retreinamento da corrida. De acordo com Crowell et al., (2010), a principal vantagem do *feedback* do acelerômetro é que um terapeuta ou treinador não é obrigado a observar cada passo e fornecer *feedback*. Além disso, o *feedback* do acelerômetro fornece uma indicação quantitativa do progresso de um corredor. Se o programa de retreinamento dependesse apenas de *feedback* verbal, a única avaliação quantitativa do desempenho do corredor viria da coleta de dados pós-treinamento. Portanto, a acelerometria fornece um método de *feedback* com potenciais aplicações em uma ampla variedade de ambientes, como clínicas, laboratórios universitários, academias e durante o treinamento ao ar livre em diferentes superfícies.

2.4.3 Limitações de estudos e direções futuras

Algumas limitações devem ser consideradas na interpretação dos achados desta revisão. Para avaliar quantitativamente os artigos, foi utilizada a ferramenta AXIS, que mostrou que todos os estudos apresentaram qualidade muito alta para um delineamento transversal. No entanto, a maioria dos estudos não conseguiu justificar o tamanho da amostra ou sua representatividade como população alvo ou explicar como recrutaram os corredores. Essas informações foram importantes para garantir que os corredores recreacionais avaliados nesses estudos representem realmente a população de interesse. Também houve limitações significativas para alguns estudos de retreinamento: 54% dos estudos não incorporaram um grupo de controle (Tabelas 2.3 e 2.5), o que é essencial para determinar a efetividade da intervenção. Ainda, em relação à

amostra, dos 22 estudos incluídos, apenas os estudos de Goss et al., (2021) e Miller et al., (2021), examinaram os efeitos do feedback em tempo real em corredores que apresentaram lesões nos últimos 12 meses, o que limitou a aplicabilidade clínica dos achados da síntese de evidências. Embora o uso de *biofeedback* em populações de corredores saudáveis demonstre a viabilidade clínica dessa intervenção potencialmente para fins ou prevenção, não há evidências de que a obtenção das modificações biomecânicas buscadas durante o treinamento de *feedback* afete positivamente a dor e os resultados funcionais em uma população ferida (AGRESTA e BROWN, 2015).

Em relação aos protocolos de intervenção realizados nos estudos, encontrou-se grande variabilidade na duração: 54% dos estudos tiveram oito ou mais intervenções (Ching et al., 2018; Cheung et al., 2019; Zhang et al., 2019; Goss et al., 2021; Willy et al., 2016; Baumgartner et al., 2019; Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, 2021; Sellés-Pérez et al., 2022; Crowell et al., 2011; Cheung et al., 2018; Letafatkar et al., 2020; Sheerin et al., 2020) e 27 % dos estudos realizaram a intervenção por meio de uma única sessão para verificar os efeitos imediatos do feedback (MORRIS et al., 2020; PHANPHO, RAO e MOFFAT, 2019; CROWELL et al., 2010; CLANSEY et al., 2014; WOOD e KIPP, 2014; CREABY e SMITH, 2016). A variabilidade também foi observada nas instruções fornecidas ao grupo experimental, sendo que 68% dos estudos instruíram a amostra a correr de forma mais suave, mais silenciosa e/ou com o PPA abaixo de um limiar, que variou de 10 % a 50 % em relação à linha de base, dependendo do estudo (Ching et al., 2018; Cheung et al., 2019; Zhang et al., 2019; Goss et al., 2021; Morris et al., 2020; Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, 2021; Miller et al., 2021; Crowell et al., 2010; Crowell et al., 2011; Wood e Kipp, 2014; Creaby e Smith, 2016; Cheung et al., 2018; Letafatkar et al., 2020; Sheerin et al., 2020; Van Den Berghe et al., 2022); 27 % dos estudos instruíram a amostra a aumentar a taxa de passos (Allen et al., 2016; Willy et al., 2016; Baumgartner et al., 2019; PHANPHO, RAO e MOFFAT, 2019; Musgierd et al., 2021; Sellés-Pérez et al., 2022); e um estudo não forneceu instruções aos participantes (CLANSEY et al., 2014). Além disso, apenas dois estudos (Letafatkar et al., 2020 e Morris et al., 2020) incluíram uma avaliação da retenção do retreinamento da corrida em longo prazo (12 meses) que atendeu às diretrizes do Grupo Cochrane (FURLAN et al., 2009). Como resultado, não está claro qual efeito algumas dessas intervenções

podem ter, uma vez incorporadas a um padrão de corrida habitual, em vez de serem testadas quando a intervenção ainda é nova.

Foram identificados apenas nove (41%) estudos (Allen et al., 2016; Morris et al., 2020; Baumgartner et al., 2019; Phanpho, Rao e Moffat, 2019; Da Silva Neto, Lopes e Ribeiro, 2021; Musgierd et al., 2021; Sellés-Pérez et al., 2022; Creaby e Smith, 2016; Van Den Berghe et al., 2022) que incluíram apenas equipamentos de menor custo em sua metodologia para a realização da intervenção/avaliação. Como resultado, a replicabilidade metodológica de muitos estudos foi limitada à maioria dos clínicos e treinadores devido à falta de acessibilidade a equipamentos de alto custo. Houve uma tendência em estudos recentes de utilizar um acelerômetro para examinar a carga de impacto externo durante a corrida, mas poucos estudos utilizaram um acelerômetro para monitoramento fora do ambiente laboratorial, a fim de tornar a intervenção/avaliação mais ecológica. É necessário que estudos futuros que utilizem equipamentos de menor custo em suas intervenções relatem efetivamente sua validação. Finalmente, há necessidade de estudos futuros que incluam novas tecnologias *wearable* que forneçam *feedback*, como meias e palmilhas instrumentadas, a fim de identificar a sua validade em termos de monitoramento de variáveis biomecânicas e sua efetividade na execução de programas de retreinamento de corrida.

2. 5 Conclusão

Fortes evidências sugerem que os metrônimos, *smartwatches* e câmera digitais são eficazes na execução de programas de retreinamento de corrida para intervir e/ou avaliar os resultados da cadência e tipo de pisada. Também houve evidência moderada do uso de meias e palmilhas instrumentadas com sensores e evidência limitada do uso de plataformas de pressão para analisar a distribuição da pressão plantar e força de pico em contato com o solo. Os acelerômetros por outro lado, apresentaram forte evidência de efetividade em estudos que realizaram intervenções com *feedback* para a reduzir o PPA da tibia e/ou do calçado, durante a corrida. Por fim, faltaram estudos que utilizaram exclusivamente equipamentos de menor custo para a realizar a

intervenção/avaliação do retreinamento em corrida, bem como aqueles que utilizaram esses equipamentos em ambientes mais ecológicos e que analisaram a retenção do retreinamento da corrida em longo prazo.

3. ESTUDO 02

VALIDAÇÃO DE PALMILHAS INSTRUMENTADAS DE PRESSÃO NA MEDIDA DE PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS E CINEMÁTICOS DA CORRIDA

RESUMO

O uso crescente de dispositivos vestíveis por profissionais da saúde e treinadores oferece uma alternativa acessível e portátil para quantificar padrões de movimento em situações do mundo real, substituindo métodos caros e laboratoriais. Com a ascensão dos dispositivos vestíveis, empresas de inovação tecnológica focadas em entender o movimento durante atividades físicas, como o tempo de contato com o solo e a cadência de passo, desenvolvem dispositivos que devem oferecer dados precisos e desempenho consistente. O objetivo deste estudo foi analisar a validade de um sistema comercial de palmilhas com sensores de pressão, para medir parâmetros espaço-temporal da corrida em diferentes velocidades. Vinte e seis voluntários do sexo masculino participaram da validação do protótipo BeRun (HS Technology), que consiste em palmilhas, cada uma equipada com oito sensores de pressão resistivos. Para avaliar a validade das informações registradas nas palmilhas, um sistema de captura óptica Optitrack® composto por cinco câmeras de 240 Hz foi utilizado como padrão de referência. As análises concentraram-se em dez passos de cada perna durante corridas em diferentes velocidades (8, 12 e 16 km/h). Para o tempo de contato (TC) o sistema optoeletrônico demonstrou valores médios superiores ao sistema BeRun em todas as velocidades: 4,66 ms a 8 km/h, 17,07 ms a 12 km/h e 22,10 ms a 16 km/h. Quanto ao tempo da fase aérea (TFA), à medida que a velocidade da corrida aumentava, a diferença média absoluta entre os métodos crescia, com valores de -4,04 ms a 8 km/h, -17,30 ms a 12 km/h e -22,91 ms a 16 km/h, com o sistema optoeletrônico registrando valores médios mais baixos em todas as velocidades. Na cadência de passo, a diferença média absoluta entre os métodos permaneceu praticamente inalterada com o aumento da velocidade da corrida, com uma concordância excelente entre os métodos. Em relação ao tipo de pisada, a concordância entre os métodos de análise na corrida a 8 km/h foi quase perfeita ($K = 0,856$), a 12 e 16 km/h foi forte ($K = 0,639$) e ($K = 0,674$). Conclui-se que o BeRun mostrou concordância satisfatória com o sistema padrão-ouro em variáveis como cadência de passo e tipo de pisada, independentemente da velocidade da corrida. Contudo, em velocidades mais altas, houve tendência de subestimar o tempo de contato com o solo e superestimar o tempo da fase aérea, indicando a necessidade de ajustes no algoritmo.

Palavras-chave: dispositivos vestíveis; cadência de passo; tipo de pisada.

ABSTRACT

The increasing use of wearables by healthcare professionals and trainers offers an affordable and portable alternative to quantify movement patterns in real-world situations, replacing expensive and laboratory methods. With the rise of *wearables*, technology innovation companies focused on understanding movement during physical activity, such as ground contact time and step cadence, are developing devices that must deliver accurate data and consistent performance. The purpose of this study was to analyze the validity of a commercial system of insoles with pressure sensors, to measure spatio-temporal and kinematic parameters of running at different speeds. Twenty-six male volunteers participated in the validation of the BeRun prototype (HS Technology), which consists of insoles, each equipped with eight resistive pressure sensors. To evaluate the validity of the information recorded in the insoles, an Optitrack® optical capture system consisting of five 240 Hz cameras was used as the reference standard. The analyses focused on the ten steps of each leg during runs at different speeds (8, 12 and 16 km/h). For the contact time (TC) the optoelectronic system showed mean values higher than the BeRun system at all speeds: 4.66 ms at 8 km/h, 17.07 ms at 12 km/h and 22.10 ms at 16 km/h. As for the air phase time (TFA), as the running speed increased, the absolute mean difference between the methods grew, with values of -4.04 ms at 8 km/h, -17.30 ms at 12 km/h and -22.91 ms at 16 km/h, with the optoelectronic system recording lower average values at all speeds. In the cadence of the step, the mean absolute difference between the methods remained practically unchanged with the increase in running speed, with an excellent agreement between the methods. Regarding the foot strike, the agreement between the analysis methods in the 8 km/h race was almost perfect ($K = 0.856$), at 12 and 16 km/h it was strong ($K = 0.639$) and ($K = 0.674$). It was concluded that the BeRun showed satisfactory agreement with the gold standard system in variables such as step cadence and foot strike, regardless of the speed of the run. However, at higher speeds, there was a tendency to underestimate the time of contact with the ground and overestimate the time of the aerial phase, indicating the need for adjustments in the algorithm.

Key-words: wearables; step cadence; foot strike.

3. 1 INTRODUÇÃO

A corrida de rua é uma das atividades físicas mais populares, o que pode ser atribuído à sua acessibilidade e baixo custo. A prática regular da corrida proporciona benefícios claros para a saúde e o condicionamento físico. Nos últimos anos a sua prática tem aumentado devido a conscientização da melhora da saúde. (Van GENT et al., 2007; HOFFMAN e HOFFMAN, 2008; SCHNOHR et al., 2013; GHORBANI et al., 2014; LEE et al., 2014 e LAVIE et al., 2015).

Com a ascensão da prática, muitas avaliações e estudos da corrida, tanto em indivíduos saudáveis quanto em corredores lesionados, estão sendo realizados em ambientes de laboratório (MILLER et al., 2019). Van Hooren et al., (2020) apresentam em uma revisão sistemática com meta-análise que identificou um menor ângulo do pé com o solo (tipo de pisada) no plano sagital na corrida em esteira, uma maior amplitude de movimento de flexão do joelho no contato com o solo (pisada) e durante o apoio, um menor deslocamento vertical do centro de massa/pelve, um maior tempo de contato com o solo, entre outros, comparado à corrida no solo. No entanto, os resultados desses estudos podem apresentar algumas limitações, visto que muitos corredores treinam em um ambiente ao ar livre e não correm regularmente em um laboratório ou sob observação direta (KOLDENHOVEN e HERTEL, 2018). Nesse contexto, o desenvolvimento de novas tecnologias tem permitido aos pesquisadores migrar de ambientes de laboratório com sistemas de alto custo para ambientes com equipamentos de análise portáteis e de baixo custo (NORRIS, ANDERSON e KENNY, 2014).

Dessa forma, o uso de *wearables* (dispositivo tecnológico que pode ser usado como acessório ou que pode ser vestido) está se tornando cada vez mais popular na medicina esportiva. Esses dispositivos são portáteis, acessíveis e oportunizam quantificar os padrões de movimento de todos os tipos de indivíduos em situações do mundo real, permitindo a coleta de um grande volume de dados de forma sequencial, tornando-se uma alternativa comum para os métodos caros e estritamente vinculados a laboratórios para quantificar o movimento (TAO et al., 2012; CHEN et al., 2016).

Hoje em dia, existe uma grande variedade de *wearables* para análise da corrida como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, aplicados

individualmente ou em combinação como uma unidade de medida inercial, que são capazes de medir movimentos tridimensionais e mudanças de orientação, como por exemplo, calcular a cinemática dos membros inferiores (WILLY, 2018). Da mesma forma, palmilhas 'sensíveis à pressão' que permitem quantificar uma combinação de variáveis espaço-temporais, cinéticas e cinemáticas, que podem identificar padrões de marcha e auxiliar no diagnóstico de disfunções, como desequilíbrios musculares e tensão nos isquiotibiais (FEREYDOUNNIA et al., 2022). Além disso, as palmilhas são projetadas para se encaixarem dentro do calçado, proporcionando um ajuste confortável, também não utilizam dispositivos adicionais ou acessórios externos e, dessa forma, tornaram-se uma alternativa viável devido à sua portabilidade e acessibilidade (MASON et al., 2023).

Com a popularização dos *wearables*, muitas empresas de inovação tecnológica que desenvolvem projetos e produtos, voltados a uma melhor compreensão do movimento realizado, durante uma determinada atividade física, buscaram a criação desses dispositivos. Dentre estas, a HS Technology (<https://www.hs.ind.br/>), que é uma empresa que desenvolve suas atividades na produção e comercialização de equipamentos eletrônicos para a área da saúde, criou o sistema BeRun, que consiste em palmilhas instrumentalizadas com sensores de pressão. Palmilhas semelhantes ao sistema BeRun, tem sido utilizada em análises da corrida. Phanpho, Rao e Moffat (2019) realizaram um estudo sobre retreinamento da corrida em corredores saudáveis utilizando palmilhas, os quais foram instruídos em uma única sessão a aumentar a cadência do passo em 10% e executar a pisada em médio ou antepé e obtiveram como resultado um adiantamento da localização média do centro de pressão no contato inicial. Essa alteração na forma como o pé entra em contato com o solo durante a corrida está associada à redução das forças de impacto, o que pode ser benéfico para a prevenção de lesões.

Nesse sentido, vários dispositivos estão disponíveis, que diferem em tamanho, número de sensor, tipo de sensor e, portanto, sua resposta ao carregamento e sua precisão. Os pontos fortes e fracos de cada sistema em termos de validade e repetibilidade influenciam a adequação de cada dispositivo para tarefas específicas tanto em ambientes clínicos como de pesquisa. O estudo de Price, Parker e Nester (2016) verificou a validade e a repetibilidade de três sistemas de medição de pressão no calçado (Medilogic, Pedar e Tekscan)

em uma variedade de magnitudes e durações de pressão aplicada e constatou que os sistemas resistivos menos dispendiosos (mais acessíveis clinicamente) parecem menos válidos e repetíveis. Os autores desse estudo, identificaram também que os erros médios de pressão foram maiores em todos os sistemas em pressões mais baixas e recomendaram que a redução do erro causado pela resposta imprecisa de um único sensor pode ser obtida através da agregação e soma de sensores, sendo essa uma abordagem particularmente benéfica para usuários que não requerem medições precisas do pico de pressão.

Sendo assim, os sistemas comerciais disponíveis no mercado precisam fornecer dados precisos e funcionamento consistente, necessários para capturar pequenas diferenças em várias sessões e garantir o uso real pelos usuários finais (LUCZAK et al., 2020). Assim, para garantir que um sistema possa ser incorporado em pesquisas futuras, na prática clínica e nos treinamentos, ele deve apresentar resultados fortemente relacionados e validados em relação às medidas de equipamentos considerados “padrão ouro”. Então, a necessidade de avaliar a validade de sistemas que utilizam palmilhas, como o sistema BeRun, é essencial para determinar se os resultados são relacionados ao movimento e assim determinar quão válidos são esses parâmetros. Dessa forma, vê-se a necessidade de analisar a validade de um sistema comercial de palmilhas com sensores de pressão, para medir parâmetros espaço-temporal e cinemáticos da corrida em diferentes velocidades.

3. 2 MÉTODOS

3. 2.1 Participantes

Participaram deste estudo um total de 26 voluntários, do sexo masculino que apresentaram idade média de $22,6 \pm 2,8$ anos, estatura de $173,4 \pm 4,5$ cm e massa corporal de $75,1 \pm 11,8$ kg. O tamanho da amostra foi determinado usando o G*Power®, versão 3.1.9.2, (Faul et al., 2007), com tamanho de efeito igual a 0,58 para um teste t dependente, com $\alpha = 0,05$ e $1-\beta = 0,80$. O tamanho de efeito utilizado foi definido através dos dados do estudo preliminar (Dorst et al., 2021) que apontaram um erro médio de $1,1 \pm 1,9$ passos/minuto para a

cadência da corrida realizada na velocidade de 12 km/h.

Os participantes, para serem inclusos, deveriam ter idade entre 18 e 40 anos, realizar atividade física que contivesse a corrida, como por exemplo futebol, handebol, basquetebol, e não deveriam apresentar lesões músculo-esqueléticas que impedissem a realização da corrida em esteira. Foram excluídos do estudo participantes que não atenderam a algum dos critérios de inclusão. Os participantes da pesquisa foram convidados via redes sociais e pelos próprios participantes que já realizaram os testes e se sentiram à vontade para colaborar com a divulgação. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina sob o parecer número 4.669.678 (CAAE: 44758121.0.0000.5231) (Anexo A).

3. 2. 2 Local de realização do estudo

As coletas foram realizadas nas dependências do Laboratório de Biomecânica Aplicada do Centro de Educação Física e Esportes da Universidade Estadual de Londrina.

3. 2. 3 Instrumentos

O protótipo utilizado para a validação é o sistema BeRun (HS Technology), que é composto por um par de palmilhas com uma espessura de dois milímetros. Cada palmilha possui oito sensores de pressão resistivos (31 x 17 mm), distribuídos da seguinte forma em cada pé: dois sensores no retopé, um sensor no médio-pé e cinco sensores no antepé (conforme mostrado na Figura 3.1). Esses sensores possuem uma resolução de 10 bits, um fundo de escala de 10 kgf/cm², limitado pelo *firmware* do sistema e foram configurados com um limiar de ativação de 0,6 kgf/cm², o que significa que somente quando a pressão sob o sensor atingia esse valor ou superior, o sensor foi considerado ativado e registrado como informações. A frequência de aquisição dos dados é de 125 Hz. O sistema BeRun possui conectividade Bluetooth, que possibilita a comunicação com um aplicativo instalado em um *smartphone*. Para este estudo, o smartphone utilizado foi um Samsung Galaxy S8, modelo SM-G950FD, com a versão do sistema operacional Android sendo a 9.



Figura 3.1 – Imagem das palmilhas do sistema BeRun.

Para verificar a validade das informações obtidas nas palmilhas, foi utilizado como “padrão ouro” um sistema de captura optoeletrônica da Optitrack® - *Optical Motion Capture Solutions*, composto por cinco câmeras modelo Prime 13 com frequência de aquisição de 240 Hz, dispostas em torno da esteira (modelo: Imbramed KT – 10200 ATL), utilizada para a realização das corridas (Figura 3.2).

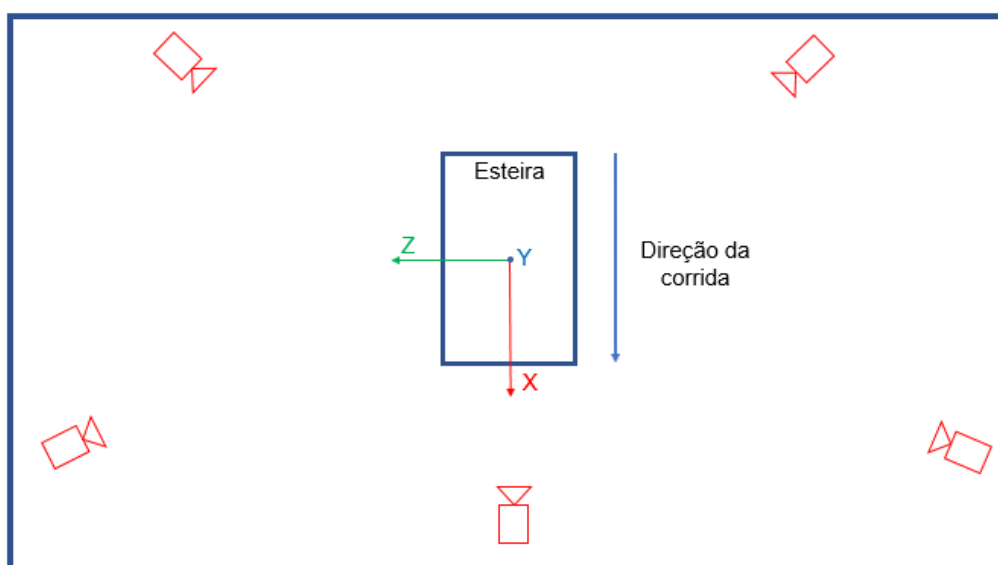


Figura 3.2 – Visão panorâmica detalhando o posicionamento das câmeras em relação a esteira.

3. 2. 4 *Procedimentos Experimentais*

Inicialmente os participantes tiveram sua cintura pélvica e pés demarcados com nove marcadores refletivos. Com exceção do marcador fixado no ponto médio entre as espinhas ilíacas pósterossuperiores direita e esquerda, todos os outros marcadores foram posicionados bilateralmente, sendo fixados nas espinhas ilíacas anterossuperiores, no calcâneo, na cabeça do segundo metatarso e na cabeça do quinto metatarso. Tanto a palpação dos pontos anatômicos quanto o posicionamento dos marcadores foram realizados pelo mesmo avaliador. A fixação dos marcadores ocorreu com a utilização da fita dupla face, macia e não alérgica, a fim de não causar qualquer dano ao participante. Para a coleta dos dados, os participantes utilizaram uma bermuda elástica a fim de minimizar interferências na identificação dos marcadores refletivos.

Após isso, os participantes realizaram seus alongamentos/aquecimentos cotidianos e realizaram uma corrida para finalização do aquecimento e familiarização à esteira, durante 5 minutos, com seus calçados de corrida habituais, utilizando as palmilhas com sensores, que estava posicionada abaixo da palmilha do calçado habitual do avaliado (recomendação do fabricante). A partir disso, os participantes foram submetidos a uma sessão de corrida em esteira, consistindo em uma sequência de três corridas em diferentes velocidades: 8 km/h, 12 km/h e 16 km/h.

Para cada uma dessas velocidades, os dados foram coletados em ambos os sistemas de medição durante um período superior a um minuto, pois ao término de cada minuto, os participantes foram alertados verbalmente para controlar uma mudança específica em seu movimento de corrida, consistindo em apoiar suas mãos na parte anterior da esteira e aumentar a frequência de passos ao máximo possível. Essa mudança no movimento foi essencial para sincronizar os sistemas de medição, fornecendo a observação das alterações nos padrões dos indicadores nos dados das palmilhas, como a cadência de passo e tempo de contato. Após isso, a velocidade da esteira foi aumentada gradualmente, e as corridas em diferentes velocidades foram realizadas de maneira contínua. Essa abordagem proporcionou que a sessão de corrida, compreendendo as três velocidades, teve uma duração total de aproximadamente seis minutos.

Foi estabelecido que o tempo destinado a cada velocidade de corrida seria uniforme. Devido à dificuldade que os participantes encontraram em manter a corrida na velocidade de 16 km/h por um período prolongado, decidiu-se definir aproximadamente dois minutos de corrida em cada velocidade. Dessa forma, equilibra-se a duração das corridas em todas as velocidades e minimiza-se a possibilidade de fadiga.

3. 2. 5 *Processamento e análise dos Dados*

O sistema BeRun (HS Technology) foi utilizado para a obtenção dos dados das palmilhas instrumentadas durante a corrida. Esse sistema fornece informações sobre as variáveis através do tempo de ativação dos sensores e da posição (área do pé) do sensor ativado, medido pela pressão aplicada durante a corrida. As informações geradas pelo sistema BeRun são armazenadas no banco de dados SQLite. A partir desse banco de dados, foi possível converter os dados de tempo de contato, tempo de fase aérea, cadência e classificação do tipo de pisada em formato csv, permitindo que os dados fossem importados e manipulados em diferentes *softwares* de análise estatística e visualização de dados.

Os dados das coordenadas tridimensionais dos marcadores do sistema de captura optoeletrônica foram inicialmente processados no programa MotiveBody v.1.8 para a reformatação dos arquivos, possibilitando o uso em outros sistemas. Lacunas na identificação dos marcadores de até 50 frames foram interpolados pelo modelo de *spline* cúbico, sendo maior que isso, o ciclo foi descartado. Em seguida, foi utilizada rotina desenvolvida em ambiente Matlab (R2019a; MathWorks, Natick, USA) para o processamento e cálculo das variáveis de interesse. As coordenadas tridimensionais foram suavizadas por um filtro passa-baixa Butterworth com parâmetros de terceira ordem e frequência de corte de 10 Hz, a fim de diminuir os ruídos oriundos da aquisição, sendo que a frequência de filtragem foi determinada por uma análise espectral e residual, considerando o marcador de maior ruído (WINTER, 2005).

Para as análises, foram selecionados os últimos dez passos de cada membro inferior realizados durante a corrida de um minuto em cada velocidade (8, 12 e 16 km/h). Essa escolha se baseou no fato de que nesse período os

corredores já estavam adaptados à velocidade da corrida, evidenciado pela constância da cadência da corrida. A seleção dessas etapas finais permite uma avaliação mais estável e representativa dos padrões biomecânicos, minimizando a influência de configurações iniciais ou variações transitórias ocorridas no início da corrida (WEICH, VIETEN e JENSEN, 2020).

Nesse estudo, as variáveis independentes foram os dois sistemas distintos (optoeletrônico e BeRun), utilizados para a identificação das variáveis dependentes tempo de contato com o solo (TC), tempo da fase aérea (TFA), cadência de passo e tipo de pisada.

Para o sistema optoeletrônico, os marcadores nas espinhas ilíacas anterossuperiores direita e esquerda e marcador no ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero superiores direita e esquerda foram afixados, pois, por meio desses, é calculado o CoM da pelve, definido como o ponto central entre os valores das espinhas ilíacas anterossuperiores direita e esquerda e o ponto médio entre as espinhas ilíacas pósterossuperiores direita e esquerda (V3D COMPOSITE PELVIS, 2016).

O TC foi definido como a duração de tempo entre o instante em que o pé toca o solo até o instante em que o pé é retirado totalmente. O TFA foi unilateral e considerado como tempo em que cada pé perde totalmente seu contato com o solo até o próximo contato dele com o solo. Para a determinação do TC e TFA foi necessário definir dois eventos para mensurar essas duas variáveis. Foi definido o instante de contato do pé com o solo como o frame com a maior velocidade vertical descendente do CoM da pelve (MILNER; PAQUETTE, 2015); e o instante de saída como sendo a maior distância entre os marcadores do trocânter maior do fêmur (modificado para CoM da pelve) e da cabeça do segundo metatarso (MILNER; PAQUETTE, 2015). Foi adotada a correção de King, MacCartney e Trihy (2019), na qual antecipou-se o instante de contato em 15 ms. A cadência de passo foi obtida pela frequência de passos por minuto durante a corrida.

O tipo de pisada foi categorizado em retropé, mediopé e antepé, isso através do ângulo do pé no plano sagital no instante de contato com o solo. Identificou-se o ângulo do pé no plano sagital, como o ângulo entre o vetor que se estendeu do marcador do calcâneo ao marcador da cabeça do segundo

metatarso e o eixo horizontal (Figura 3.3). O tipo de pisada foi categorizado em retropé ($> 8^\circ$ de dorsiflexão), mediopé (8° de dorsiflexão a $1,6^\circ$ de flexão plantar) ou antepé ($> 1,6^\circ$ de flexão plantar) (ALTMAN E DAVIS, 2012). Todos os dados foram exportados pelo software *MotiveBody* v.1.8 e analisados automaticamente via software Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).



Figura 3.3 – Imagem referente ao ângulo do pé, no instante de contato com o solo, formado entre o vetor que se estendeu do marcador do calcâneo ao marcador da cabeça do segundo metatarso e o eixo horizontal.

No sistema BeRun o TC foi obtido através da duração de tempo entre o instante em que o primeiro sensor era acionado através da pressão plantar (contato do pé com o solo) até o instante em que não havia mais algum sensor acionado (retirada do pé do solo). O TFA foi obtido através do tempo em que nenhum sensor estivesse acionado. Os valores de TC e TFA foram calculados automaticamente pelo aplicativo. O tipo de pisada, também foi determinado automaticamente, através da área da palmilha em que o primeiro sensor foi ativado, no instante de contato com o solo.

3. 2. 6 Análise Estatística

As variáveis foram tratadas em relação à média dos 10 passos analisados para cada corredor. A normalidade de todas as variáveis foi confirmada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. A estatística descritiva das variáveis de TC, TFA e cadência do passo, entre os dois sistemas, nas três velocidades de corrida, foi

através da média e intervalo de confiança de 95% (inferior, superior). A relação e concordância dessas variáveis entre os dois sistemas, nas três velocidades de corrida, foi realizada através da análise gráfica de Bland Altman com regressão linear (Bland e Altman, 1986), que tem como objetivo determinar o erro médio e explorar os erros aleatórios, através do intervalo de confiança de 95%. Ainda para estas variáveis, o teste T pareado foi empregado para identificar diferenças entre os sistemas, a concordância entre os métodos foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclassa (ICC 1,1 - sendo um avaliador e a variação nas medidas é entre os sistemas avaliados), sendo valores de ICC inferiores a 0,50, entre 0,50 e 0,75, entre 0,75 e 0,90 e superiores a 0,90 foram indicativos de concordância ruim, moderada, boa e excelente, respectivamente (KOO & LI, 2016; PORTNEY, 2020). Em função do caráter categórico do tipo de pisada, a análise entre os dois sistemas para as três velocidades de corrida, foi através da matriz de confusão e do teste Kappa empregado e classificado segundo Landis & Koch (1977), sendo entre 0 e 0,20 fraca, entre 0,21 e 0,40 razoável, entre 0,41 e 0,60 moderada, entre 0,61 e 0,80 forte e entre 0,81 e 1 quase perfeita. Os tamanhos de efeito foram calculados usando o d Cohen, sendo a magnitude do efeito pequeno ($d = 0,2 - 0,4$), médio ($d = 0,5 - 0,8$) e grande ($d > 0,8$) (COHEN, 1988). As análises estatísticas foram realizadas no software Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA), com significância de 5%.

3. 3 RESULTADOS

Os resultados apresentados referem-se à análise dos dados dos 26 corredores que atenderam a todos os critérios de participação descritos nos métodos.

Estatísticas descritivas para TC, TFA e cadência de passo, e diferenças absolutas entre métodos de medição, são apresentadas nas tabelas 3.1 - 3.3. Para o TC o sistema optoeletrônico apresentou valores médios superiores ao sistema BeRun, sendo 4,66 ms na corrida realizada a 8 km/h, 17,07 ms para 12 km/h e 22,10 ms para 16 km/h. Assim, à medida que a velocidade da corrida aumentou e o TC diminuiu, houve uma maior diferença média entre os métodos de medição. Nesse sentido, houve diferença estatisticamente significativa e uma

magnitude de efeito grande entre os métodos de medição para a corrida realizada a 12 km/h ($p < 0,01$, $d = 1,26$) e 16 km/h ($p < 0,01$, $d = 1,78$). Verificou-se uma concordância moderada entre os métodos de medição para a corrida realizada a 8 km/h ($ICC = 0,69$) e ruim para 12 e 16 km/h ($ICC = 0,14$ e $ICC = -0,04$).

Tabela 3.1 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para TC nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

TC (ms)	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	p	ICC [IC de 95%]	d Cohen; efeito
8 km/h						
Optoeletrônico	311,27	304,54 ; 318,00	4,66	0,17	0,69 [0,43 ; 0,85]	0,27; pequeno
BeRun	306,61	296,63 ; 316,59	[-2,22 ; 11,54]			
12 km/h						
Optoeletrônico	266,85	262,47 ; 271,23	17,07	<0,01*	0,14 [-0,24 ; 0,50]	1,26; grande
BeRun	249,78	243,41 ; 256,16	[11,58 ; 22,55]			
16 km/h						
Optoeletrônico	229,23	224,45 ; 234,01	22,10	<0,01*	-0,04 [-0,41 ; 0,34]	1,78; grande
BeRun	207,13	201,52 ; 212,74	[17,09 ; 27,11]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: TC, tempo de contato; IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclasse

Em relação ao TFA, verificou-se que quanto maior a velocidade da corrida e TFA, maior foi a diferença média absoluta entre os métodos de medição, sendo - 4,04 ms para 8 km/h, - 17,30 ms para 12 km/h e - 22,91 ms para 16 km/h. O sistema optoeletrônico apresentou valores médios inferiores ao sistema BeRun nas três velocidades. Verificou-se uma concordância moderada entre os métodos de medição para a corrida realizada a 8 km/h ($ICC = 0,56$) e ruim para 12 e 16 km/h ($ICC = 0,22$ e $ICC = 0,04$). Nesse sentido, houve diferença estatisticamente significativa e uma magnitude de efeito grande entre os métodos de medição para a corrida realizada a 12 km/h ($p < 0,01$, $d = - 1,27$) e 16 km/h ($p < 0,01$, $d = - 1,91$).

Tabela 3.2 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para TFA nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

TFA (ms)	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC [IC de 95%]	d Cohen; efeito
8 km/h						
Optoeletrônico	61,67	56,60 ; 66,74	-4,04	0,23	0,56 [0,24 ; 0,78]	-0,24; pequeno
BeRun	65,71	57,22 ; 74,21	[-10,87 ; 2,78]			
12 km/h						
Optoeletrônico	84,10	79,28 ; 88,92	-17,30	<0,01*	0,22 [-0,17 ; 0,55]	-1,27; grande
BeRun	101,40	94,65 ; 108,15	[-22,80 ; -11,79]			
16 km/h						
Optoeletrônico	91,95	86,50 ; 97,39	-22,91	<0,01*	0,04 [-0,34 ; 0,41]	-1,91; grande
BeRun	114,85	109,05 ; 120,66	[-27,75 ; -18,06]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: TFA, tempo de fase aérea; IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclasse

Na cadência de passo, verificou-se que o aumento da velocidade da corrida não alterou a diferença média absoluta entre os métodos de medição, apresentando concordância excelente entre os métodos de medição (ICC = 0,99 para 8 km/h e 0,99 para 12 e 16 km/h). Porém, o sistema optoeletrônico apresentou valores médios superiores ao sistema BeRun, em aproximadamente em 0,5 passos/minuto, apresentando diferenças significativas e uma magnitude de efeito grande entre os dois métodos de medição para as três velocidades de corrida (8 km/h $p < 0,01$, $d = 0,81$; 12 km/h $p < 0,01$, $d = 1,42$; 16 km/h $p < 0,01$, $d = 0,85$).

Tabela 3.3 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para cadência de passo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

Cadência (passos/minuto)	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	p	ICC [IC de 95%]	d Cohen; efeito
8 km/h						
Optoeletrônico	161,21	158,92 ; 163,49	0,48	<0,01*	0,99 [0,98 ; 1,00]	0,81; grande
BeRun	160,72	158,51 ; 162,95	[0,24 ; 0,72]			
12 km/h						
Optoeletrônico	171,19	168,65 ; 173,74	0,57	<0,01*	0,99 [0,99 ; 1,00]	1,42; grande
BeRun	170,63	168,08 ; 173,17	[0,41 ; 0,73]			
16 km/h						
Optoeletrônico	186,63	183,50 ; 189,76	0,56	<0,01*	0,99 [0,99 ; 1,00]	0,85; grande
BeRun	186,06	182,87 ; 189,26	[0,30 ; 0,83]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclasse

A inspeção dos gráficos de Bland Altman, nos quais as diferenças do sistema optoeletrônico foram subtraídas do sistema BeRun, revelou para as variáveis TC, TFA e cadência de passo, nas velocidades de 8, 12 e 16 km/h, que os dois métodos de medição para algumas condições concordaram entre si, pois a linha da concordância (média das medidas) esteve próxima de zero, principalmente para o TC e TFA na corrida realizada na velocidade de 8 km/h e na cadência para as três velocidades de corrida (Figuras 3.4 – 3.6).

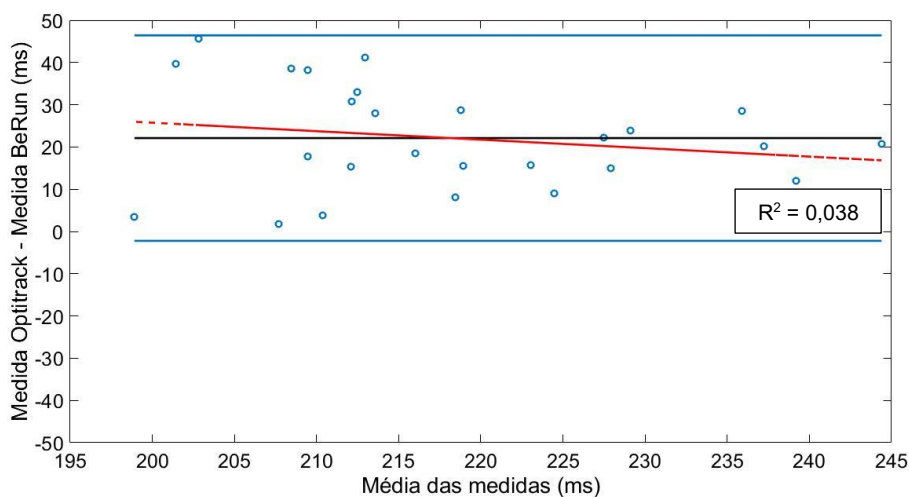
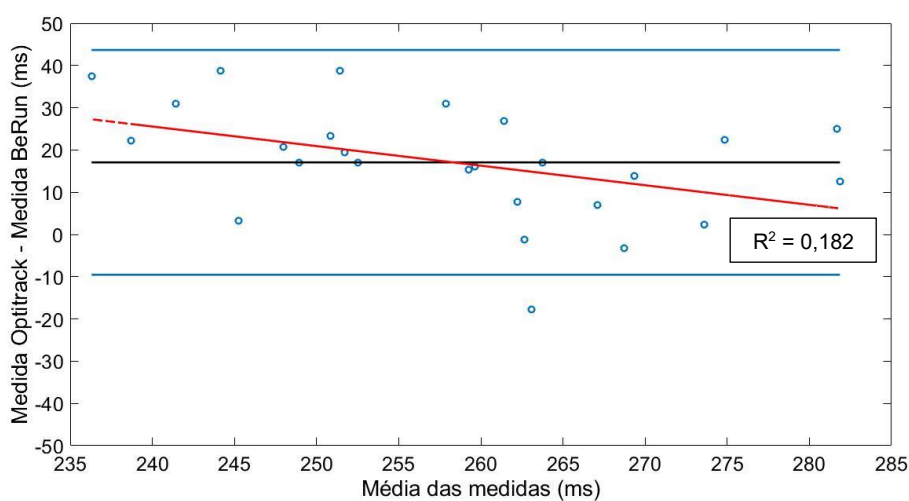
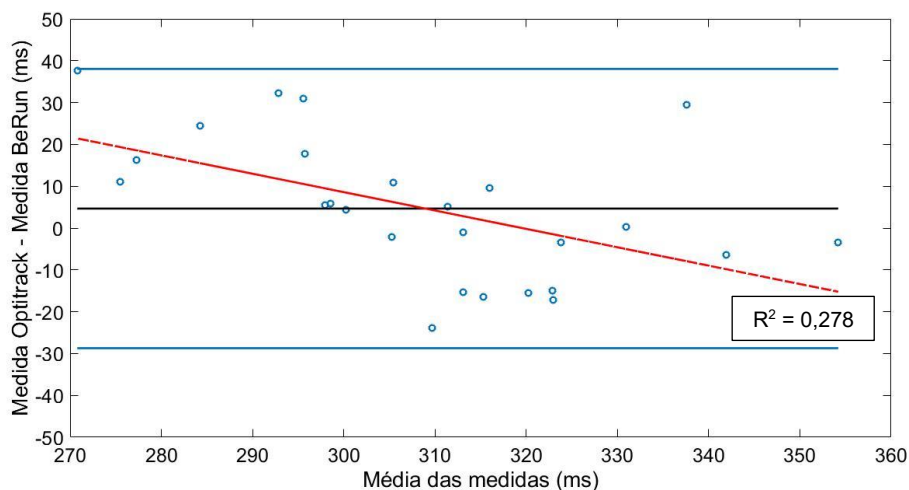
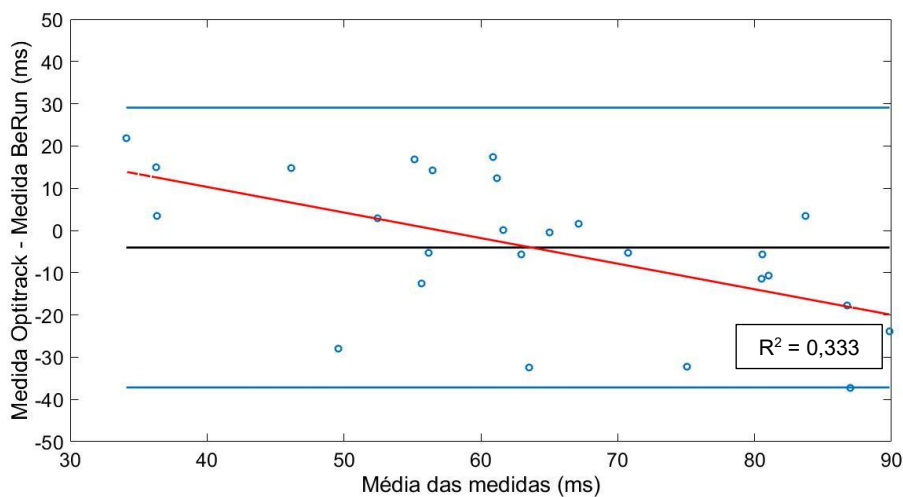
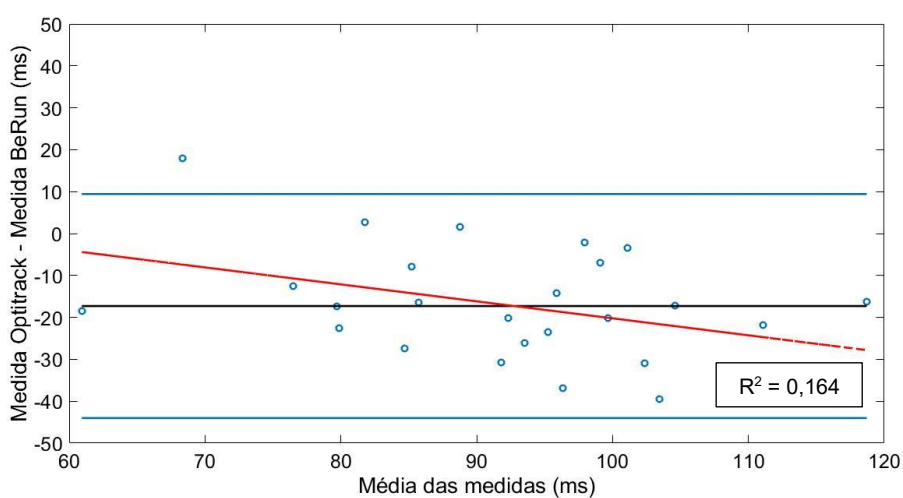


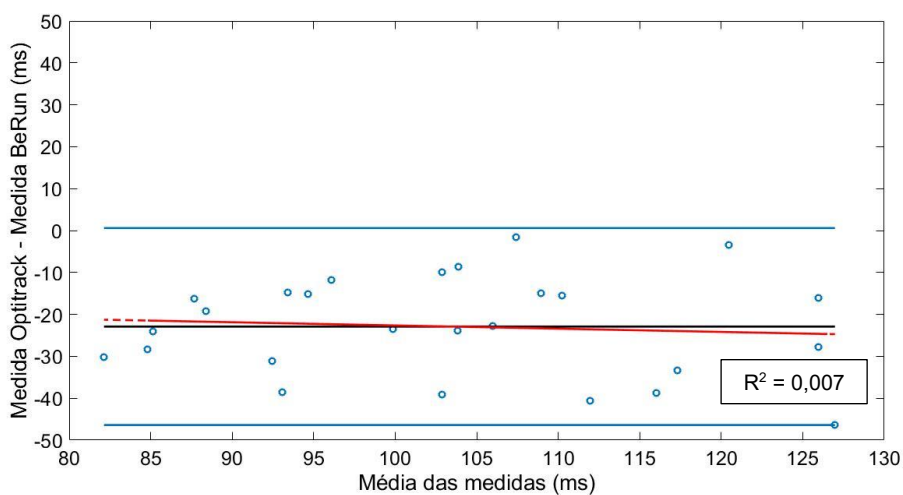
Figura 3.4 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do TC entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).



a

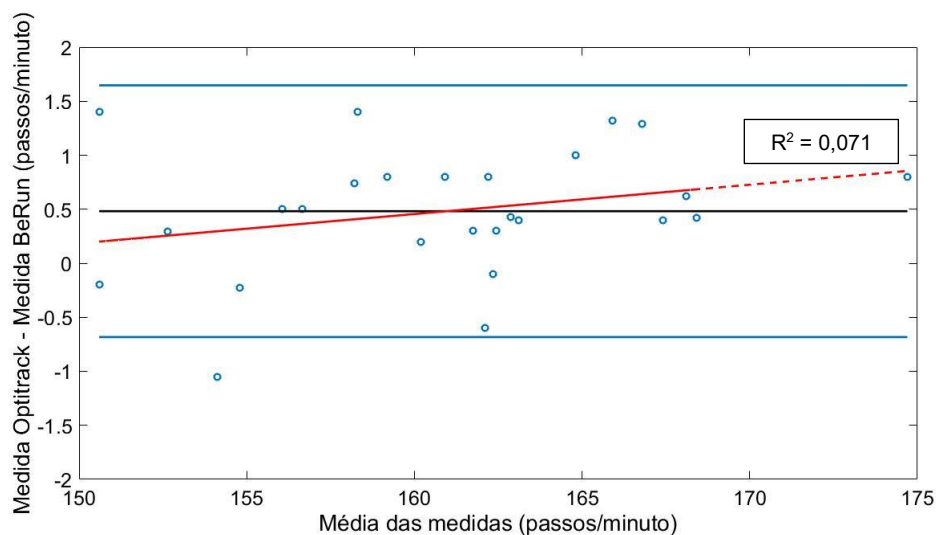


b

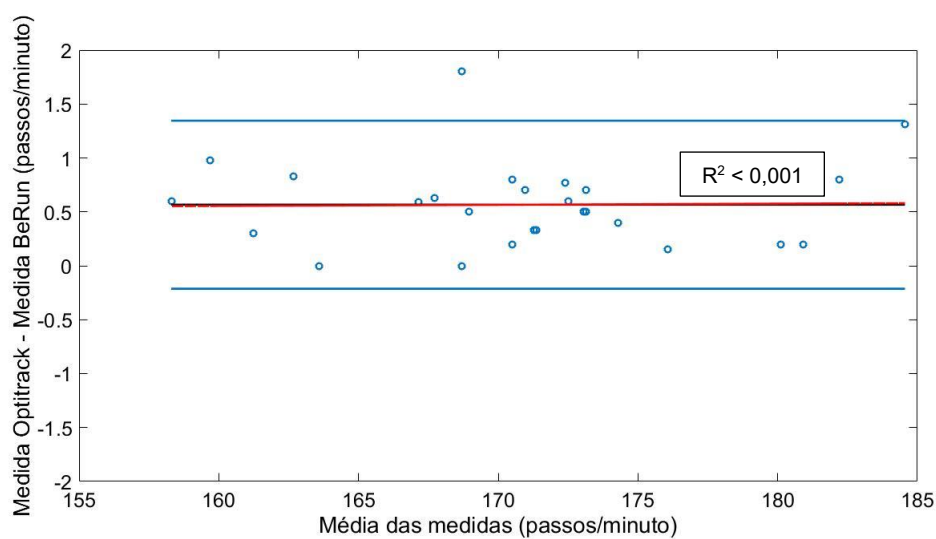


c

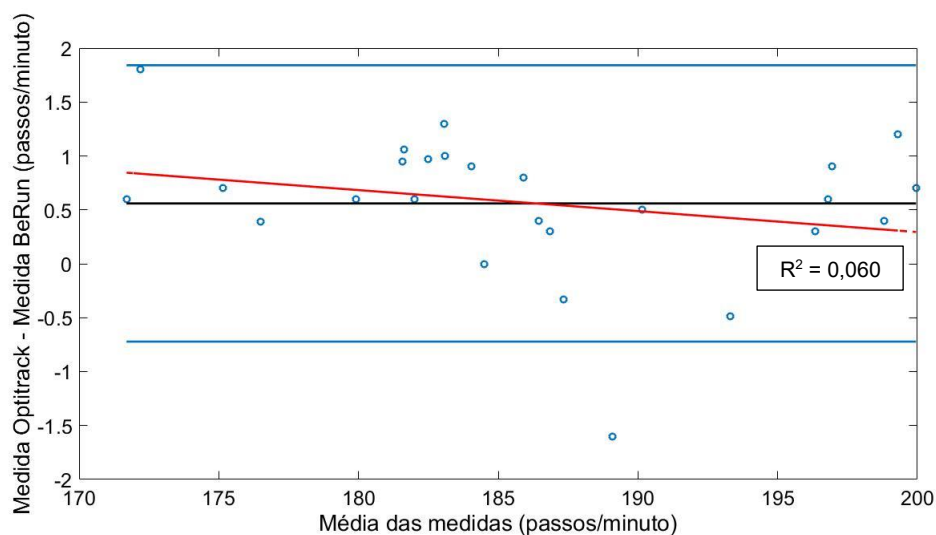
Figura 3.5 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do TFA entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).



a



b



c

Figura 3.6 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a média das diferenças da cadência do passo entre os métodos de medição para as corridas nas velocidades de 8 km/h (a), 12 km/h (b) e 16 km/h (c).

Para os dados do tipo de pisada, nas três velocidades de corrida, foram geradas as matrizes de confusão através dos dados de contingência (Tabelas 3.4 – 3.6).

Tabela 3.4 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 8 km/h.

		Tipo de Pisada BeRun			Total N (%)
		Retropé N (%)	Mediopé N (%)	Antepé N (%)	
Tipo de pisada optoeletrônico	Retropé	13 (100)	0	0	13 (50)
	Mediopé	2 (16,67)	10 (83,33)	0	12 (46,15)
	Antepé	0	0	1 (100)	1 (3,85)
Total		15 (57,69)	10 (38,46)	1 (3,85)	26 (100)

O tipo de pisada, na corrida a 8 km/h apresentou uma concordância quase perfeita entre os métodos de análise ($K = 0,856$; IC 95%: 0,663; 1,048).

Tabela 3.5 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 12 km/h.

		Tipo de Pisada BeRun			Total
		Retropé	Mediopé	Antepé	
Tipo de pisada optoeletrônico	Retropé	22 (91,67)	2 (8,33)	0	24 (94,12)
	Mediopé	0	1 (100)	0	1(3,85)
	Antepé	0	0	1 (100)	1 (3,85)
Total		22 (84,61)	3 (11,54)	1 (3,85)	26 (100)

O tipo de pisada, na corrida a 12 km/h apresentou uma concordância forte entre os métodos de análise ($K = 0,639$; IC 95%: 0,186; 1,092).

Tabela 3.6 – Matriz de confusão para o tipo de pisada na corrida a 16 km/h.

		Tipo de Pisada BeRun			Total
		Retropé	Mediopé	Antepé	
Tipo de pisada optoeletrônico	Retropé	19 (86,36)	3 (13,64)	0	22 (84,61)
	Mediopé	0	3 (100)	0	3 (11,54)
	Antepé	0	0	1 (100)	1 (3,85)
Total		19 (73,08)	6 (23,07)	1 (3,85)	26 (100)

O tipo de pisada, na corrida a 16 km/h apresentou uma concordância forte entre os métodos de análise ($K = 0,674$; IC 95%: 0,341; 1,001).

3. 4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi analisar a validade de um sistema de palmilhas comerciais com sensores de pressão, para identificar o tempo de contato, tempo de fase aérea, cadência de passo e tipo de pisada da corrida em diferentes velocidades. A descoberta inicial é que o sistema BeRun apresentou, para as variáveis TC e TFA, menores diferenças médias e melhores concordâncias em relação ao sistema padrão ouro, quando utilizado em corrida de menor velocidade (8 km/h). Já para a cadência e o tipo de pisada, houve concordância entre os sistemas, independentemente da velocidade da corrida.

Nas análises do TC e do TFA em corridas realizadas em velocidades mais altas (12 e 16 km/h), o sistema BeRun apresentou diferença média absoluta crescente em relação ao sistema optoeletrônico. Isso significa que o BeRun tende a subestimar o TC e a superestimar o TFA em comparação ao sistema de referência. A diferença entre os sistemas se tornou mais pronunciada em velocidades maiores e com TFA mais extenso. No entanto, quando a média do TC aumentava entre os sistemas, a diferença entre eles diminuía e quando a média do TFA aumentava entre os sistemas, a diferença entre eles aumentava. Portanto, é importante considerar essas variações ao utilizar o sistema BeRun para medir o TC e o TFA em corridas realizadas em velocidades mais altas. Dessa forma, verificou-se que os sensores de pressão das palmilhas apresentaram uma sensibilidade reduzida na ativação durante o contato do pé com o solo em velocidades maiores de corrida e, por consequência, menores de TC. Essa diferença, provavelmente foi determinada, devido ao tempo necessário para que o limiar de pressão do sensor seja alcançado. Assim, torna-se viável que novos protótipos ajustem esses limiares em função da velocidade, ou verifiquem a utilização de sensores menores em maior número. Em relação a cadência de passo, o aumento da velocidade da corrida não alterou a diferença média absoluta entre os métodos de medição, apresentando concordância excelente entre os métodos de medição. O sistema optoeletrônico apresentou

valores médios superiores ao sistema BeRun nas três velocidades de corrida, em aproximadamente em 0,5 passos/minuto. Por fim, verificou-se que a classificação do tipo de pisada apresentou concordância quase perfeita entre os métodos de análise na corrida a 8 km/h, concordância forte nas corridas a 12 e 16 km/h.

3.4.1 Comparação com outras wearables

Estudos anteriores examinaram a validade de palmilhas para medir as características da passada durante a corrida. Quando comparado com outras palmilhas, o BeRun geralmente tem um desempenho semelhante em termos de diferença média e variabilidade dessa diferença. Por exemplo, Burns, Deneweth Zendler e Zernicke (2018) mostraram que o Loadsol, que utiliza um único sensor capacitivo pré-calibrado para medir a força normal entre a parte inferior do pé e o calçado, superestimou o tempo de contato em cerca de 20 ms (~7%) quando comparado a uma esteira instrumentada durante a corrida de 10 km/h. É importante ressaltar que os limites de concordância também foram relativamente amplos, variando de 0 a 40 ms de superestimação. No presente estudo o TC foi subestimado em 4,66 ms (1,50%) e 17,07 ms (6,40%) nas corridas de 8 e 12 km/h respectivamente, e os limites de concordância tiveram a amplitude menores (-2,22 a 11,54 ms e 11,58 a 22,55 ms para 8 e 12 km/h respectivamente). Em outro estudo de Stöggl e Martiner (2017), o sistema de palmilha vestível OpenGo, que utiliza 13 sensores capacitivos em cada palmilha, mostrou subestimar o tempo de contato com o solo em 10 ms (2%) em relação a uma plataforma de força durante a corrida em uma velocidade auto-selecionada, com limites de concordância variando até 40 ms (12%). Por outro lado, o sistema PedarX, que utiliza 99 sensores capacitivos em cada palmilha, superestimou o tempo de contato com o solo em 30 ms (8%) em comparação com a plataforma de força, com limites de concordância de até 30 ms (8%). O último estudo também observou menor concordância com tempos de contato com o solo mais curtos, corroborando com os achados do presente estudo que mostrou tendências claras para menor concordância com velocidades mais altas (Tabela 3.1). No estudo de van Hooren et al., (2023) que avaliou a validade de palmilhas instrumentadas sem fio (ARION) disponíveis comercialmente, que utiliza oito

sensores resistivos em cada palmilha, foram quantificadas métricas espaço-temporais durante corrida nivelada em diferentes velocidades (10 – 18 km/h) e inclinações (3° e 6° subida/descida) para uma esteira instrumentada, identificou-se uma diferença média em todas as condições de -0,95% para o tempo de contato, 0,6% para o tempo de fase aérea e -0,11% para a cadência do passo.

Embora tenham sido identificadas algumas diferenças nos resultados, a magnitude dessas diferenças, como cadência do passo, não parece ter relevância clínica significativa. Em contextos de avaliação realizados em ambientes não controlados, como corridas ao ar livre, pequenas diferenças nos parâmetros medidos podem não ter um impacto significativo nas conclusões clínicas ou nas recomendações de retreinamento, como alterar a cadência de passo em 10%. A importância clínica das diferenças está muitas vezes relacionada à capacidade de afetar diretamente a tomada de decisões clínicas ou a saúde do indivíduo em questão. Se as diferenças observadas não são grandes o suficiente para influenciar o diagnóstico ou a prescrição de tratamentos, elas podem ser consideradas dentro de uma faixa aceitável, especialmente em cenários de corrida ao ar livre onde a complexidade do ambiente pode introduzir uma dose de variabilidade nos resultados.

A cadência de passo foi a variável que apresentou o resultado mais preciso, com diferenças médias absolutas de aproximadamente 0,50 passo por minuto para as corridas em diferentes velocidades: 8 km/h, 12 km/h e 16 km/h. Os percentuais de erro foram de aproximadamente 0,30%, 0,33% e 0,30%, respectivamente, para cada uma dessas velocidades. Esses resultados estão em consonância com outros estudos que também relataram erros de até 1% para a cadência de passo. Por exemplo, nos estudos de Adams et al., (2016) e Han et al., (2020), foram encontrados erros semelhantes ou inferiores a 1% na medição da cadência de passo utilizando wearables. No entanto, é importante mencionar que em alguns estudos, como o de De Fontenay et al., (2020), foram relatados erros maiores.

Essa consistência dos resultados com outros estudos de validação de *wearables* para a cadência de passo é um indicativo positivo da qualidade do sistema de medição usado neste estudo. A cadência de passo é um parâmetro fundamental na análise biomecânica da corrida e sua medição precisa é essencial para avaliar o desempenho e a técnica do corredor. Portanto, os

resultados obtidos nesse estudo fornecem uma base sólida para a utilização desse sistema de medição em diferentes contextos de pesquisa e prática clínica.

Na classificação do tipo de pisada o sistema BeRun mostrou resultados muito próximos aos obtidos pelo sistema 3D utilizado como referência. Para uma corrida realizada a 8 km/h, o sistema BeRun apresentou 100% de concordância na identificação das pisadas em retropé e antepé, além de 83,33% de precisão nas pisadas em mediopé. Já nas corridas realizadas a 12 e 16 km/h, o BeRun teve 100% de concordância nas pisadas em mediopé e antepé, além de 91,67% e 86,36% de concordância nas pisadas em retropé, respectivamente. Esses resultados demonstram que o sistema BeRun possui alta qualidade na identificação do tipo de pisada, independentemente da velocidade realizada na corrida.

Comparando com o estudo de DeJong e Hertel (2020), que avaliou a validade do sensor RunScribe Plus para determinar as categorizações do tipo de pisada durante uma corrida, o sistema BeRun apresentou resultado geral superior. Enquanto o estudo mencionado obteve uma concordância geral de 78% em relação ao sistema de captura de movimento 3D, o sistema BeRun alcançou níveis mais elevados de concordância na identificação do tipo de pisada. Isso reforça a confiabilidade e a eficiência do sistema BeRun como uma ferramenta precisa para classificar o tipo de pisada durante uma corrida.

Esses resultados têm grande relevância para a avaliação e monitoramento da biomecânica da corrida, particularmente na identificação de padrões de pisada associados a lesões e ao desempenho do corredor. O sistema BeRun demonstrou ser confiável e pode ser usado com segurança em pesquisas e práticas clínicas para analisar o tipo de pisada em corredores em diversas velocidades. Futuros estudos podem explorar as relações entre padrões de pisada, lesões de membros inferiores e desempenho na corrida. Além disso, estudos anteriores servem como ponto de referência, destacando que o BeRun é uma opção consistente para analisar variáveis espaço-temporais e cinemáticas na corrida, sendo útil para pesquisas e práticas clínicas em biomecânica da corrida a diferentes velocidades.

3.4.2 Limitações

Nosso estudo teve algumas limitações, sendo importante considerar algumas restrições, especialmente em relação às medidas de TC e TFA em corridas realizadas em velocidades mais altas (12 e 16 km/h). Embora o sistema BeRun tenha apresentado resultados semelhantes a outros sistemas de palmilhas previamente validados em termos de diferença de média e variabilidade dessas diferenças, é necessário realizar um ajuste no algoritmo do protótipo em relação à sua sensibilidade para obter uma maior acurácia durante corridas em velocidades mais altas.

A limitação na medição de TC e TFA em corridas mais rápidas pode estar relacionada a questões específicas do algoritmo do sistema BeRun, que podem não ser otimizadas para capturar as particularidades e os movimentos rápidos associados às velocidades mais elevadas. Portanto, é fundamental aprimorar o algoritmo do sistema ou utilizar sensores menores em maior número para aferir de forma mais minuciosa esses parâmetros durante a corrida em velocidades mais altas.

Uma outra limitação deste estudo está relacionada ao fato de que as análises foram conduzidas em corridas na esteira, o que pode ter influenciado os padrões de tipo de pisada em comparação com a corrida no solo (Van HOOREN et al., 2020). Considerando que todas as categorias do tipo de pisada foram representadas, esta amostra apresentou mais padrões de pisada em retro pé e mediopé, sendo que para a pisada em antepé identificou-se apenas um corredor da amostra, em cada uma das velocidades, o que pode ter influenciado os achados. Os corredores não receberam instruções sobre o tipo de pisada e, portanto, os padrões de pisada não foram controlados. Em vez disso, o objetivo do estudo era determinar se as medidas do sistema BeRun coincidem com os o sistema de referência (padrão ouro). Assim, futuros estudos devem determinar como os padrões de pisada instruídos, principalmente em antepé, influenciam a medição do resultado do tipo de pisada derivado da palmilha. No estudo o calçado não foi padronizado, mas todos os corredores usaram seus próprios calçados para aumentar a validade ecológica do estudo. Porém, diferentes tipos de calçados, com diferentes tipos de palmilhas, podem influenciar a magnitude das forças transmitidas entre o pé e a palmilha BeRun,

visto que essa estava abaixo da palmilha do calçado. O BeRun é um sistema de medição de pressão com um limite de sensibilidade necessário embutido; portanto, áreas com pequenas pressões podem ser perdidas e picos de pressão podem ser diminuídos, e isso pode ter influenciado os achados referentes as corridas em velocidades mais altas (12 e 16 km/h). Por último, os dados de confiabilidade intra-sessões e inter-sessões não foram relatados no estudo atual, portanto, os resultados não podem ser generalizados para corridas realizadas com vários dias de intervalo.

3.5 CONCLUSÃO

Em resumo, este estudo investigou a validade do sistema de palmilhas com sensores de pressão, o BeRun, para medir parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida em diferentes velocidades. Os resultados revelaram que, em geral, o sistema BeRun demonstrou consistência e concordância satisfatória em relação ao sistema padrão-ouro em variáveis como cadência de passo e tipo de pisada, independentemente da velocidade da corrida. No entanto, observou-se que, em velocidades mais altas, o sistema BeRun tendeu a subestimar o tempo de contato com o solo e a superestimar o tempo da fase aérea, indicando a necessidade de ajustes no algoritmo do protótipo para aprimorar sua precisão nessas situações. Apesar das limitações, os resultados fornecem suporte para o uso clínico e de pesquisa do sistema BeRun, oferecendo informações valiosas para a avaliação da biomecânica da corrida e o monitoramento de intervenções de retreinamento. Ao ajustar seu algoritmo o BeRun poderá se consolidar como uma ferramenta eficaz e acessível para a análise da corrida em diferentes contextos, beneficiando a prática de profissionais da saúde, treinadores e corredores.

4. ESTUDO 03

VALIDAÇÃO DE UM MÉTODO DE ANÁLISE TRIDIMENSIONAL SEM MARCADORES PARA AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DURANTE A CORRIDA

RESUMO

Os avanços na visão computacional permitiram o desenvolvimento de métodos sem marcadores para capturar movimentos (2D e 3D). A perspectiva de usar sistemas de imagem acessíveis em ambientes do mundo real cria oportunidades de pesquisa. No entanto, são necessários estudos para avaliar como algoritmos de estimativa de pose, baseados em redes convolucionais pré-treinadas, podem rastrear e fundir movimentos 3D, da corrida. O objetivo deste estudo foi verificar a validade de um método desenvolvido para análise tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose e OpenSim, para a determinação do movimento angular das articulações de membros inferiores, durante a corrida em diferentes velocidades. Treze voluntários participaram da avaliação da validade de um sistema tridimensional customizado sem marcadores usando o OpenPose. Isso exigiu a captura de vídeos 2D por duas câmeras, comparados a um sistema padrão-ouro optoeletrônico 3D, composto por cinco câmeras. Os dados foram analisados a partir de dez passos de cada membro inferior em corridas a 8, 12 e 16 km/h. Os resultados apresentaram que em praticamente todos os movimentos do quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa) de ambos os lados (direito e esquerdo) foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de medição para o ângulo máximo, mínimo e amplitude articular, nas três velocidades de corrida. Além disso, diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de medição foram observadas para algumas condições no movimento de flexão/extensão do joelho direito e esquerdo. Para o movimento de flexão/extensão do tornozelo (direito e esquerdo), também foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de medição em relação ao ângulo máximo, mínimo e amplitude articular, nas três diferentes velocidades de corrida. Também se verificou uma falta de concordância, classificada como ruim, entre os métodos de medição para ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular dos membros inferiores. Esse desacordo foi consistente nas três velocidades de corrida testadas ao usar o sistema OpenPose. Apenas o movimento do joelho (flexão/extensão) mostrou uma concordância moderada em algumas condições, especificamente durante a corrida a 16 km/h para o joelho direito e esquerdo, e a 12 km/h para o joelho esquerdo. Conclui-se que a baixa concordância entre os sistemas pode ser atribuída ao número limitado de câmeras e seu posicionamento inadequado, o uso de imagens em escala de cinza e a ausência de pontos-chave no tronco na reconstrução 3D do OpenPose.

Palavras-chave: OpenPose; reconstrução 3D; movimentos articulares.

ABSTRACT

Advances in computer vision have enabled the development of markerless methods for capturing motion (2D and 3D). The prospect of using affordable imaging systems in real-world settings creates research opportunities. However, studies are needed to evaluate how pose estimation algorithms, based on pre-trained convolutional networks, can track and fuse 3D movements of running. The purpose of this study was to verify the validity of a three-dimensional system without markers, using OpenPose, to determine the angular movement of the lower limb joints during running at different speeds. Thirteen volunteers participated in the evaluation of the validity a markerless three-dimensional system using OpenPose. This required capturing 2D video from two cameras, compared to a gold-standard 3D optoelectronic system consisting of five cameras. The data were analyzed from ten steps of each lower limb in runs at 8, 12 and 16 km/h. The results showed that in practically all hip movements (flexion/extension, adduction/abduction and internal rotation/external rotation) on both sides (right and left) statistically significant differences were identified between the measurement methods for maximum, minimum angle and joint amplitude in the three running speeds. In addition, statistically significant differences between the measurement methods were observed for some conditions in the flexion/extension movement of the right and left knee. For the ankle flexion/extension movement (right and left), statistically significant differences were also found between the measurement methods in relation to the maximum, minimum angle and joint amplitude, in the three different running speeds. There was also a lack of agreement, classified as poor, between the measurement methods for maximum angle, minimum angle and joint amplitude of the lower limbs. This disagreement was consistent across the three running speeds tested when using the OpenPose system. Only knee movement (flexion/extension) showed moderate agreement in some conditions, specifically during running at 16 km/h for the right and left knee, and at 12 km/h for the left knee. It is concluded that the low concordance between the s system can be attributed to the limited number of cameras and their inadequate positioning, the use of grayscale images and the absence of key points in the torso in the 3D reconstruction of OpenPose.

Key-words: OpenPose; 3D reconstruction; joint movements.

4. 1 INTRODUÇÃO

Correr é uma das atividades físicas mais populares em todo o mundo, com inúmeros benefícios relacionados à saúde (NAPIER et al., 2019). A técnica utilizada para correr, ou seja, a maneira como um corredor executa os movimentos e ações necessários para correr de forma eficiente e segura, é considerada um importante fator de risco para lesões na corrida (BRAMAH et al., 2018 e Van HOOREN et al., 2020). A técnica de corrida também tem sido frequentemente associada à economia e ao desempenho da corrida (MOORE, JONES e DIXON, 2012; FOLLAND et al., 2017; PREECE, BRAMAH e MASON, 2019; Van HOOREN et al., 2020). Embora os componentes técnicos associados ao risco de lesão e economia de corrida nem sempre sejam consistentes entre os estudos, pesquisadores e profissionais da área da saúde frequentemente avaliam a técnica da corrida para identificar fatores que podem ser modificados com o retreinamento da corrida para reduzir o risco de lesão ou melhorar o desempenho (Van HOOREN et al., 2023).

Para a realização da avaliação da técnica da corrida, frequentemente se utiliza a captura do movimento tridimensionais baseada em marcadores, que é considerado o método “padrão ouro” para quantificar a técnica de corrida (Van HOOREN et al., 2023). No entanto, esse método requer equipamentos caros e de difícil acessibilidade. Além disso, é necessário contar com pessoas experientes e capacitadas. A colocação dos marcadores pode se tornar um processo demorado e, em alguns casos, os marcadores podem descolar durante a coleta de dados, ficarem oclusos e alterarem os padrões naturais do movimento. Além disso, a digitalização dos marcadores pode se tornar trabalhosa e envolver um tempo de processamento significativo, especialmente no caso de cinemática tridimensional (3D), o que torna esse método restritivo para a maioria dos treinadores e profissionais da área da saúde (COLYER et al., 2018; REINKING et al., 2018; JOHNSON, OUTERLEYS, DAVIS, 2022). Sistemas com unidades de medida inercial (IMU) também são utilizados para rastrear o movimento. Entretanto, enquanto os sistemas 3D requerem a colocação dos marcadores, as IMU requerem a colocação de sensores para a coleta de dados e conseqüentemente, exige também um maior tempo para

preparar o sujeito em estudo e dessa forma dificulta o seu uso na prática (BINI et al., 2023).

Portanto, treinadores e profissionais da área da saúde frequentemente usam avaliações visuais ou análises de vídeo bidimensional (2D) para avaliar a técnica de corrida, com foco nos ângulos das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, considerados importantes para prever riscos de lesões (HENSLEY et al., 2020 e SOUZA 2016). No entanto, embora as análises de vídeo 2D tenham mostrado boa validade em alguns aspectos, a validade de critério entre os sistemas de análise de vídeo 2D e sistemas de análise do movimento 3D variam de ruim a excelente, sendo que a maioria dos parâmetros da corrida avaliados apresenta validade ruim ou moderada, a confiabilidade interavaliadores das análises de vídeo 2D apresentou confiabilidade boa a excelente e a confiabilidade intraavaliador dos parâmetros angulares da corrida foi considerada excelente para a maioria dos parâmetros analisados (LEPORACE et al., 2023).

Os avanços na tecnologia de visão computacional levaram ao desenvolvimento de inúmeras abordagens para captura de movimento sem marcadores (2D ou 3D), permitindo minimizar as limitações citadas anteriormente. Este método consiste em, por meio de algoritmos de uma rede neural pré-treinada, estimar a posição de diferentes partes do corpo (pontos-chave), como as articulações de uma pessoa a partir de uma determinada imagem ou vídeo (BADIOLA-BENGOA; MENDEZ-ZORRILLA, 2021; MUNEA et al., 2020). A perspectiva de usar sistemas de imagem de baixo custo para capturar discretamente grandes quantidades de dados em ambientes ecologicamente válidos (por exemplo, em clínicas, residências ou ao ar livre) abre novos caminhos de pesquisa (NEEDHAM et al., 2021). Entre as abordagens para captura de movimento sem marcadores, o OpenPose é uma das abordagens mais populares para captura de movimento sem marcadores porque está disponível gratuitamente, possui validação para algumas aplicações e permite o uso de um modelo pré-treinado (Van HOOREN et al., 2023). Além disso, os custos de uso comercial são inferiores aos associados aos dispositivos convencionais de análise de movimento, tornando-o mais conveniente e econômico. Outra vantagem do OpenPose é que ele não requer ambiente de

laboratório, podendo se tornar mais aplicável em campos clínicos (OTA et al., 2021).

Porém, para usar a estimativa de pose para análise 3D, considerações também devem ser feitas em relação à reconstrução 3D de pontos-chave 2D de várias câmeras e garantir uma continuidade temporal robusta entre os quadros. Assim, deve-se garantir que os pontos-chave sejam associados ou rastreados de forma consistente e robusta em função do tempo (NEEDHAM et al., 2021). Em um estudo de Ota et al., (2021) sobre uma análise 2D do movimento durante uma corrida a 8,5 km/h com o OpenPose, os resultados mostraram boa concordância com o sistema 3D em relação à amplitude de movimento do quadril e ao ângulo máximo do joelho. No entanto, discordâncias significativas foram observadas em relação à flexão/extensão do joelho e tornozelo, bem como os ângulos máximos do quadril, tornozelo e extensão do joelho. Além disso, no estudo de Van Hooren et al., (2023), que comparou o OpenPose com um sistema 3D padrão-ouro durante uma corrida, o OpenPose funcionou bem a 10 km/h, mas a 12 km/h mostrou erros substanciais nos ângulos do joelho, apontando cautela ao avaliar a técnica de corrida individual. Apenas o estudo de Needham et al., (2021) abordou a análise da cinemática 3D da corrida, porém foi verificada a localização dos centros articulares e não o movimento angular dos membros inferiores, principalmente em diferentes velocidades. Assim, carecem estudos direcionados a avaliar a capacidade de algoritmos de estimativa de pose baseados em rede convolucional pré-treinados, quando usados para rastreamento e fusão 3D, na reconstrução de movimentos angulares em diferentes velocidades.

Há uma necessidade, portanto, de verificar a validação de se utilizar uma combinação de software baseado em aprendizagem profunda disponível publicamente (OpenPose) em relação a sistemas optoeletrônicos 3D. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi verificar a validade de um de um método desenvolvido para análise tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose e OpenSim, para a determinação do movimento angular das articulações de membros inferiores, durante a corrida em diferentes velocidades.

4. 2 MÉTODOS

4. 2.1 *Participantes*

Participaram deste estudo um total de 13 voluntários, do sexo masculino que apresentaram idade média de $23,08 \pm 2,69$ anos, estatura de $173,03 \pm 4,12$ cm e massa corporal de $76,83 \pm 14,16$ kg. O tamanho da amostra foi determinado usando o G*Power®, versão 3.1.9.2, (Faul et al., 2007), com tamanho de efeito igual a 0,36 para uma regressão linear bivariada, com $\alpha = 0,05$ e $1-\beta = 0,80$. O tamanho de efeito utilizado foi definido através do estudo de Pohl, Liloyd e Ferber, (2010) que apontaram uma média de $0,913 \pm 0,162$ do coeficiente de correlação múltipla para a curva cinemática do movimento de rotação interna/externa do quadril.

Os participantes, para serem inclusos, deveriam ter idade entre 18 e 40 anos, realizar alguma atividade física que contivesse a corrida, como por exemplo: futebol, handebol, basquetebol, e não deveriam apresentar lesões músculo-esqueléticas que impedisse a realização da corrida em esteira. Foram excluídos do estudo os participantes que não atenderam a algum dos critérios de inclusão. Os participantes da pesquisa foram convidados via redes sociais e também pelos próprios participantes que já realizaram os testes e se sentiram à vontade para colaborar com a divulgação. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina sob o parecer número 4.669.678 (CAAE: 44758121.0.0000.5231) (Anexo A).

4. 2.2 *Local de realização do estudo*

As coletas foram realizadas nas dependências do Laboratório de Biomecânica Aplicada do Centro de Educação Física e Esportes da Universidade Estadual de Londrina.

4. 2.3 Instrumentos

A avaliação da validade tridimensional de um sistema sem marcadores usando o OpenPose. Para isso, foram empregadas duas câmeras do modelo Prime 13 com resolução de imagem de 1280 x 1024 pixels, que registraram as imagens em escala de cinza e capturaram os dados a uma frequência de aquisição de 120 Hz. Essa escolha garantiu a sincronização das imagens entre os dois sistemas utilizados no estudo.

Para verificar a validade das informações obtidas no sistema de captura de movimento sem marcadores, foi utilizado como “padrão ouro” um sistema de captura optoeletrônica da Optitrack® - Optical Motion Capture Solutions, composto por cinco câmeras modelo Prime 13 com frequência de aquisição de 240 Hz.

4. 2.4 Procedimentos Experimentais

Inicialmente os participantes tiveram seus membros inferiores e cintura pélvica demarcados com 19 marcadores refletivos. Com exceção do marcador fixado no ponto médio entre as espinhas ilíacas pósterossuperiores direita e esquerda, todos os outros marcadores foram posicionados bilateralmente, sendo fixados nas espinhas ilíacas anterossuperiores, no trocânter maior do fêmur, no epicôndilo lateral e medial do fêmur, no maléolo lateral e medial da fíbula, no calcâneo, na cabeça do segundo metatarso e na cabeça do quinto metatarso. A fixação dos marcadores ocorreu com a utilização da fita dupla face, macia e não alérgica, a fim de não causar qualquer dano ao participante. Para a coleta dos dados os participantes utilizaram uma bermuda elástica a fim de minimizar interferências na identificação dos marcadores refletivos.

Utilizou-se a técnica de calibração do sistema anatômico *Calibration of Anatomical System Technique – Cast* proposta por Cappozzo et al., (1995). Para tanto, utilizaram-se quatro *clusters*, que são conjuntos de até 4 marcadores refletivos de um segmento corporal, para descrever suas posições (CAPPOZZO et al., 1997). Os *clusters* foram fixados em cada coxa e em cada perna. Na utilização do protocolo Cast, a primeira etapa da coleta consiste na calibração

estática, onde o sujeito permanece parado na posição anatômica, filmando-se todas as marcas descritas acima e os quatro clusters.

Assumindo que os segmentos coxa e perna são corpos rígidos e que os *clusters* não se mexem em relação às marcas dos respectivos segmentos, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster* não muda em função do movimento do segmento. Assim, com a calibração estática, todos os vetores-posição das marcas da coxa e da perna são determinados e descritos pelo sistema de coordenada local (*cluster*), possibilitando a retirada das marcas anatômicas durante a tentativa dinâmica, permanecendo apenas com os *clusters*.

Após isso, os participantes realizaram seus alongamentos/aquecimentos cotidianos e realizaram uma corrida para finalização do aquecimento e familiarização à esteira, durante 5 minutos, com seus calçados de corrida habituais. A partir disso, os participantes foram submetidos a uma sessão de corrida em esteira, consistindo em uma sequência de três corridas em diferentes velocidades: 8 km/h, 12 km/h e 16 km/h, sendo um minuto de duração em cada corrida, com gradual aumento da velocidade e realizada de forma contínua. A esteira estava centralizada em relação à disposição das cinco câmeras do sistema de captura optoeletrônica e as duas câmeras utilizadas para a obtenção dos vídeos 2D estavam dispostas no plano frontal a esteira, sendo uma posicionada a direita e a outra a esquerda, a uma altura de 2,50 metros em relação ao nível da esteira, com um ângulo aproximado de 112 graus entre elas (Figura 4.1). Os dados foram coletados simultaneamente utilizando o software MotiveBody v.1.8.

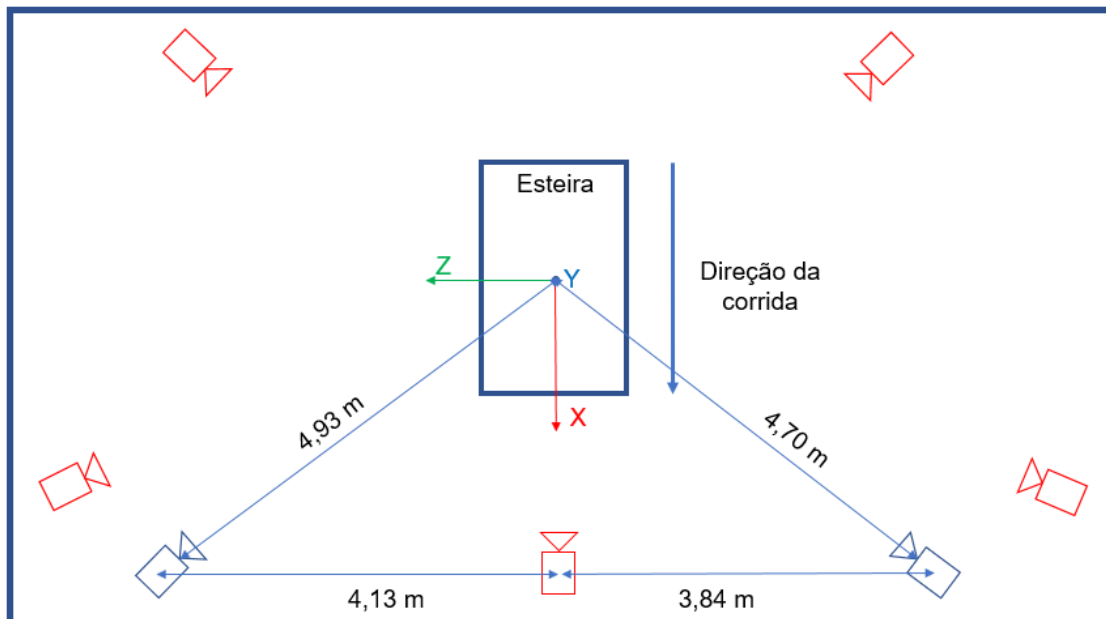


Figura 4.1 – Visão panorâmica detalhando o layout do volume de captura. As câmeras vermelhas representam a localização das câmeras do sistema optoeletrônico e as câmeras azuis retratam as localizações e posição das câmeras do sistema sem marcadores em relação ao centro da esteira.

4. 2. 5 Calibração dos sistemas

No sistema sem uso de marcadores, para a análise tridimensional a calibração foi realizada utilizando um poliedro trapezoidal, construído na própria esteira em que se realizou a corrida, composto por doze marcadores (Figura 4.2). Para o sistema optoeletrônico a calibração do volume de captura da corrida em esteira e a determinação da orientação do sistema de coordenadas seguiu as instruções do fabricante, utilizando a vara de calibração (*Wand*) e o L para o posicionamento global. Deste modo, foi definido como eixo Z no sentido médio-lateral da corrida e o eixo X no sentido anteroposterior da corrida. Para análise tridimensional, o eixo Y foi definido como o sentido vertical.

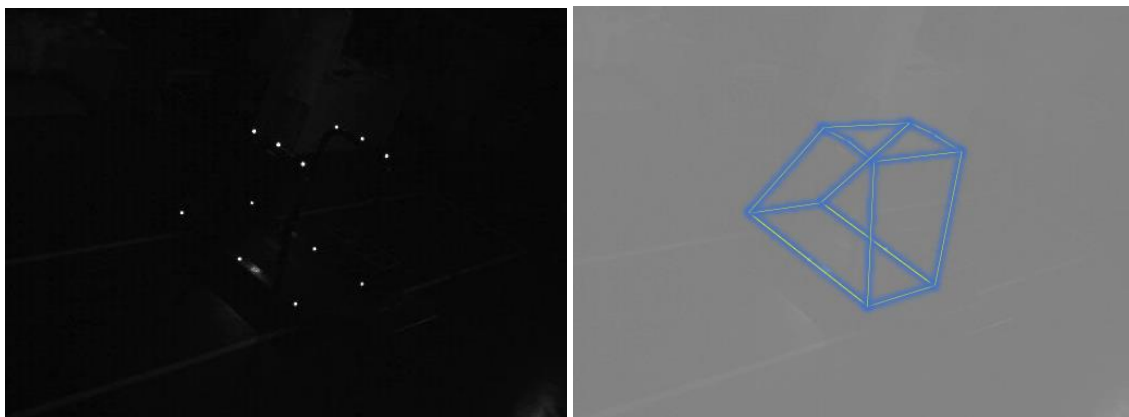


Figura 4.2 – Imagem referente ao poliedro trapezoidal representando o volume de calibração.

4. 2. 6 *Processamento e análise dos dados*

O processamento dos dados no sistema sem uso de marcadores foi realizado por meio da digitalização automática no OpenPose, uma plataforma disponível em <https://github.com/CMU-Perceptual-Computing-Lab/openpose>. Isso resultou na criação de um conjunto de coordenadas bidimensionais que representam 25 pontos anatômicos distintos. O modelo específico utilizado para identificar cada ponto anatômico foi o BODY_25, que é capaz de rastrear uma série de 25 pontos-chave fundamentais no corpo humano. Esses pontos incluem o nariz, pescoço, ponto médio do quadril e uma série de pontos-chave bilaterais nos olhos, orelhas, ombros, cotovelos, punhos, quadris, joelhos, tornozelos, calcanhares, quinto metatarso e hálux (Figura 4.3). Com a obtenção dos arquivos JSON pela digitalização automática no OpenPose, estes foram processados no software Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) para a organização das medidas de coordenadas de tela em uma matriz que agrupou as coordenadas de tela dos pontos-chave e os frames do vídeo.

Após isso, os parâmetros de homografia da transformação imagem-objeto foram calculados baseados no *Direct Linear Transformation* - DLT proposto por Abdel-aziz, Karara (1971), obtendo-se assim as coordenadas tridimensionais dos participantes em função do tempo. A calibração do espaço em que se realizou a corrida e a reconstrução tridimensional dos marcadores foi realizada por meio do software DVídeo v.5.0 (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2006a, 2006b). As coordenadas tridimensionais foram suavizadas por um filtro passa-

baixa Butterworth com parâmetros de quarta ordem e frequência de corte de 6 Hz, a fim de diminuir os ruídos oriundos da aquisição.

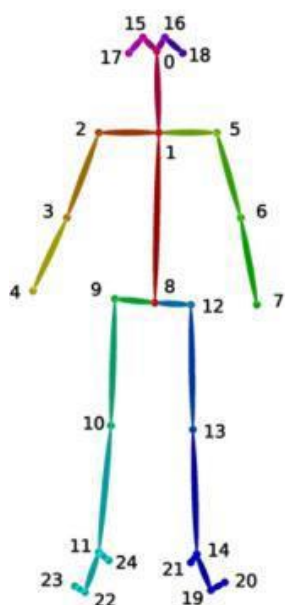


Figura 4.3 – Representação dos 25 pontos-chave digitalizados pelo Openpose fornecido pelo Modelo Body_25, sendo: nariz (0), pescoço (1), ponto médio do quadril (8) e uma série de pontos-chave bilaterais nos olhos (15 e 16), orelhas (17 e 18), ombros (2 e 5), cotovelos (3 e 6), punhos (4 e 7), quadris (9 e 12), joelhos (10 e 13), tornozelos (11 e 14), calcânhares (21 e 24), quinto metatarso (20 e 23) e hálux (19 e 22).

Para o sistema optoeletrônico a reconstrução tridimensional dos marcadores foi realizada no programa MotiveBody v.1.8 para a reformatação dos arquivos, possibilitando o uso em outros sistemas. Lacunas na identificação dos marcadores de até 50 frames foram interpolados pelo modelo de *spline* cúbico, sendo maior que isso, o ciclo foi descartado. As coordenadas tridimensionais foram suavizadas por um filtro passa-baixa *Butterworth* com parâmetros de terceira ordem e frequência de corte de 10 Hz, a fim de diminuir os ruídos oriundos da aquisição, sendo que a frequência de filtragem foi determinada por uma análise espectral e residual, considerando o marcador de maior ruído (WINTER, 2005).

Para a comparação com o sistema sem uso de marcadores, os dados do sistema optoeletrônico foram reduzidos a uma frequência de amostragem de 120 Hz, através da sincronização em domínio do tempo, mantendo-se a sincronização entre os sistemas. Foram considerados para as análises os últimos dez passos, de cada membro inferior, realizados durante as corridas nas velocidades de 8, 12 e 16 km/h.

Em seguida, os arquivos de coordenadas 3D do sistema OpenPose e do sistema optoeletrônico foram convertidos em formato de arquivo Track Row Column (TRC) utilizando um programa gerado em Matlab®. A partir disso, os dados do sistema OpenPose e do sistema optoeletrônico foram exportados para o software OpenSim 4.4, para estimar a cinemática a partir da trajetória dos marcadores/pontos-chave. Primeiro dimensionamos um modelo corporal de Catelli et al., (2019), para a antropometria de cada participante com base nas localizações dos marcadores anatômicos de um teste de calibração em pé, usando a ferramenta OpenSim's Scale. Para reconstruir na parte inferior do corpo foi utilizado um modelo com 13 graus de liberdade. Na pelve havia três graus de liberdade rotacionais (rotação, inclinação sagital e inclinação frontal). Para cada membro inferior havia cinco graus de liberdade, sendo para o quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação), joelho (flexão/extensão) e do tornozelo (flexão plantar/dorsiflexão). Alinhamos o sistema de coordenadas de cada corpo rígido de forma que, quando o modelo está na posição anatômica, a direção x apontada anteriormente, a direção y superiormente e a direção z para a direita. A orientação da pelve em relação ao solo foi determinada usando uma rotação ZXY fixada na pelve por ângulos representando inclinação frontal, inclinação sagital e rotação da pelve, respectivamente. O modelo é orientado de tal forma que, em zero grau de inclinação pélvica, inclinação sagital e rotação, as duas espinhas ilíacas ântero-superiores e os tubérculos pélvicos estão no plano frontal (y – z). O fêmur articulava-se com a pelve por meio de uma articulação esférica. A orientação do fêmur direito em relação à pelve foi descrita pelas rotações ZXY do fêmur fixadas no fêmur pelos ângulos de flexão, adução e rotação do quadril, respectivamente, e de forma semelhante para o quadril esquerdo. A amplitude de movimento da articulação do quadril foi de 30° de extensão a 138° de flexão, 50° de abdução a 30° de adução e 40° de rotação externa a 40° de rotação interna. A articulação do joelho foi modelada como uma

articulação de único grau de liberdade. A orientação da tíbia direita em relação ao fêmur direito foi determinada principalmente pela rotação da tíbia em torno do eixo -Z fixado no fêmur pelo ângulo de flexão do joelho, e de forma semelhante para o joelho esquerdo. O ângulo de flexão do joelho variou de 0° a 145° de flexão. A articulação do tornozelo foi modelada como uma articulação de pinos com coordenada representando a dorsiflexão. A amplitude de movimento foi de 40° de flexão plantar a 30° de dorsiflexão.

Foi utilizado para o sistema OpenPose os pontos-chave dos membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo, calcanhar, quinto metatarso e hálux), digitalizados pelo Openpose e para o sistema optoeletrônico os marcadores utilizados na pelve e membro inferiores. Em seguida, calculamos a cinemática das articulações usando a ferramenta cinemática inversa do OpenSim, para as corridas realizadas nas velocidades de 8, 12 e 16 km/h. A cinemática inversa, utilizando ângulos de Euler, foi utilizada para o cálculo dos ângulos mínimos, máximos e amplitudes de movimento do quadril (flexão/extensão, adução/abdução, rotação interna/externa), do joelho (flexão/extensão) e do tornozelo (flexão plantar/dorsiflexão), dos 10 ciclos de passada, através do software Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

Para a análise, as variáveis independentes foram os dois sistemas distintos (OpenPose e optoeletrônico) utilizados para a identificação das variáveis dependentes que foram os ângulos mínimos, máximos e amplitudes de movimento do quadril (flexão/extensão, adução/abdução, rotação interna/externa), do joelho (flexão/extensão) e do tornozelo (flexão plantar/dorsiflexão) durante os 10 passos da corrida, para cada um dos membros inferiores.

4. 2. 7 Análise Estatística

A normalidade de todas as variáveis foi confirmada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. A estatística descritiva das variáveis de ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular para os movimentos do quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa), do joelho (flexão/extensão) e do tornozelo (flexão/extensão) nos membros direito e esquerdo, entre os dois sistemas, nas três velocidades de corrida, foi através da média e intervalo de

confiança de 95% (inferior, superior). A relação e concordância dessas variáveis entre os dois sistemas, nas três velocidades de corrida, foi realizada através da análise gráfica de Bland Altman com regressão linear (Bland e Altman, 1986), que tem como objetivo determinar o erro médio e explorar os erros aleatórios, através do intervalo de confiança de 95%. Ainda para estas variáveis, o teste T pareado foi empregado para identificar diferenças entre os sistemas, a concordância entre os métodos foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclassa (ICC 1,1 - sendo um avaliador e a variação nas medidas é entre os sistemas avaliados), sendo valores de ICC inferiores a 0,50, entre 0,50 e 0,75, entre 0,75 e 0,90 e superiores a 0,90 foram indicativos de concordância ruim, moderada, boa e excelente, respectivamente (KOO & LI, 2016; PORTNEY, 2020). Os tamanhos de efeito foram calculados usando o d Cohen, sendo a magnitude do efeito pequeno ($d = 0,2 - 0,4$), médio ($d = 0,5 - 0,8$) e grande ($d > 0,8$) (COHEN, 1988). As análises estatísticas foram realizadas no software Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA), com significância de 5%.

4. 3 RESULTADOS

Estatísticas descritivas para as variáveis de ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular para os movimentos do quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa), do joelho (flexão/extensão) e do tornozelo (flexão/extensão) nos membros direito e esquerdo, e diferenças absolutas entre métodos de medição, são apresentadas nas Tabelas 4.1 - 4.4. Para os movimentos de flexão/extensão do quadril direito e esquerdo o sistema OpenPose apresentou valores médios, de ângulo máximo, mínimo e amplitude articular, superiores ao sistema optoeletrônico, nas três velocidades de corrida. Nos movimentos de adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo o sistema OpenPose apresentaram valores médios, de ângulo máximo e amplitude articular, superiores ao sistema optoeletrônico, já para o ângulo mínimo o sistema OpenPose apresentou valores médios inferiores ao sistema optoeletrônico, sendo este comportamento observado nas três velocidades de corrida. Verificou-se para o ângulo máximo, ângulo mínimo e

amplitude articular, em todos os movimentos do quadril direito e esquerdo, uma concordância ruim entre os métodos de medição, nas três velocidades de corrida. Nesse sentido, similaridades foram observadas apenas entre os métodos de medição para o ângulo mínimo do movimento de adução/abdução do quadril direito nas três velocidades de corrida. Verificou-se também uma magnitude de efeito pequena e média entre os métodos de medição para o ângulo mínimo nos movimentos do quadril, nas três velocidades de corrida (Tabelas 4.1 e 4.2).

Tabela 4.1 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa (RI/RE) do quadril direito nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

Quadril direito	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	31,23	26,83 ; 35,62	-64,89	<0,01*	-0,93; ruim [-0,98 ; -0,79]	1,50; grande
OpenPose	máximo	96,11	90,99 ; 101,24	[-72,60 ; -57,18]			
Optoeletrônico	Ângulo	-14,79	-18,21 ; -11,37	-23,88	<0,01*	-0,34; ruim [-0,73 ; 0,23]	0,51; médio
OpenPose	mínimo	9,09	-2,74 ; 20,92	[-38,05 ; -9,72]			
Optoeletrônico	Amplitude	46,02	43,88 ; 48,16	-41,00	<0,01*	-0,69; ruim [-0,89 ; -0,25]	0,82; grande
OpenPose		87,02	76,69 ; 97,35	[-53,94 ; -28,06]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	41,95	36,94 ; 46,96	-60,03	<0,01*	-0,81; ruim [-0,94 ; -0,50]	1,02; grande
OpenPose	máximo	101,94	94,56 ; 109,41	[-67,59 ; -52,47]			
Optoeletrônico	Ângulo	-19,29	-23,16 ; -15,43	-25,11	<0,01*	-0,35; ruim [-0,73 ; 0,22]	0,48; médio
OpenPose	mínimo	5,82	-4,42 ; 16,06	[-36,44 ; -13,79]			
Optoeletrônico	Amplitude	61,25	59,04 ; 63,46	-34,91	<0,01*	-0,55; ruim [-0,83 ; -0,03]	0,59; médio
OpenPose		96,16	21,59 ; 84,43	[-48,22 ; -21,61]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	53,36	47,84 ; 58,89	-59,04	<0,01*	-0,85; ruim [-0,95 ; -0,58]	1,13; grande
OpenPose	máximo	112,40	106,28 ; 118,51	[-66,75 ; -51,32]			
Optoeletrônico	Ângulo	-22,19	-25,66 ; -18,72	-16,11	<0,01*	-0,34; ruim [-0,73 ; 0,22]	0,53; médio
OpenPose	mínimo	-6,08	-13,55 ; 1,39	[-26,01 ; -6,20]			
Optoeletrônico	Amplitude	75,55	72,16 ; 78,94	-42,93	<0,01*	-0,69; ruim [-0,89 ; -0,25]	0,70; médio
OpenPose		118,48	108,54 ; 128,42	[-54,14 ; -31,71]			

Tabela 4.1 – (Continuação)

Quadril direito	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Adução/abdução (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	8,93	7,80 ; 10,01	-20,90	<0,01*	-0,98; ruim [-0,99 ; -0,93]	3,00; grande
OpenPose	máximo	29,83	29,51 ; 30,15	[-22,39 ; -19,42]			
Optoeletrônico	Ângulo	-14,59	-16,20 ; -12,97	4,11	0,13	0,23; ruim [-0,33 ; 0,68]	0,28; pequeno
OpenPose	mínimo	-18,70	-24,39 ; -13,00	[-1,46 ; 9,68]			
Optoeletrônico	Amplitude	23,51	21,52 ; 25,51	-25,01	<0,01*	-0,64; ruim [-0,87 ; -0,18]	0,64; médio
OpenPose		48,53	42,75 ; 54,31	[-31,01 ; -19,02]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	11,64	10,38 ; 12,89	-17,18	<0,01*	-0,94; ruim [-0,98 ; -0,81]	1,58; grande
OpenPose	máximo	28,82	27,64 ; 30,00	[-19,66 ; -14,70]			
Optoeletrônico	Ângulo	-15,24	-16,65 ; -13,83	0,77	0,76	0,22; ruim [-0,33 ; 0,67]	0,31; pequeno
OpenPose	mínimo	-16,01	-21,18 ; -10,84	[-4,59 ; 6,12]			
Optoeletrônico	Amplitude	26,88	25,06 ; 28,70	-17,95	<0,01*	-0,56; ruim [-0,83 ; -0,04]	0,59; médio
OpenPose		44,83	39,23 ; 50,42	[-24,36 ; -11,53]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	12,52	11,20 ; 13,84	-17,10	<0,01*	-0,96; ruim [-0,99 ; -0,87]	2,00; grande
OpenPose	máximo	29,62	29,22 ; 30,02	[-18,72 ; -15,47]			
Optoeletrônico	Ângulo	-18,67	-21,73 ; -15,67	4,49	0,25	0,29; ruim [-0,27 ; 0,71]	0,29; pequeno
OpenPose	mínimo	-23,17	-31,30 ; -15,03	[-3,56 ; 12,54]			
Optoeletrônico	Amplitude	31,19	28,02 ; 34,37	-21,59	<0,01*	-0,35; ruim [-0,73 ; 0,22]	0,47; médio
OpenPose		52,78	44,53 ; 61,04	[-30,35 ; -12,83]			

Tabela 4.1 – (Continuação)

Quadril direito	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
RI/RE (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	3,13	0,55 ; 5,71	-36,87	<0,01*	-0,97; ruim [-0,99 ; -0,90]	2,18; grande
OpenPose	máximo	40,00	40,00 ; 40,00	[-39,73 ; -34,00]			
Optoeletrônico	Ângulo	-17,91	-19,75 ; -16,07	10,88	<0,01*	-0,31; ruim [-0,71 ; 0,26]	0,48; médio
OpenPose	mínimo	-28,79	-34,45 ; -23,12	[4,28 ; 17,48]			
Optoeletrônico	Amplitude	21,04	18,62 ; 23,45	-47,75	<0,01*	-0,90; ruim [-0,97 ; -0,70]	1,31; grande
OpenPose		68,79	63,12 ; 74,45	[-55,56 ; -39,94]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	3,70	0,54 ; 6,85	-35,07	<0,01*	-0,93; ruim [-0,98 ; -0,79]	1,52; grande
OpenPose	máximo	38,77	37,55 ; 39,99	[-38,49 ; -31,65]			
Optoeletrônico	Ângulo	-18,52	-21,17 ; -15,87	12,82	<0,01*	-0,11; ruim [-0,59 ; 0,45]	0,37; pequeno
OpenPose	mínimo	-31,34	-36,53 ; -26,16	[8,32 ; 17,32]			
Optoeletrônico	Amplitude	22,21	18,86 ; 25,57	-47,89	<0,01*	-0,89; ruim [-0,96 ; -0,68]	1,22; grande
OpenPose		70,11	64,87 ; 75,35	[-54,58 ; -41,20]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	3,74	0,95 ; 6,54	-33,78	<0,01*	-0,91; ruim [-0,97 ; -0,73]	1,49; grande
OpenPose	máximo	37,53	35,54 ; 39,51	[-36,82 ; -30,74]			
Optoeletrônico	Ângulo	-19,60	-22,09 ; -17,10	16,71	<0,01*	-0,67; ruim [-0,88 ; -0,22]	0,72; médio
OpenPose	mínimo	-36,30	-39,51 ; -33,10	[12,50 ; 20,91]			
Optoeletrônico	Amplitude	23,34	20,57 ; 26,11	-50,49	<0,01*	-0,95; ruim [-0,98 ; -0,83]	1,70; grande
OpenPose		73,83	70,18 ; 77,48	[-55,52 ; -45,46]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclasse

Tabela 4.2 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa (RI/RE) do quadril esquerdo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

Quadril esquerdo	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	32,40	27,18 ; 37,63	-66,99	<0,01*	-0,95; ruim [-0,98 ; -0,84]	1,76; grande
OpenPose	máximo	99,39	97,04 ; 101,74	[-72,96 ; -61,02]			
Optoeletrônico	Ângulo	-12,93	-16,58 ; -9,28	-26,46	<0,01*	-0,35; ruim [-0,74 ; 0,21]	0,53; médio
OpenPose	mínimo	13,53	0,74 ; 26,32	[-41,90 ; -11,02]			
Optoeletrônico	Amplitude	45,34	42,76 ; 47,91	-40,52	<0,01*	-0,59; ruim [-0,85 ; -0,09]	0,61; médio
OpenPose		85,86	73,42 ; 98,30	[-54,53 ; -26,52]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	41,34	36,47 ; 46,22	-62,36	<0,01*	-0,95; ruim [-0,98 ; -0,85]	1,79; grande
OpenPose	máximo	103,70	101,83 ; 105,57	[-67,90 ; -56,82]			
Optoeletrônico	Ângulo	-17,56	-21,39 ; -13,74	-12,24	<0,01*	-0,18; ruim [-0,64 ; 0,39]	0,46; pequeno
OpenPose	mínimo	-5,32	-13,87 ; 3,22	[-23,14 ; -1,34]			
Optoeletrônico	Amplitude	58,91	56,33 ; 61,48	-50,12	<0,01*	-0,80; ruim [-0,93 ; -0,46]	0,85; grande
OpenPose		109,03	100,71 ; 107,35	[-58,83 ; -41,41]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	53,11	48,22 ; 58,00	-60,23	<0,01*	-0,93; ruim [-0,98 ; -0,79]	1,51; grande
OpenPose	máximo	113,34	109,43 ; 117,24	[-67,64 ; -52,82]			
Optoeletrônico	Ângulo	-21,23	-24,76 ; -17,69	-16,89	<0,01*	-0,33; ruim [-0,73 ; 0,24]	0,54; médio
OpenPose	mínimo	-4,34	-12,45 ; 3,77	[-27,90 ; -5,87]			
Optoeletrônico	Amplitude	74,33	71,35 ; 77,31	-43,34	<0,01*	-0,71; ruim [-0,90 ; -0,29]	0,72; médio
OpenPose		117,68	108,09 ; 127,26	[-54,00 ; -32,68]			

Tabela 4.2 – (Continuação)

Quadril esquerdo	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Adução/abdução (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	9,51	7,50 ; 11,51	-12,58	<0,01*	-0,56; ruim [-0,84 ; -0,05]	0,60; médio
OpenPose	máximo	22,09	18,42 ; 25,76	[-17,28 ; -7,88]			
Optoeletrônico	Ângulo	-13,15	-15,12 ; -11,18	9,91	<0,01*	-0,39; ruim [-0,75 ; 0,18]	0,55; médio
OpenPose	mínimo	-23,06	-27,27 ; -18,86	[4,26 ; 15,57]			
Optoeletrônico	Amplitude	22,66	19,94 ; 25,37	-22,49	<0,01*	-0,57; ruim [-0,84 ; -0,07]	0,66; médio
OpenPose		45,15	38,38 ; 51,92	[-31,43 ; -13,56]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	12,36	10,50 ; 14,21	-10,27	<0,01*	-0,43; ruim [-0,77 ; 0,13]	0,53; médio
OpenPose	máximo	22,62	18,78 ; 26,47	[-14,92 ; -5,62]			
Optoeletrônico	Ângulo	-13,84	-15,84 ; -11,84	11,24	<0,01*	-0,15; ruim [-0,62 ; 0,41]	0,40; pequeno
OpenPose	mínimo	-25,08	-31,62 ; -18,54	[4,27 ; 18,20]			
Optoeletrônico	Amplitude	26,20	23,36 ; 29,04	-21,51	<0,01*	-0,40; ruim [-0,76 ; 0,16]	0,51; médio
OpenPose		47,71	38,86 ; 56,56	[-31,57 ; -11,45]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	14,14	12,33 ; 15,95	-6,96	<0,01*	-0,26; ruim [-0,68 ; 0,31]	0,46; médio
OpenPose	máximo	21,10	17,55 ; 24,65	[-11,27 ; -2,65]			
Optoeletrônico	Ângulo	-15,24	-17,35 ; -13,14	18,78	<0,01*	-0,39; ruim [-0,75 ; 0,18]	0,43; médio
OpenPose	mínimo	-34,03	-40,15 ; -27,91	[13,27 ; 24,54]			
Optoeletrônico	Amplitude	29,38	26,62 ; 32,14	-25,75	<0,01*	-0,61; ruim [-0,86 ; -0,12]	0,50; médio
OpenPose		55,13	46,42 ; 63,83	[-34,87 ; -16,62]			

Tabela 4.2 – (Continuação)

Quadril esquerdo	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	p	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
RI/RE (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	3,81	1,34 ; 6,28	-33,51	<0,01*	-0,94; ruim	1,67; grande
OpenPose	máximo	37,32	35,39 ; 39,25	[-37,32 ; -29,70]		[-0,98 ; -0,83]	
Optoeletrônico	Ângulo	-16,26	-18,69 ; -13,83	11,91	<0,01*	-0,42; ruim	0,52; médio
OpenPose	mínimo	-28,17	-32,56 ; -23,78	[6,42 ; 17,40]		[-0,77 ; 0,13]	
Optoeletrônico	Amplitude	20,07	17,84 ; 22,30	-45,42	<0,01*	-0,90; ruim	1,24; grande
OpenPose		65,49	59,99 ; 70,99	[-52,29 ; -38,55]		[-0,97 ; -0,70]	
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	3,47	1,81 ; 5,14	-31,97	<0,01*	-0,89; ruim	1,27; grande
OpenPose	máximo	35,45	31,54 ; 39,35	[-37,33 ; -26,62]		[-0,96 ; -0,69]	
Optoeletrônico	Ângulo	-16,06	-19,89 ; -14,22	14,45	<0,01*	-0,52; ruim	0,57; médio
OpenPose	mínimo	-31,51	-35,84 ; -27,23	[8,78 ; 20,13]		[-0,82 ; 0,01]	
Optoeletrônico	Amplitude	20,53	17,65 ; 23,42	-46,43	<0,01*	-0,84; ruim	1,00; grande
OpenPose		66,97	60,42 ; 73,51	[-53,69 ; -39,17]		[-0,95 ; -0,56]	
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	4,64	2,96 ; 6,32	-33,52	<0,01*	-0,95; ruim	1,83; grande
OpenPose	máximo	38,16	35,86 ; 40,46	[-36,88 ; -30,16]		[-0,98 ; -0,86]	
Optoeletrônico	Ângulo	-17,04	-20,03 ; -14,06	16,32	<0,01*	-0,54; ruim	0,62; médio
OpenPose	mínimo	-33,37	-37,07 ; -29,67	[11,71 ; 20,93]		[-0,83 ; -0,02]	
Optoeletrônico	Amplitude	21,68	17,91 ; 25,45	-49,85	<0,01*	-0,88; ruim	1,22; grande
OpenPose		71,53	66,36 ; 76,70	[-56,22 ; -43,48]		[-0,96 ; -0,66]	

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclass

Em relação ao movimento de flexão/extensão do joelho esquerdo, notou-se que o sistema OpenPose apresentou valores médios de ângulo máximo durante a corrida a 12 km/h, bem como valores de ângulo mínimo durante as corridas a 8 km/h e 12 km/h, superiores ao sistema optoeletrônico. No entanto, em relação ao movimento de flexão/extensão do tornozelo (direito e esquerdo) o sistema OpenPose apresentou valores médios, de ângulo máximo, mínimo e amplitude articular, superiores ao sistema optoeletrônico, nas três velocidades de corrida.

Foi identificada uma concordância moderada entre os métodos de medição para o ângulo máximo de flexão/extensão do joelho direito e esquerdo durante a corrida a 16 km/h, bem como para o joelho esquerdo durante a corrida a 12 km/h. No entanto, para outras condições de movimento do joelho e tornozelo, a concordância entre os métodos de medição foi classificada como ruim. Além disso, diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de medição foram observadas no ângulo máximo de flexão/extensão do joelho esquerdo durante a corrida a 12 km/h, bem como no ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho esquerdo durante as corridas a 8 km/h e 12 km/h. Para o movimento de flexão/extensão do tornozelo (direito e esquerdo), também foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos de medição em relação ao ângulo máximo, mínimo e amplitude articular, nas três diferentes velocidades de corrida. Verificou-se também uma magnitude de efeito pequena ou média (três condições) entre os métodos de medição para o ângulo máximo, mínimo e amplitude articular do movimento de flexão/extensão do joelho, nas três velocidades de corrida. Já em relação ao movimento de flexão/extensão do tornozelo (direito e esquerdo) verificou-se uma magnitude de efeito grande entre os métodos de medição para o ângulo máximo, nas três velocidades de corrida. Para as demais condições a magnitude de efeito foi pequena ou média (Tabelas 4.3 e 4.4).

Tabela 4.3 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

Joelho direito	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	87,07	82,61 ; 91,52	-0,23	0,96	0,45; ruim [-0,09 ; 0,79]	0,26; pequeno
OpenPose	máximo	87,30	77,53 ; 97,07	[-9,33 ; 8,87]			
Optoeletrônico	Ângulo	6,39	3,64 ; 9,14	3,56	0,08	-0,04; ruim [-0,55 ; 0,49]	0,41; médio
OpenPose	mínimo	2,83	0,34 ; 5,32	[-0,47 ; 7,58]			
Optoeletrônico	Amplitude	80,68	76,78 ; 84,58	-3,79	0,49	0,16; ruim [-0,39 ; 0,63]	0,35; pequeno
OpenPose		84,47	73,86 ; 95,07	[-15,47 ; 7,87]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	103,88	98,29 ; 109,47	-0,77	0,84	0,49; ruim [-0,03 ; 0,81]	0,28; pequeno
OpenPose	máximo	104,65	96,50 ; 112,80	[-8,80 ; 7,26]			
Optoeletrônico	Ângulo	7,08	4,60 ; 9,56	-5,24	0,17	0,10; ruim [-0,44 ; 0,60]	0,35; pequeno
OpenPose	mínimo	12,31	5,05 ; 19,52	[-13,12 ; 2,65]			
Optoeletrônico	Amplitude	96,84	91,18 ; 102,80	4,47	0,33	0,28; ruim [-0,28 ; 0,70]	0,33; pequeno
OpenPose		92,34	83,97 ; 100,70	[-5,05 ; 13,98]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	117,86	113,32 ; 122,40	0,82	0,82	0,50; moderada [-0,02 ; 0,81]	0,26; pequeno
OpenPose	máximo	117,04	108,52 ; 125,56	[-6,98 ; 8,62]			
Optoeletrônico	Ângulo	9,16	5,91 ; 12,41	1,08	0,72	0,33; ruim [-0,22 ; 0,73]	0,31; pequeno
OpenPose	mínimo	8,07	1,82 ; 14,33	[-5,47 ; 7,64]			
Optoeletrônico	Amplitude	108,70	103,97 ; 113,43	-0,26	0,96	0,21; ruim [-0,35 ; 0,66]	0,34; pequeno
OpenPose		108,97	97,87 ; 120,06	[-12,47 ; 11,94]			

Tabela 4.3 – (Continuação)

Tornozelo direito	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	17,83	14,36 ; 21,30	-21,96	<0,01*	-0,85; ruim [-0,95 ; -0,58]	0,99; grande
OpenPose	máximo	39,79	39,38 ; 40,20	[-25,81 ; -18,11]			
Optoeletrônico	Ângulo	-33,99	-37,42 ; -30,56	-10,78	0,01*	-0,03; ruim [-0,53 ; 0,51]	0,39; pequeno
OpenPose	mínimo	-23,21	-28,52 ; -17,90	[-16,36 ; -5,19]			
Optoeletrônico	Amplitude	51,82	48,56 ; 55,08	-11,18	<0,01*	-0,03; ruim [-0,54 ; -0,50]	0,39; pequeno
OpenPose		63,03	57,66 ; 68,35	[-16,58 ; -5,78]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	18,63	14,79 ; 22,48	-21,29	<0,01*	-0,82; ruim [-0,94 ; -0,51]	0,88; grande
OpenPose	máximo	39,92	39,78 ; 40,07	[-25,55 ; -17,03]			
Optoeletrônico	Ângulo	-37,22	-39,28 ; -35,16	-8,62	<0,01*	-0,02; ruim [-0,53 ; 0,51]	0,36; pequeno
OpenPose	mínimo	-28,60	-33,04 ; -24,15	[-12,83 ; -4,42]			
Optoeletrônico	Amplitude	55,85	51,90 ; 59,80	-12,67	<0,01*	0,01; ruim [-0,51 ; 0,53]	0,39; pequeno
OpenPose		68,52	64,05 ; 72,99	[-16,51 ; -8,83]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	17,28	13,26 ; 21,30	-22,72	<0,01*	-0,82; ruim [-0,94 ; -0,52]	0,85; grande
OpenPose	máximo	40,00	40,00 ; 40,00	[-27,19 ; -18,25]			
Optoeletrônico	Ângulo	-37,98	-39,62 ; -36,34	-6,31	<0,01*	0,03; ruim [-0,49 ; 0,55]	0,34; pequeno
OpenPose	mínimo	-31,67	-35,08 ; -28,26	[-9,48 ; -3,15]			
Optoeletrônico	Amplitude	55,26	50,82 ; 59,70	-16,41	<0,01*	-0,35; ruim [-0,73 ; 0,22]	0,51; médio
OpenPose		71,67	68,26 ; 75,08	[-20,95 ; -11,87]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

Abreviaturas: IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclassa

Tabela 4.4 - Estatística descritiva e diferenças médias absolutas, concordância e tamanho do efeito entre os métodos de medição para o movimento articular de flexão/extensão do joelho e tornozelo esquerdo nas velocidades de corrida em 8, 12 e 16 km/h.

Joelho esquerdo	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	88,43	83,36 ; 93,50	-4,96	0,13	0,47; ruim [-0,06 ; 0,80]	0,28; pequeno
OpenPose	máximo	93,39	86,54 ; 100,25	[-11,53 ; 1,60]			
Optoeletrônico	Ângulo	9,18	6,22 ; 12,15	-8,85	<0,01*	-0,06; ruim [-0,56 ; 0,49]	0,40; pequeno
OpenPose	mínimo	18,04	13,30 ; 22,77	[-14,17 ; -3,53]			
Optoeletrônico	Amplitude	79,24	74,73 ; 83,75	3,88	0,40	0,23; ruim [-0,33 ; 0,68]	0,34; pequeno
OpenPose		75,36	66,59 ; 84,12	[-5,79 ; 13,56]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	103,79	96,96 ; 110,62	-8,90	0,01*	0,69; moderada [0,27 ; 0,89]	0,53; médio
OpenPose	máximo	105,86	97,02 ; 114,71	[-15,75 ; -2,05]			
Optoeletrônico	Ângulo	9,45	6,84 ; 12,06	-8,90	0,01*	-0,27; ruim [-0,69 ; 0,30]	0,53; médio
OpenPose	mínimo	18,34	13,68 ; 23,01	[-15,75 ; -2,05]			
Optoeletrônico	Amplitude	94,34	88,38 ; 100,30	6,82	0,16	0,49; ruim [-0,04 ; 0,81]	0,25; pequeno
OpenPose		87,52	76,03 ; 99,01	[-3,13 ; 16,78]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	117,19	110,96 ; 123,42	0,46	0,91	0,53; moderada [0,02 ; 0,83]	0,27; pequeno
OpenPose	máximo	116,73	107,68 ; 125,79	[-8,14 ; 9,05]			
Optoeletrônico	Ângulo	12,14	8,31 ; 15,98	-3,14	0,33	0,11; ruim [-0,43 ; 0,61]	0,37; pequeno
OpenPose	mínimo	15,29	10,07 ; 20,50	[-9,91 ; 3,63]			
Optoeletrônico	Amplitude	105,05	98,73 ; 111,36	3,60	0,54	0,35; ruim [-0,20 ; 0,74]	0,30; pequeno
OpenPose		101,45	89,28 ; 113,61	[-8,87 ; 16,08]			

Tabela 4.4 – (Continuação)

Tornozelo esquerdo	Medida	Média	IC de 95%	Dif. média absoluta [IC de 95%]	<i>p</i>	ICC; categorização [IC de 95%]	d Cohen; efeito
Flexão/extensão (°)							
8 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	16,77	13,62 ; 19,92	-23,07	<0,01*	-0,89; ruim [-0,96 ; -0,67]	1,16; grande
OpenPose	máximo	39,84	39,62 ; 40,06	[-26,57 ; -19,56]			
Optoeletrônico	Ângulo	-33,65	-37,53 ; -29,77	-11,49	<0,01*	-0,46; ruim [-0,79 ; 0,09]	0,59; médio
OpenPose	mínimo	-22,16	-24,74 ; -19,58	[-17,47 ; -5,52]			
Optoeletrônico	Amplitude	50,43	46,15 ; 54,70	-11,57	<0,01*	-0,43; ruim [-0,77 ; 0,13]	0,59; médio
OpenPose		62,00	59,41 ; 64,60	[-18,15 ; -5,00]			
12 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	17,47	14,07 ; 20,87	-22,25	<0,01*	-0,86; ruim [-0,95 ; -0,60]	0,99; grande
OpenPose	máximo	39,73	39,27 ; 40,18	[-26,00 ; -18,51]			
Optoeletrônico	Ângulo	-35,97	-38,69 ; -33,26	-8,94	0,01*	-0,33; ruim [-0,72 ; 0,24]	0,57; médio
OpenPose	mínimo	-27,04	-30,91 ; -23,16	[-15,53 ; -2,34]			
Optoeletrônico	Amplitude	53,45	49,64 ; 57,26	-13,32	<0,01*	-0,46; ruim [-0,79 ; 0,09]	0,57; médio
OpenPose		66,76	62,96 ; 70,57	[-19,87 ; -6,76]			
16 km/h							
Optoeletrônico	Ângulo	17,32	13,49 ; 21,15	-22,67	<0,01*	-0,84; ruim [-0,94 ; -0,55]	0,91; grande
OpenPose	máximo	40,00	40,00 ; 40,00	[-26,94 ; -18,41]			
Optoeletrônico	Ângulo	-36,86	-39,47 ; -34,25	-7,84	0,02*	-0,24; ruim [-0,68 ; 0,32]	0,51; médio
OpenPose	mínimo	-29,02	-33,32 ; -24,72	[-14,24 ; -1,44]			
Optoeletrônico	Amplitude	54,18	50,09 ; 58,28	-14,84	<0,01*	-0,47; ruim [-0,79 ; 0,08]	0,55; médio
OpenPose		69,02	64,72 ; 73,32	[-21,59 ; -8,08]			

* Significância estatística ($p < 0,05$)

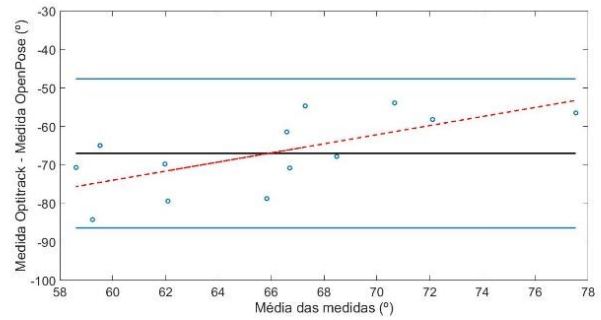
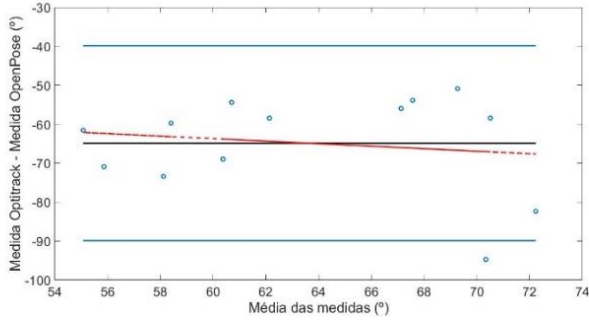
Abreviaturas: IC, intervalo de confiança; ICC, coeficiente de correlação intraclassa

A inspeção dos gráficos de Bland Altman, nos quais as diferenças do sistema optoeletrônico foram subtraídas do sistema OpenPose, revelou para as variáveis ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular para os movimentos do quadril direito e esquerdo (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa), nas velocidades de 8, 12 e 16 km/h, que os dois métodos de medição não concordaram entre si, pois a linha da concordância (média das medidas) não esteve próxima de zero (principalmente para o ângulo máximo e amplitude articular) e também houve uma tendência do sistema OpenPose superestimar os valores angulares (Figuras 4.4 – 4.12).

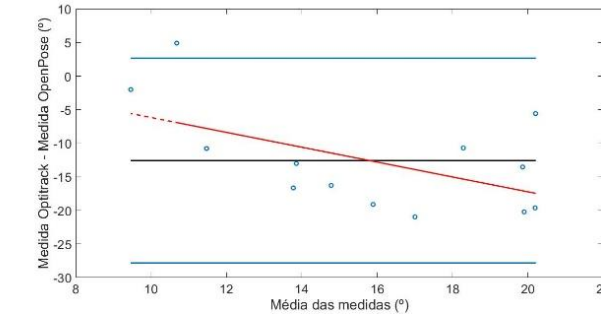
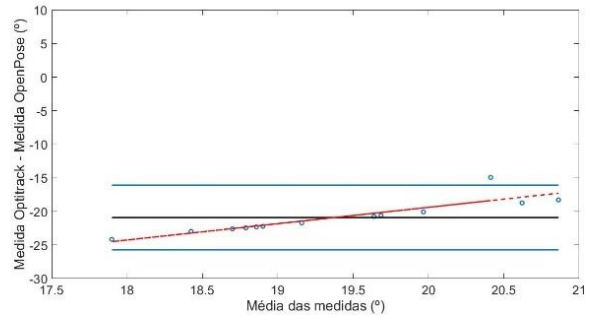
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

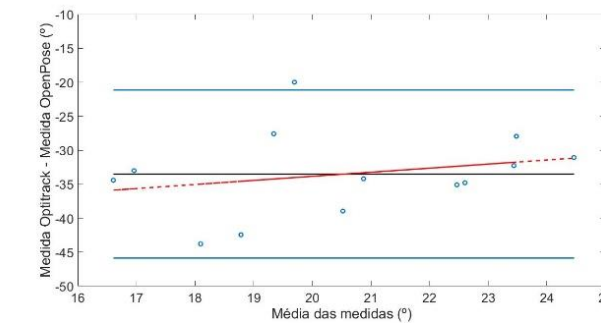
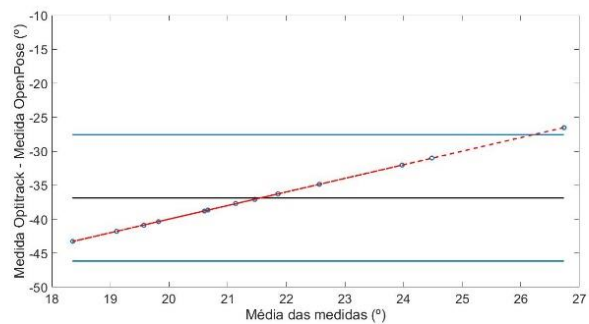
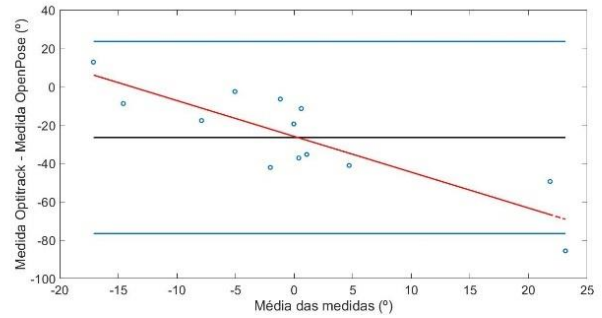
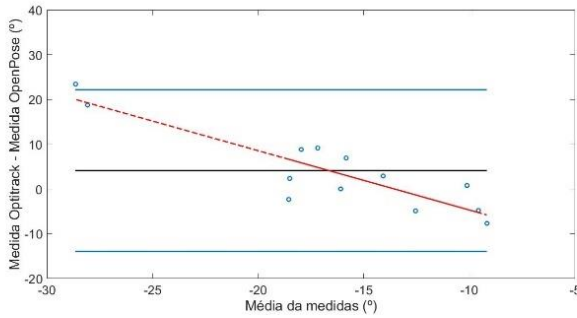


Figura 4.4 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

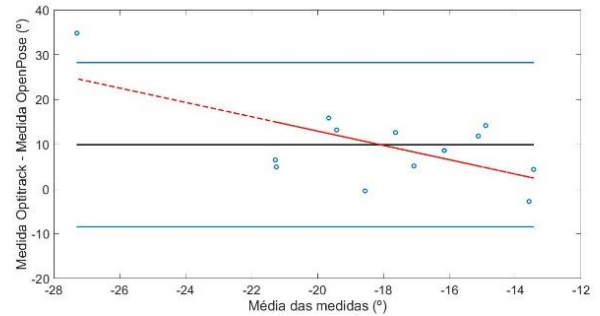
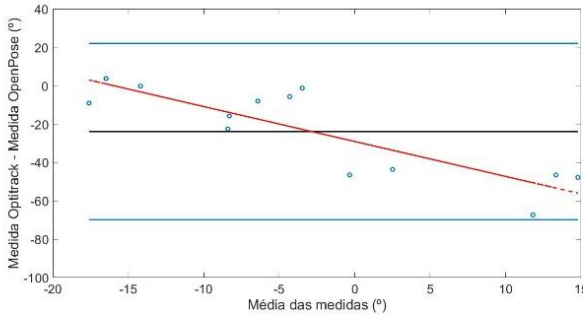
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

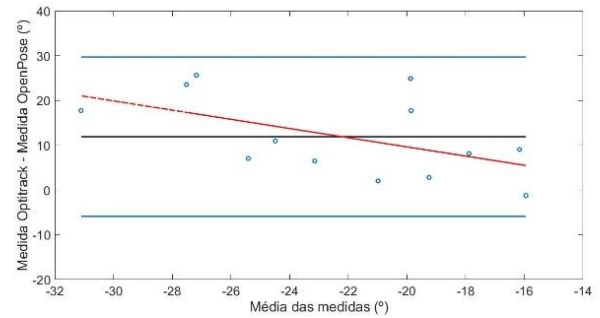
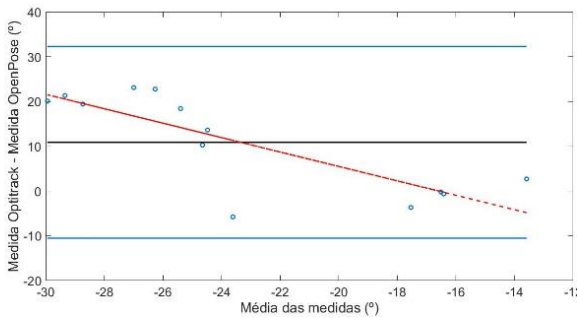


Figura 4.5 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

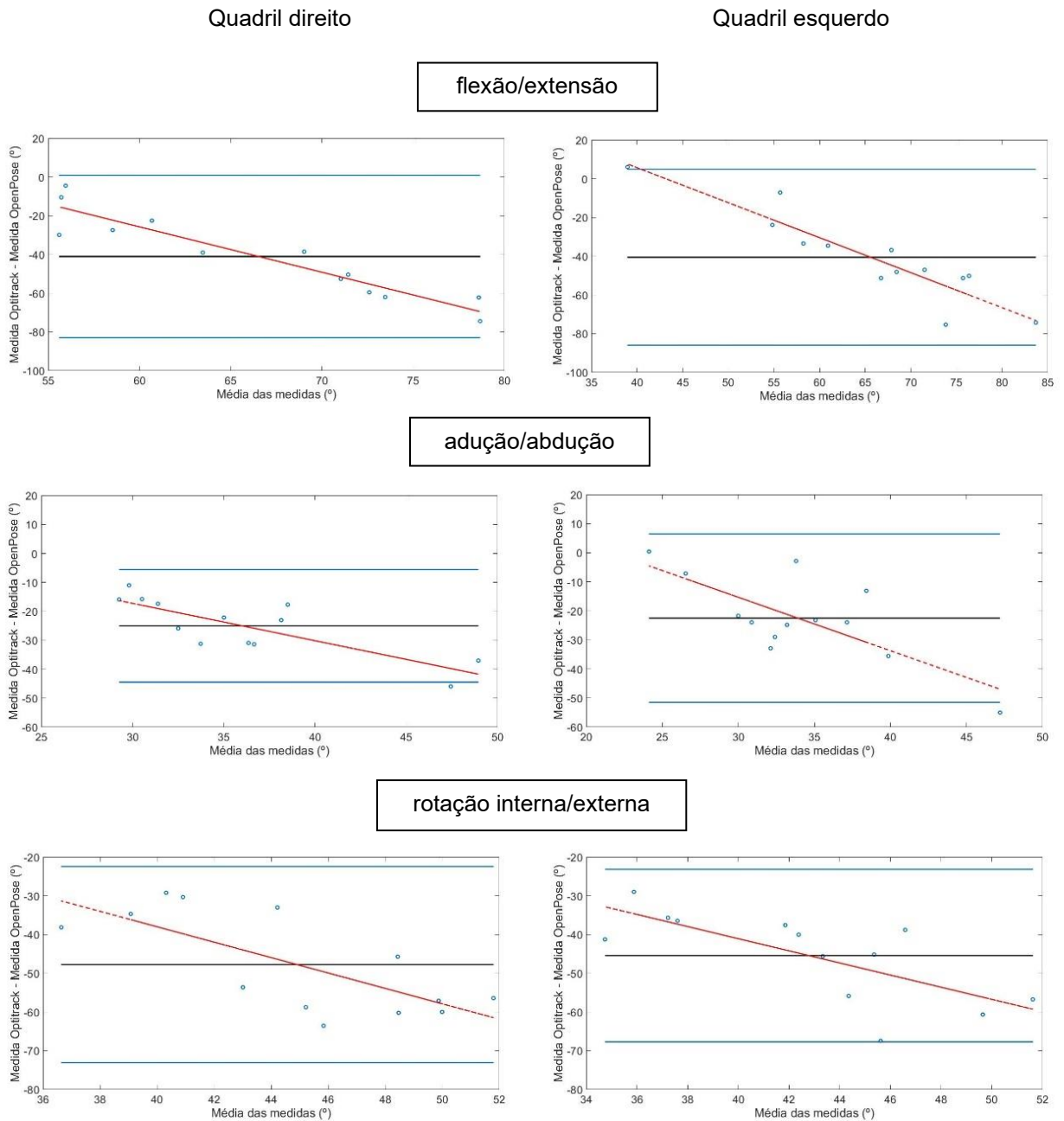
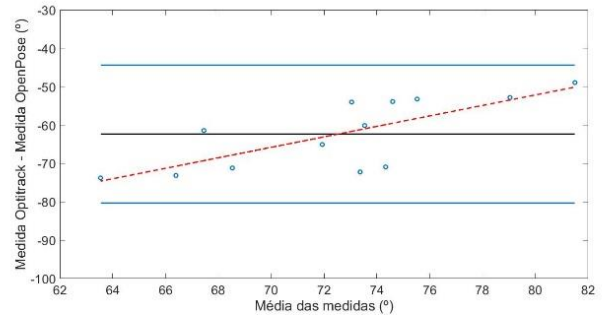
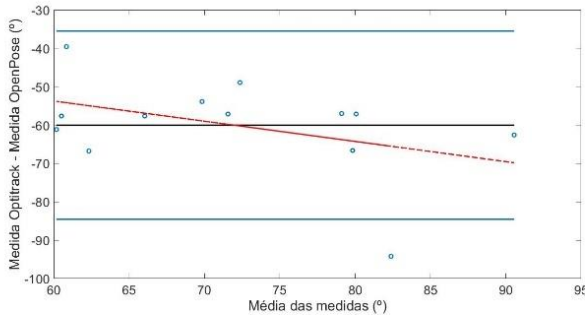


Figura 4.6 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

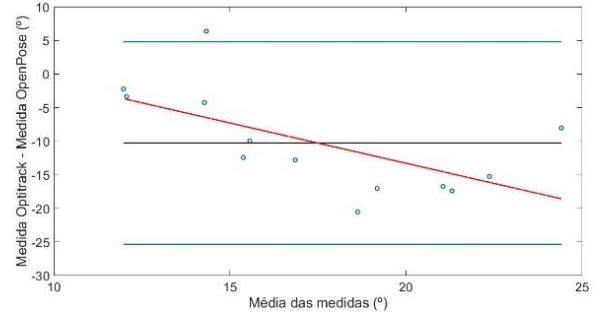
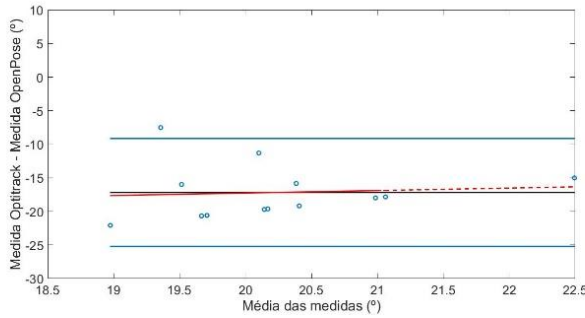
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

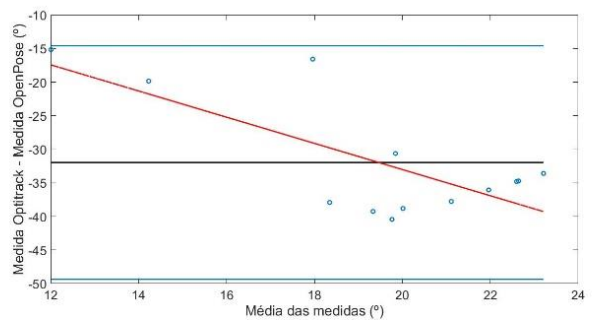
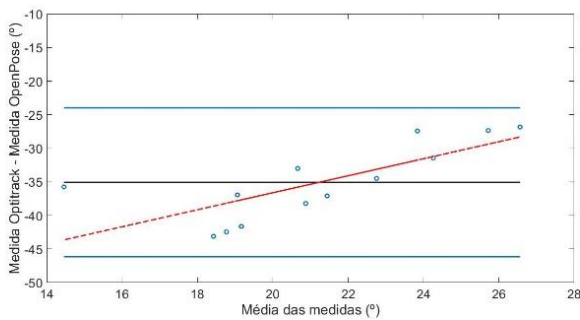


Figura 4.7 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

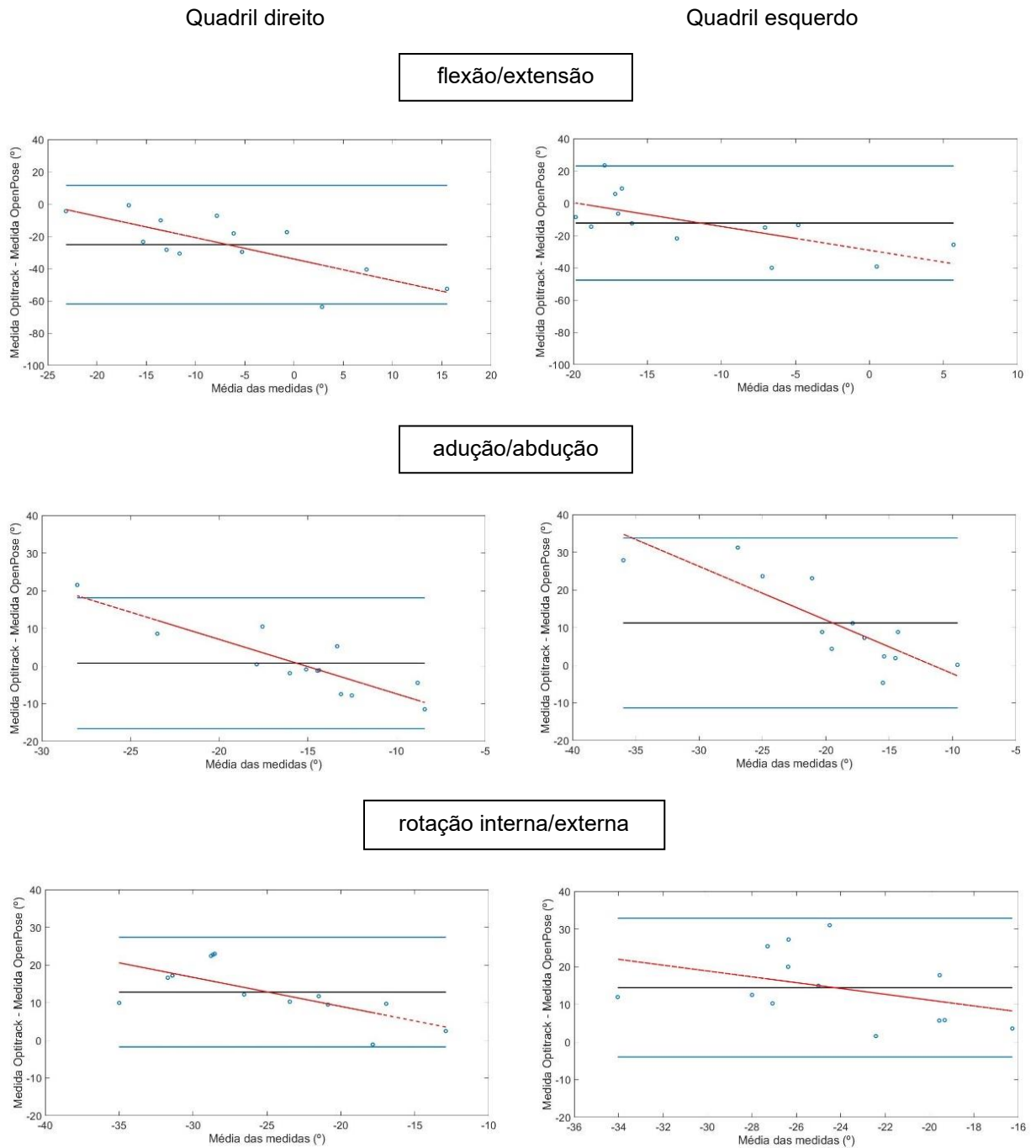
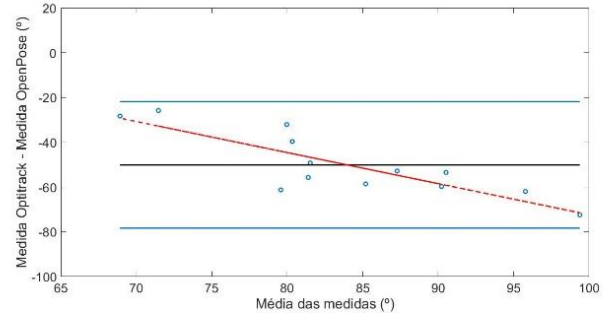
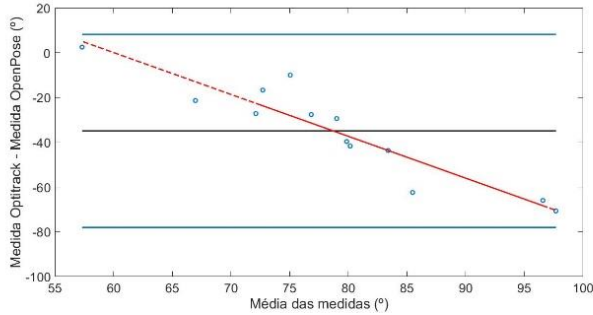


Figura 4.8 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

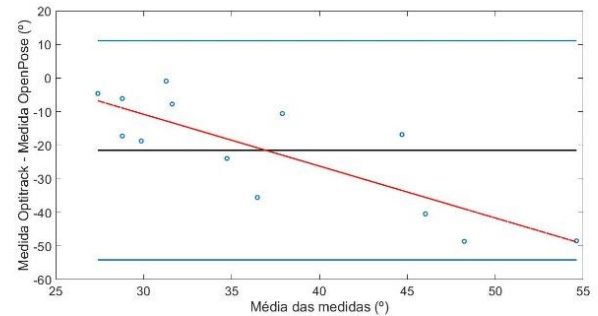
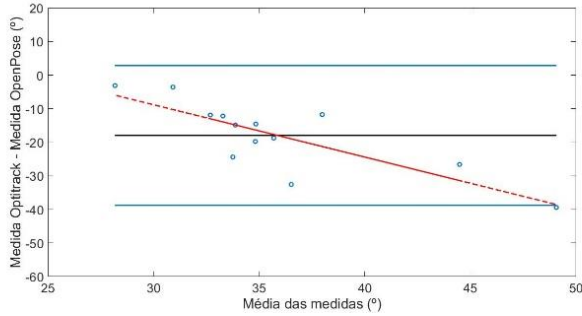
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

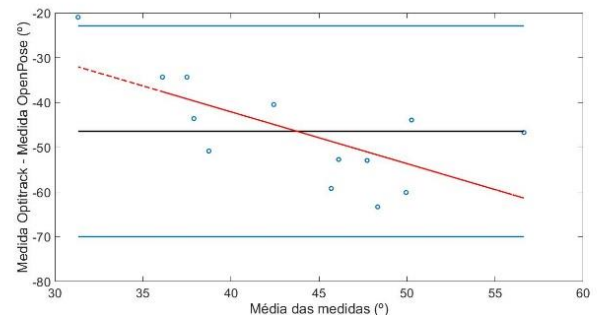
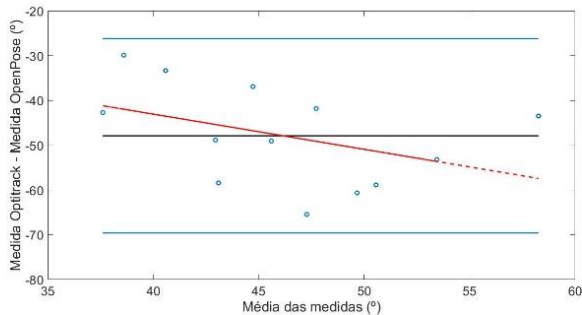
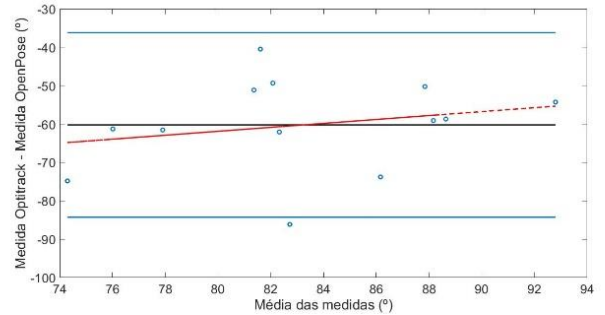
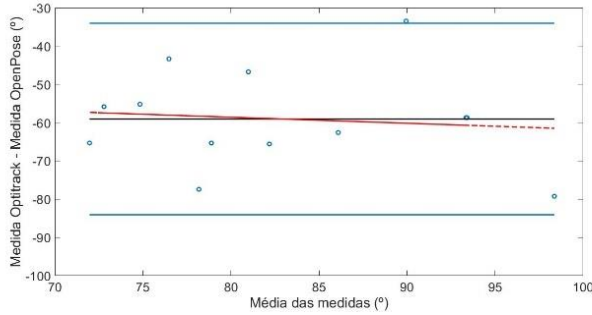


Figura 4.9 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

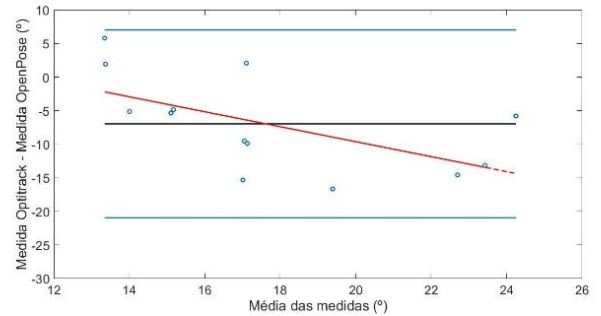
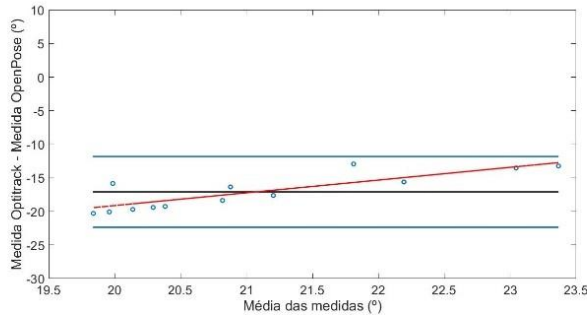
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

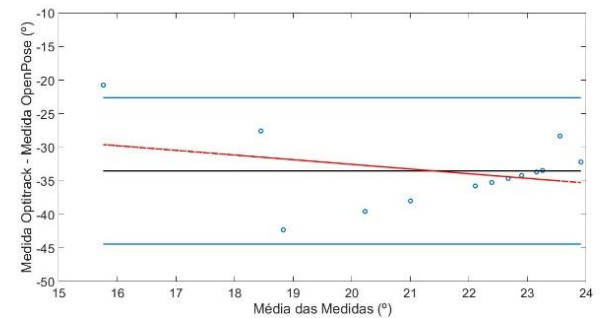
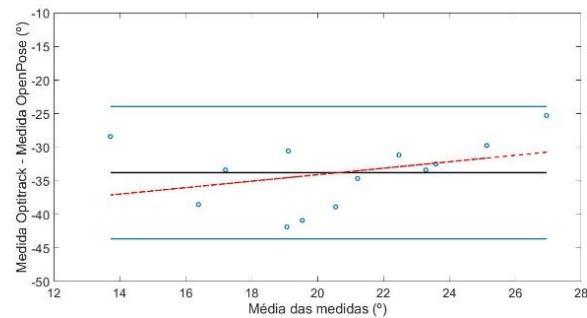
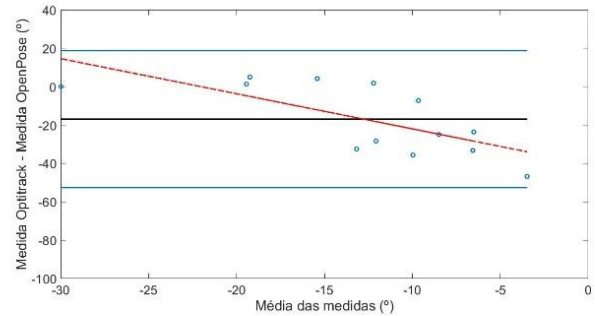
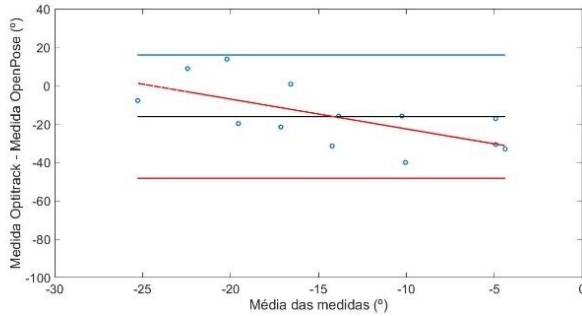


Figura 4.10 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

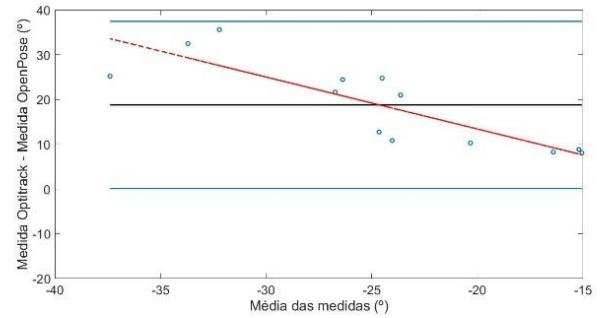
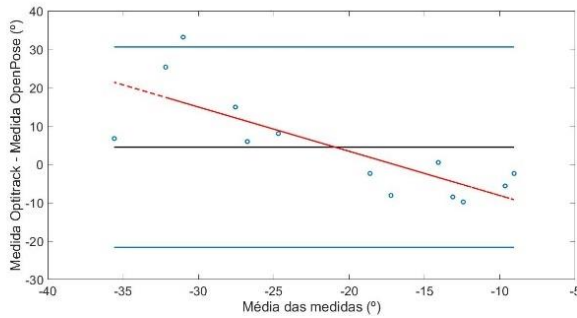
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

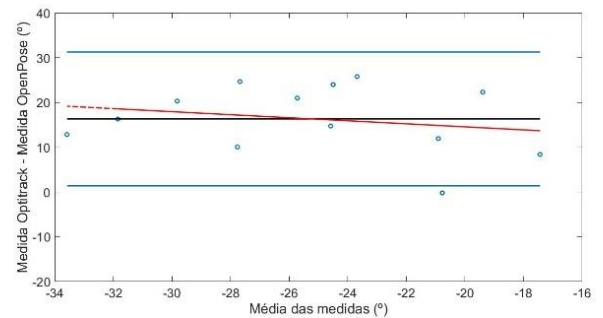
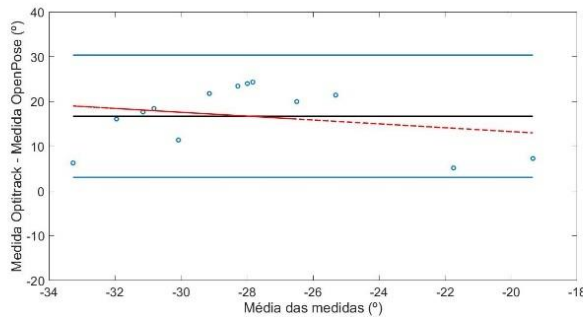
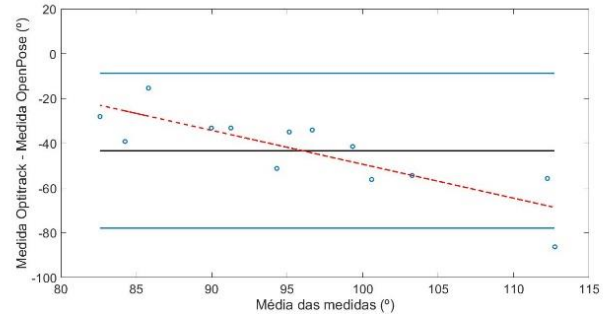
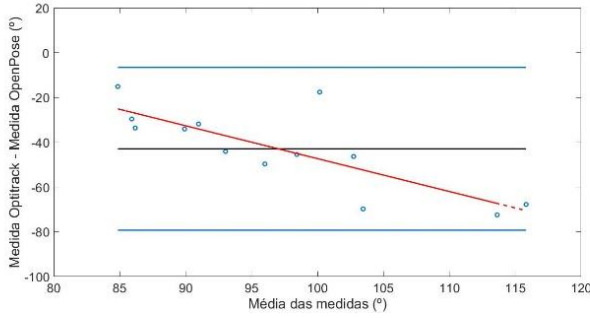


Figura 4.11 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

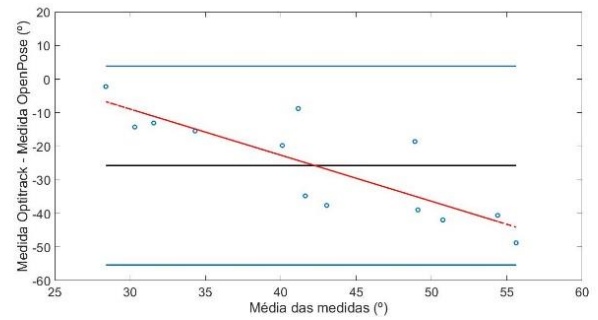
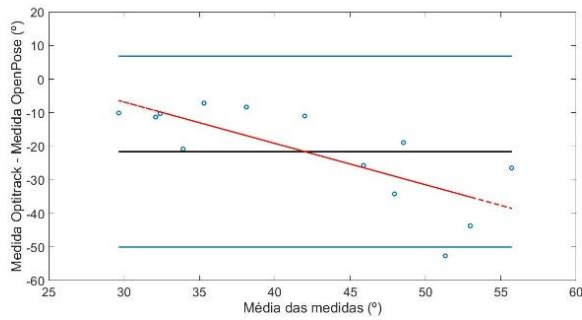
Quadril direito

Quadril esquerdo

flexão/extensão



adução/abdução



rotação interna/externa

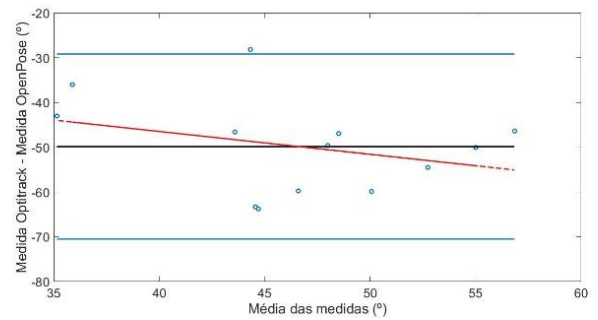
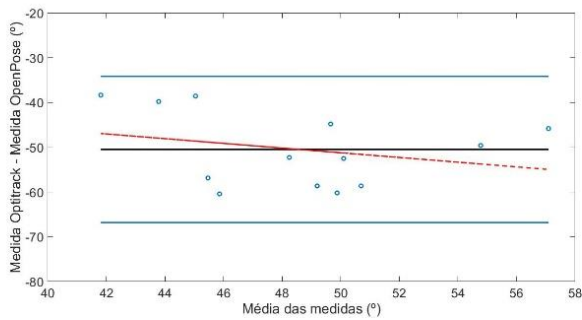


Figura 4.12 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa do quadril direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

Os gráficos de Bland Altman para as variáveis ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular dos movimentos de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo, nas velocidades de 8, 12 e 16 km/h estão apresentados nas figuras gráficas 4.13 – 4.21. Através da inspeção verificou-se que para o movimento de flexão/extensão do joelho os dois métodos de medição concordaram entre si, pois a linha da concordância (média das medidas) esteve próxima de zero. Porém para o movimento de flexão/extensão do tornozelo os dois métodos de medição não concordaram entre si, pois a linha da concordância (média das medidas) não esteve próxima de zero e também houve uma tendência do sistema OpenPose superestimar os valores angulares.

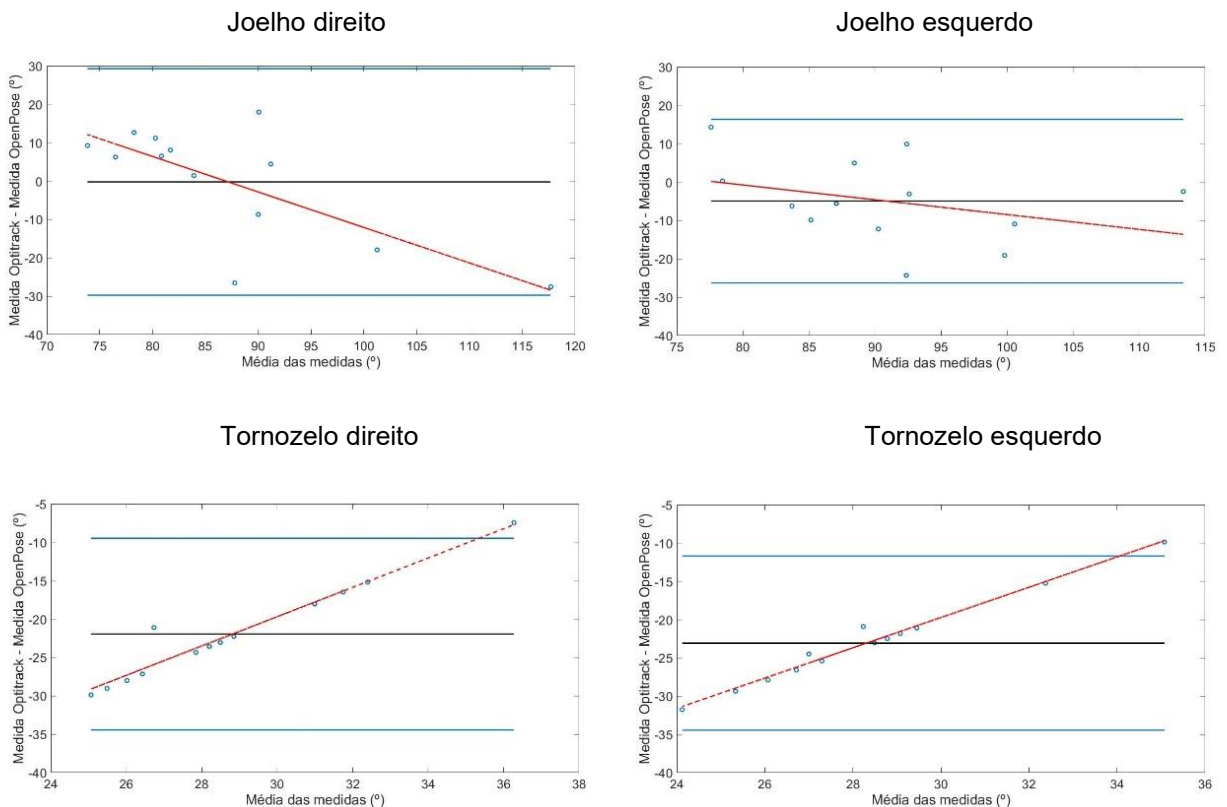


Figura 4.13 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

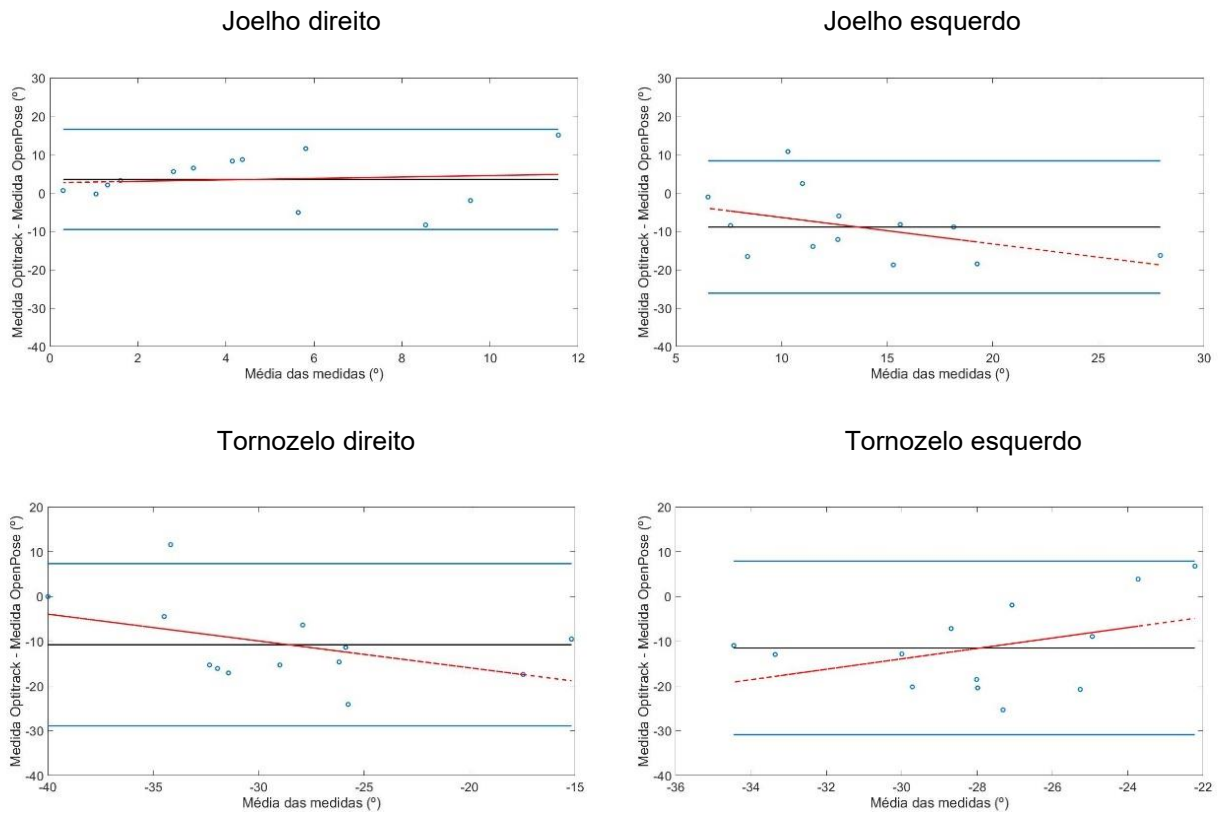


Figura 4.14 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

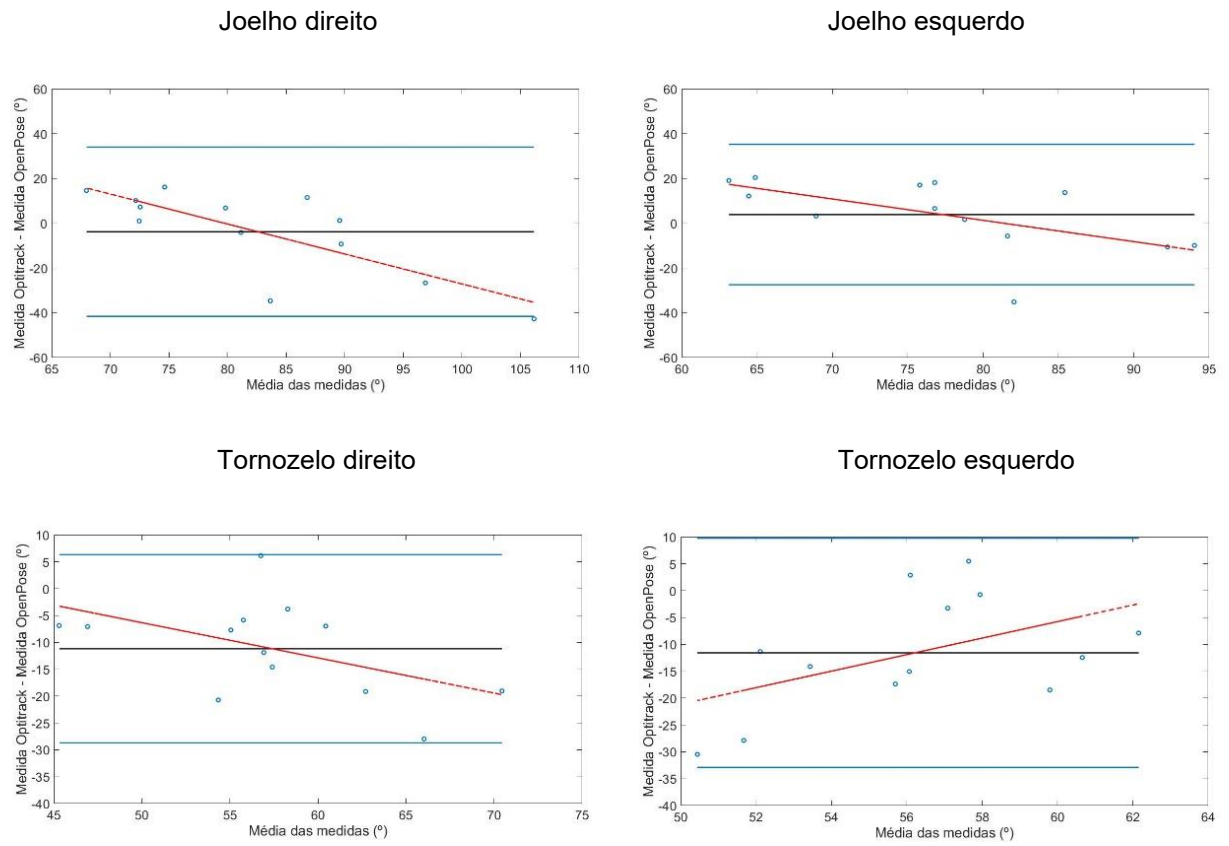


Figura 4.15 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 8 km/h.

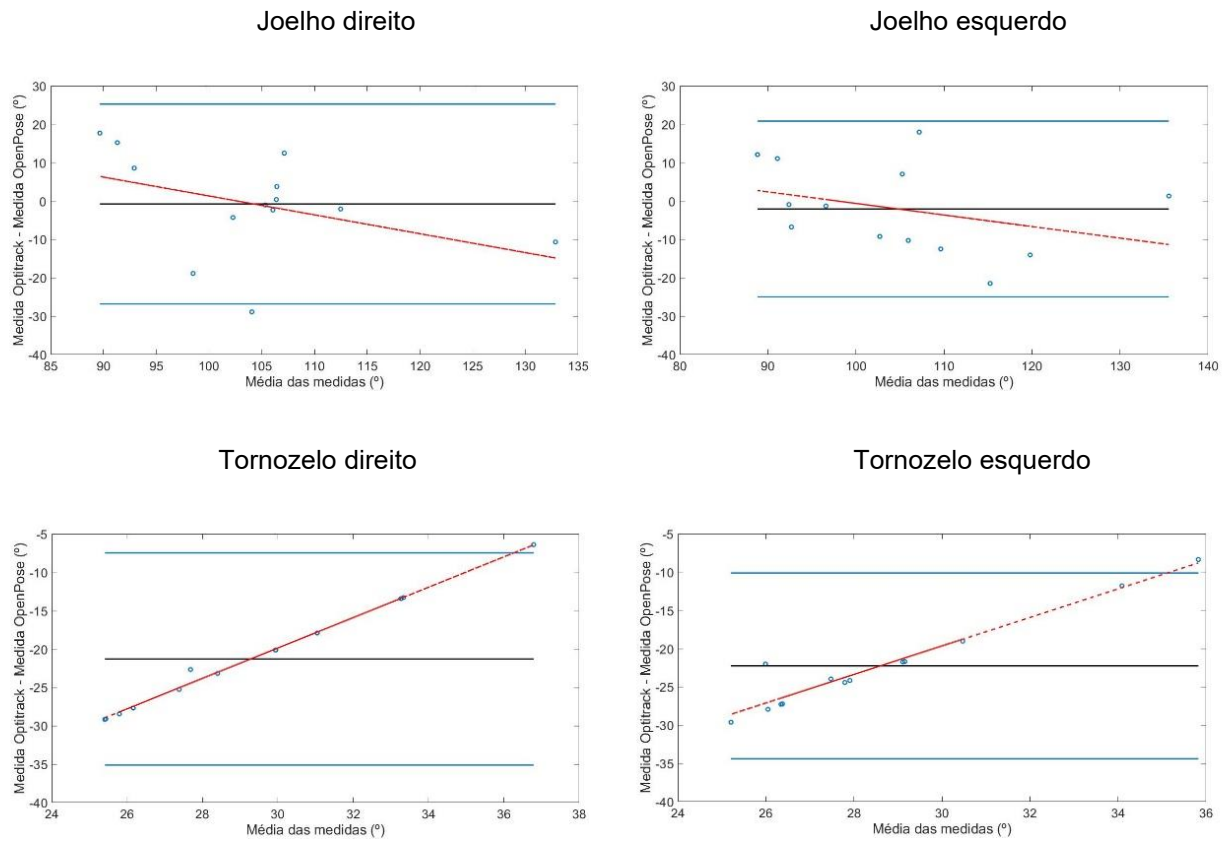


Figura 4.16 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

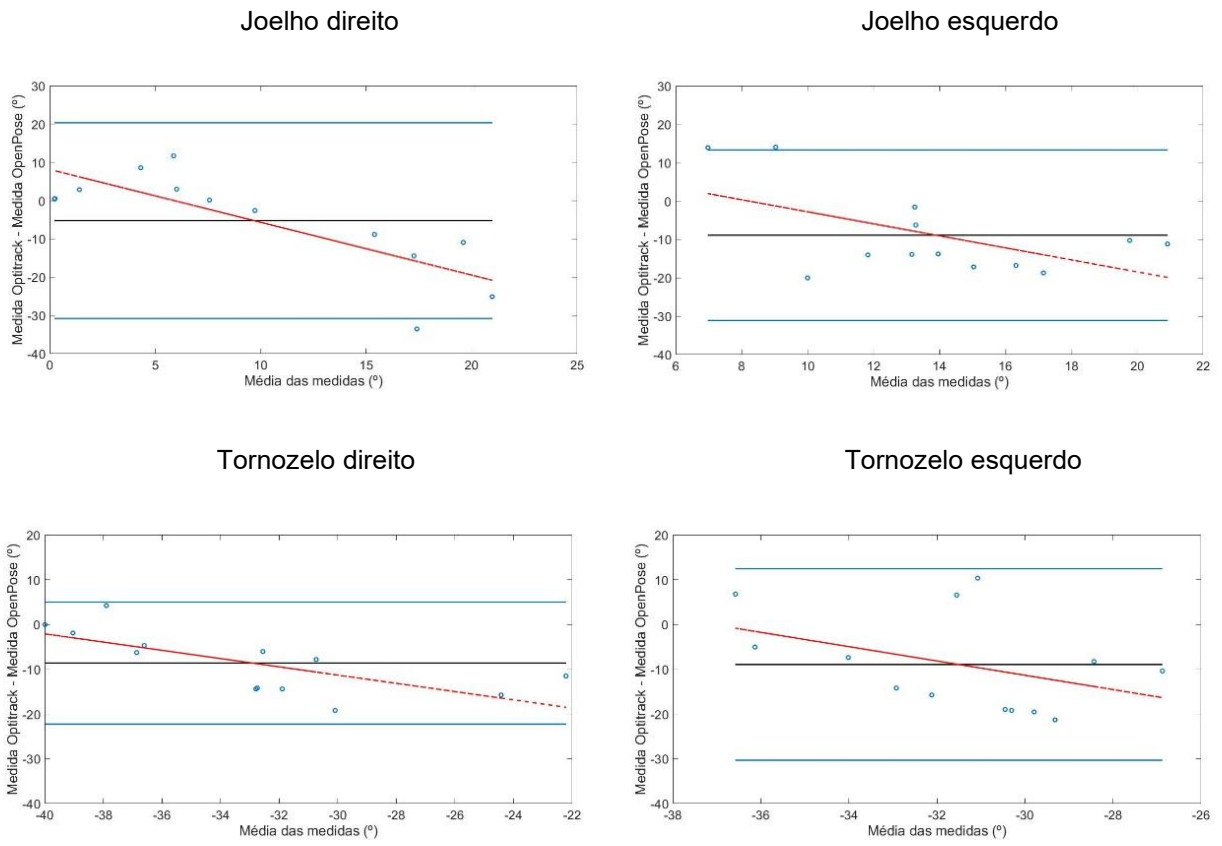


Figura 4.17 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

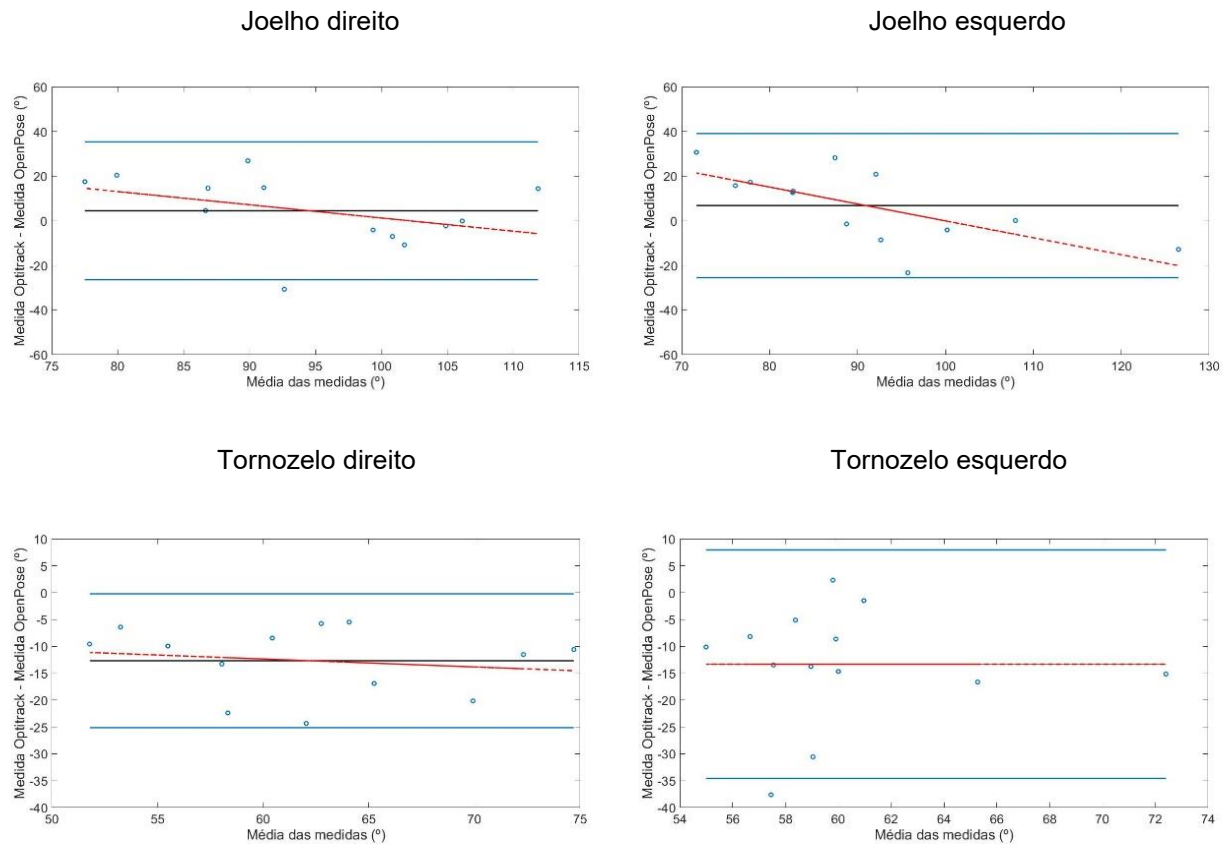


Figura 4.18 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 12 km/h.

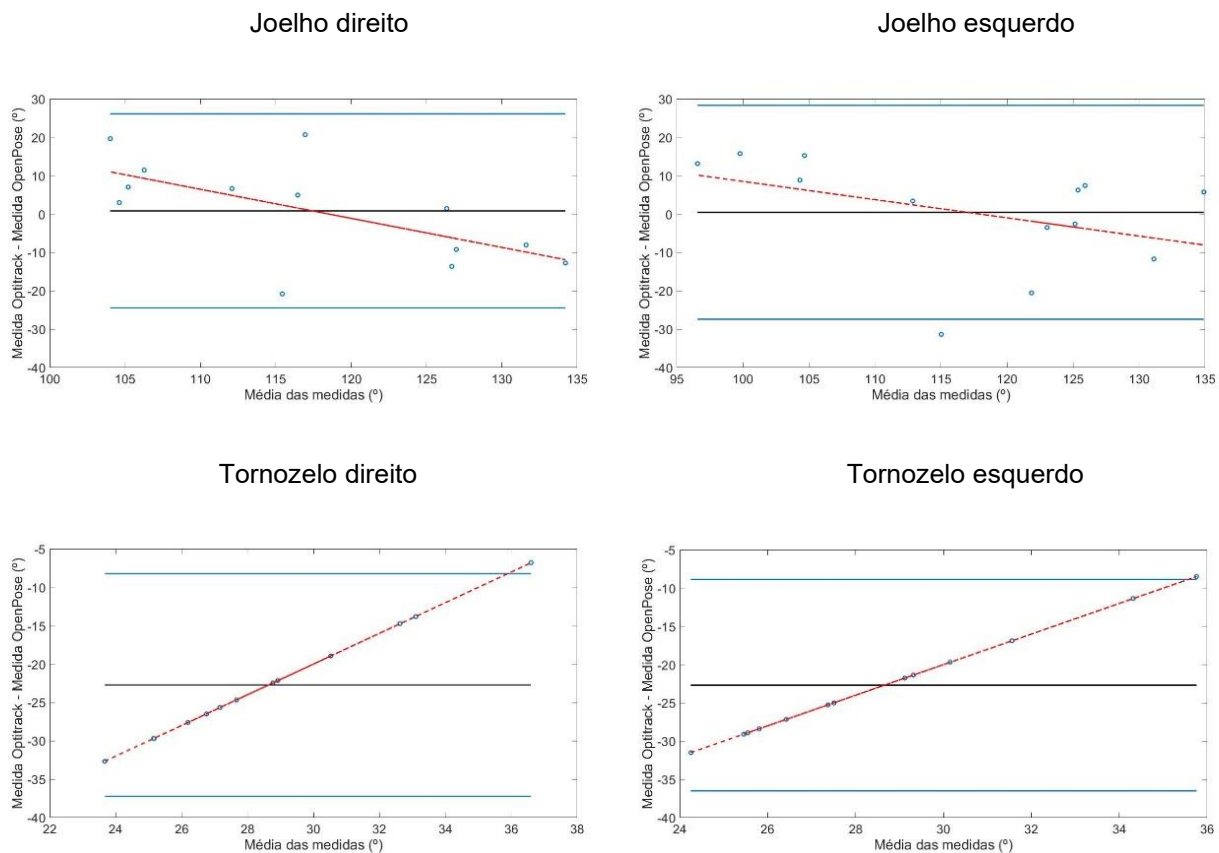


Figura 4.19 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo máximo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

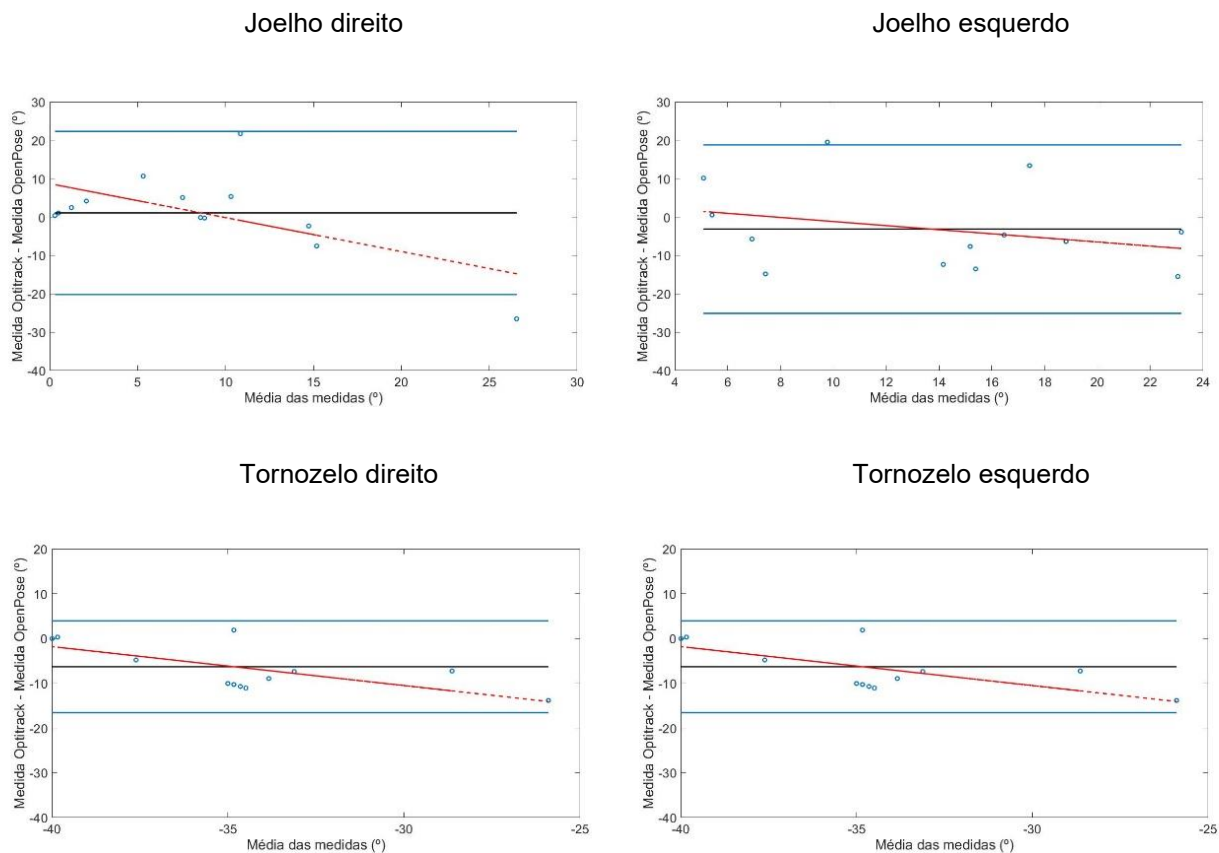


Figura 4.20 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças do ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

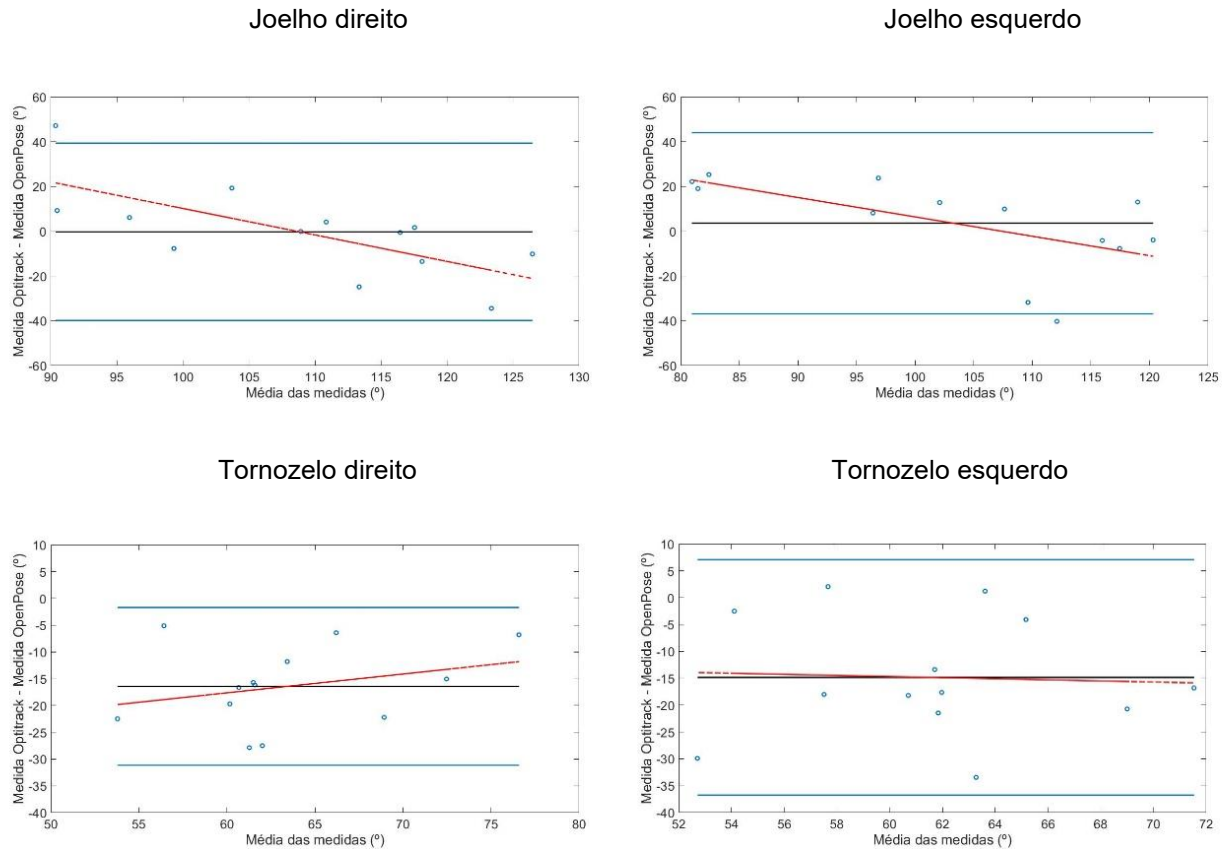


Figura 4.21 – Gráficos de Bland Altman com regressão linear (linha vermelha) para a diferença entre as medidas em função da média das diferenças da amplitude angular da flexão/extensão do joelho e tornozelo direito e esquerdo entre os métodos de medição para a corrida na velocidade de 16 km/h.

4. 4 DISCUSSÃO

O objetivo principal deste estudo foi avaliar a validade de um método de rastreamento sem marcadores para a análise tridimensional dos movimentos angulares das articulações dos membros inferiores durante a corrida em diferentes velocidades. Nossas observações iniciais revelaram um nível insatisfatório de concordância entre os métodos de medição em relação às variáveis de ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular associados aos movimentos do quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa) e tornozelo (flexão/extensão) para ambos os membros inferiores. Essa falta de concordância, classificada como ruim, foi identificada em todas as três velocidades de corrida

investigadas quando utilizamos o sistema OpenPose. Somente em relação ao movimento do joelho (flexão/extensão), observamos uma concordância moderada entre os métodos de medição, sendo apenas para o ângulo máximo de flexão/extensão do joelho direito e esquerdo durante a corrida a 16 km/h, assim como para o joelho esquerdo durante a corrida a 12 km/h. Nesse sentido, similaridades foram observadas apenas entre os métodos de medição para o ângulo mínimo do movimento de adução/abdução do quadril direito nas três velocidades de corrida, no ângulo máximo de flexão/extensão do joelho esquerdo durante a corrida a 12 km/h, bem como no ângulo mínimo de flexão/extensão do joelho esquerdo durante as corridas a 8 km/h e 12 km/h.

Assim como no presente estudo, alguns trabalhos anteriores também investigaram a validade do sistema OpenPose para a análise da corrida. Em um estudo conduzido por Ota et al., (2021), foi examinada a validade do OpenPose na análise bidimensional do movimento articular dos membros inferiores durante a corrida a uma velocidade de 8,5 km/h. Os resultados revelaram que os coeficientes de correlação intraclasse demonstraram uma concordância de bom a excelente em relação ao sistema VICON, especialmente no que diz respeito à amplitude de movimento da flexão/extensão do quadril e ao ângulo máximo de flexão do joelho durante a corrida. Estes resultados podem ter sido diferenciados em relação ao presente estudo em virtude da qualidade da imagem e uma não oclusão de marcadores, a qual reduz o erro de identificação dos pontos-chave (CAO et al., 2021). Entretanto, discordâncias significativas foram observadas em relação à amplitude de movimento da flexão/extensão do joelho e do tornozelo, bem como os ângulos máximos de flexão/extensão do quadril, tornozelo e extensão do joelho. Além disso, os movimentos no plano frontal com rotação no plano transversal da articulação do quadril, obtidos pelo OpenPose (2D) e pelo sistema VICON, também não apresentaram concordância. Isso ocorre porque, embora o VICON seja um sistema de análise de movimento 3D, o OpenPose fornece apenas dados de movimento 2D para imagens capturadas por uma câmera digital. Assim, os movimentos com rotação no plano transversal não foram medidos com precisão. Segundo os autores, a medição dos ângulos da articulação do quadril foi afetada pelo movimento da pelve e da coluna. No VICON, o ângulo do quadril no plano sagital foi definido como o ângulo entre o fêmur em relação à pelve utilizando coordenadas locais, enquanto no OpenPose foi definido como o ângulo da coxa em relação ao tronco utilizando

coordenadas 2D. Portanto, as posições da pelve e da coluna afetam os ângulos do quadril. Essa diferença nos modelos dos sistemas, em relação aos métodos de medição, também foi determinante para as diferenças dos resultados no presente estudo.

No estudo conduzido por Van Hooren et al., (2023), cujo objetivo era comparar a cinemática das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante a corrida, utilizando o sistema OpenPose (vídeo em escala de cinza, com frequência de aquisição de imagens de 50 Hz) em comparação com um sistema 3D baseado em marcadores considerado padrão-ouro (12 câmeras, com frequência de aquisição de imagens de 100 Hz), foram observados resultados interessantes. Durante a corrida a uma velocidade de 10 km/h, o sistema OpenPose não revelou diferenças significativas em relação ao sistema padrão-ouro. No entanto, quando a corrida foi realizada a 12 km/h, o OpenPose demonstrou uma redução significativa no ângulo de flexão do joelho durante a fase de apoio intermediária e tardia. Para os autores, essa diferença em movimentos de maior velocidade pode ter introduzido ruído, afetando a qualidade da imagem, e assim, aumentando a dificuldade para detecção precisa dos pontos-chave. Portanto, com base nesses achados, os autores do estudo sugerem que de modo geral o sistema OpenPose pode ser uma ferramenta viável para otimizar a coleta de dados e simplificar as medições realizadas em campo, porém a nível individual, o erro nos ângulos articulares foram substanciais para alguns indivíduos durante partes do ciclo da corrida, através da alta variabilidade na precisão dos ângulos articulares, assim sugerindo cautela para avaliar a técnica da corrida de um indivíduo.

No único estudo que abordou a análise da cinemática 3D da corrida, conduzido por Needham et al., (2021) foram identificados erros na localização do centro articular variando de 23 a 58 mm ao longo da corrida, ao empregar diferentes métodos de estimativa de pose, incluindo o uso do OpenPose. Embora seja desafiador comparar diretamente esses erros na localização do centro articular com os nossos resultados de ângulos articulares, é relevante destacar que uma simulação de deslocamento ântero-posterior de um marcador do joelho em 10 mm resulta em uma alteração de até 8 graus no ângulo máximo do joelho (OSIS et al., 2016). Assim, os achados de Needham et al. (2021) indicam que o OpenPose, quando utilizado em conjunto com um método de fusão 3D, pode ser aplicado para detectar e reconstruir locais de centro articulares 3D sem marcadores. No entanto, em comparação com a técnica de captura

de movimento baseada em marcadores, o OpenPose apresentou diferenças sistemáticas no quadril e no joelho, com deslocamentos da ordem de 30 a 50 mm, bem como diferenças sistemáticas menores no tornozelo, variando de 1 a 15 mm. Segundo os autores, essas diferenças provavelmente foram devido a uma rotulagem incorreta em grande escala das localizações dos centros das articulações do quadril nos conjuntos de dados usados para treinar cada modelo de aprendizagem profunda. Os autores sugerem ainda, que há uma necessidade de desenvolvimento de conjuntos de dados de estimativa de pose de acesso aberto e em larga escala que tenham sido rotulados por indivíduos com conhecimento detalhado da anatomia humana.

O posicionamento adequado das câmeras ao usar o sistema OpenPose para a captura de movimento é essencial para garantir resultados precisos. Isso ajuda a evitar oclusões de partes corporais, garantindo que todas as articulações e partes do corpo estejam visíveis (CHEN e DAVIS, 2000). Para a reconstrução 3D, é importante que cada ponto-chave seja visível por pelo menos duas câmeras. Em cenários com um número limitado de câmeras, como no presente estudo com duas câmeras, existe uma maior probabilidade de perder a visualização de pontos-chave, o que pode afetar a qualidade da reconstrução tridimensional. O OpenPose é capaz de estimar a posição dos pontos-chave mesmo quando eles estão parcialmente ocultos em uma imagem, utilizando redes neurais que levam em consideração as informações visíveis para inferir a localização desses pontos. No entanto, a acurácia dessa estimativa depende do grau de oclusão e da qualidade geral da imagem. Ainda em relação a preparação inadequada, as imagens utilizadas para a análise no sistema OpenPose, no presente estudo, foram obtidas em escala de cinza, o que não é ideal, pois o sistema foi projetado para funcionar melhor com imagens coloridas (ZAGO et al., 2020). As imagens coloridas fornecem informações de cor e contraste que ajudam o OpenPose a identificar as articulações e partes do corpo com precisão. O uso de imagens em escala de cinza possivelmente resultou em análises menos precisas e a uma detecção menos confiável das articulações.

Este estudo apresenta várias limitações importantes a serem consideradas. Inicialmente, nossa abordagem baseada em marcadores, considerada padrão-ouro, é suscetível a erros potenciais, como posicionamento inadequado dos marcadores, como mencionado por Gorton, Hebert e Gannotti (2009), e artefatos de tecidos moles. Entretanto, é relevante destacar que todos os marcadores foram posicionados por um

pesquisador experiente em captura de movimento, visando minimizar ao máximo os erros de posicionamento. Outro fator que pode ter influenciado nos resultados do presente estudo está relacionado aos marcadores ou pontos-chave utilizados, para a reconstrução 3D da corrida, entre os sistemas. Enquanto o sistema optoeletrônico teve a referência de marcadores da pelve, o sistema OpenPose não teve. Dessa forma, a ausência dos pontos-chave do tronco na reconstrução 3D do movimento da corrida, no OpenPose, possivelmente influenciou os ângulos do quadril e joelho, visto que, mudanças na orientação e posição do tronco podem ter influenciado a cinemática do quadril e joelho. Também identificamos desafios relacionados ao modelo utilizado para coleta de dados no sistema OpenPose. Este modelo não foi capaz de reconhecer corretamente alguns segmentos corporais que conseqüentemente comprometeram a qualidade da reconstrução 3D. Por exemplo, houve trocas recorrentes entre a perna direita e a perna esquerda do corredor durante o apoio unipodal. No entanto, em alguns segmentos as trocas não foram recorrentes, como por exemplo a coxa, e mesmo assim, os resultados não foram satisfatórios, o que nos leva a acreditar que o OpenSim não faz boas estimativas de ângulos articulares quando o modelo corporal utilizado possui um número limitado de pontos-chave.

Para aprimorar a utilidade do OpenPose na análise 3D do movimento durante a corrida, é essencial conduzir estudos adicionais de validação. Em primeiro lugar, é importante investigar o posicionamento ideal das câmeras em cenários nos quais o número de câmeras é limitado. Determinar como dispor as câmeras de forma eficaz pode contribuir para obter resultados mais precisos. Também, é fundamental determinar o número mínimo de câmeras necessário para uma reconstrução 3D confiável da corrida utilizando o OpenPose. Isso é relevante para tornar o sistema mais acessível e prático em situações em que os recursos são limitados. Além disso, avaliar o impacto da ausência de pontos-chave corporais, como os do tronco, na reconstrução 3D do movimento dos membros inferiores durante a corrida é outra consideração importante. Nesse sentido, realizar ajustes no escalonamento podem ser necessários, a fim de melhorar a aderência do modelo genérico para cada sujeito. Por fim, compreender como a falta desses pontos de referência afeta a precisão das medidas é crucial.

4. 5 CONCLUSÃO

Em resumo, os resultados revelaram que, em geral, houve uma falta de concordância satisfatória entre o OpenPose e outro sistema de referência, especialmente no que diz respeito aos movimentos do quadril e tornozelo. No entanto, em relação ao joelho, houve concordância moderada em algumas condições. Recomenda-se que o posicionamento adequado das câmeras seja priorizado ao utilizar o sistema OpenPose para captura de movimento, visando evitar oclusões de partes corporais e garantir a visibilidade de todas as articulações. É essencial que cada ponto-chave seja visível por pelo menos duas câmeras para uma reconstrução 3D precisa. O uso de imagens coloridas, em vez de imagens em escala de cinza, é preferível, pois as informações de cor e contraste melhoram a identificação das articulações. Além disso, ajustes no escalonamento podem ser necessários para melhorar a precisão do modelo genérico para cada indivíduo. É importante realizar estudos adicionais de validação para determinar o posicionamento ideal das câmeras em cenários com um número limitado de câmeras, o número mínimo de câmeras necessário para uma reconstrução 3D confiável e o impacto da falta de pontos de referência do tronco na precisão das medidas durante a corrida. Isso contribuirá para aprimorar a utilidade do sistema OpenPose na análise 3D do movimento.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No desfecho desta tese, revisitamos as questões centrais que moldaram esta investigação. Ao longo deste estudo, buscamos determinar a efetividade dos equipamentos de menor custo em avaliações e intervenções do retreinamento da corrida. Além disso, exploramos a validade das informações fornecidas pelo sistema BeRun, particularmente na medição de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da corrida em diversas velocidades. Por fim, mergulhamos no desafio da precisão da captura de movimento tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose, para analisar o movimento angular das articulações dos membros inferiores durante a corrida em comparação com o padrão-ouro estabelecido. Agora, à luz dos resultados e reflexões obtidos, é hora de compartilhar nossas considerações finais e as implicações dessas descobertas.

Os efeitos do uso de equipamentos de menor custo no retreinamento da corrida foram observados através de uma revisão sistemática e revelou-se que fortes evidências sugerem que os metrônimos, *smartwatches* e câmeras digitais são eficazes na execução de programas de retreinamento de corrida para intervir e/ou avaliar os resultados da cadência do passo e tipo de pisada. Também foi verificado que houve evidência moderada do uso de meias e palmilhas instrumentadas com sensores e evidência limitada do uso de plataformas de pressão para analisar a distribuição da pressão plantar e força de pico em contato com o solo. Os acelerômetros por outro lado, apresentaram forte evidência de efetividade em estudos que realizaram intervenções com *feedback* para a reduzir o PPA da tíbia e/ou do calçado, durante a corrida. Contudo, a revisão também apontou que quase metade dos estudos de retreinamento não incorporou um grupo de controle, um componente crucial para a determinação da eficácia das intervenções. Adicionalmente, há uma escassez de estudos que empregam exclusivamente equipamentos de menor custo para a intervenção e avaliação do retreinamento em corrida, bem como estudos que exploram a retenção dos efeitos do retreinamento em longo prazo em ambientes mais ecológicos. Portanto, nossa revisão sistemática revela a eficácia comprovada de equipamentos de menor custo, como metrônimos, *smartwatches* e câmeras digitais, no retreinamento da corrida, focando na cadência de passo e tipo de pisada. Além disso, destacamos o papel significativo dos acelerômetros na redução do PPA da tíbia e/ou do calçado. Entretanto, ressaltamos a necessidade de mais estudos bem

controlados, que incorporem grupos de controle, e a exploração da eficácia a longo prazo em ambientes do mundo real.

Em relação à validade do sistema de palmilhas com sensores de pressão BeRun, foi verificado que os parâmetros espaço-temporal de TC e TFA apresentaram menores diferenças médias e melhores concordâncias em relação ao sistema padrão ouro, quando utilizado em corrida de menor velocidade (8 km/h). Entretanto, em corridas mais rápidas (12 e 16 km/h) o sistema BeRun tendeu a subestimar o tempo de contato com o solo e a superestimar o tempo da fase aérea. Essa limitação na medição de TC e TFA em corridas mais velozes pode estar relacionada a questões específicas do algoritmo do sistema BeRun, que podem não ser otimizadas para capturar as particularidades e os movimentos rápidos associados às velocidades mais elevadas, indicando a necessidade de ajustes no algoritmo do protótipo ou utilizar sensores menores em maior número para aprimorar sua precisão nessas situações. Por outro lado, a cadência do passo apresentou concordância entre os sistemas, independentemente da velocidade da corrida. Da mesma forma, para a análise cinemática do tipo de pisada, o sistema BeRun apresentou concordância em relação ao sistema padrão ouro, independentemente da velocidade da corrida. Dessa forma, apesar de algumas restrições, os resultados gerais do sistema BeRun são promissores e demonstraram desempenho consistente quando comparados a outros sistemas de palmilhas validados. Portanto, o BeRun pode ser considerado uma opção viável para a análise de parâmetros espaço-temporais e cinemáticos de corrida, com a ressalva de que um refinamento do algoritmo é necessário para obter medições mais precisas em corridas em velocidades mais altas. Isso significa que profissionais da saúde e treinadores podem usar o BeRun para fornecer feedback personalizado sobre a técnica de corrida, acessar dados de corrida fora do laboratório e avaliar intervenções para melhorar a mecânica da corrida.

O presente estudo também avaliou a validade de um sistema tridimensional sem marcadores, utilizando o OpenPose, para a determinação do movimento angular das articulações de membros inferiores durante a corrida em diferentes velocidades. Os resultados revelaram um nível insatisfatório de concordância entre o uso do sistema OpenPose e o sistema optoeletrônico em relação às variáveis de ângulo máximo, ângulo mínimo e amplitude articular associados aos movimentos do quadril (flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/rotação externa) e tornozelo (flexão/extensão) para ambos os membros inferiores, em todas as três velocidades

de corrida investigadas. No entanto, para o movimento do joelho (flexão/extensão), observamos uma concordância moderada entre os métodos de medição em algumas condições. Vários fatores contribuíram para a baixa concordância entre o sistema OpenPose e o sistema optoeletrônico no estudo. Estes incluem o número limitado de câmeras e seu posicionamento inadequado, o que levou a oclusões de pontos-chave. Além disso, o uso de imagens em escala de cinza afetou a precisão da análise e a detecção de articulações, enquanto a ausência de pontos-chave do tronco no OpenPose influenciou os ângulos do quadril e joelho devido às mudanças na posição do tronco. Portanto, apesar das promissoras capacidades do sistema OpenPose em capturar o movimento tridimensional sem marcadores, esses desafios destacam a necessidade de estudos adicionais para aprimorar sua precisão em cenários mais complexos de análise da corrida. Isso pode resultar em avanços significativos para pesquisas futuras em biomecânica da corrida e avaliação do movimento.

Por conseguinte, esta tese reuniu uma seleção de dispositivos de menor custo que apresentaram efetividade na avaliação e intervenção para o retreinamento da corrida, apresentadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Instrumentos de menor custo efetivos na avaliação e intervenção do retreinamento da corrida

Instrumento	Avaliação / Intervenção
Acelerômetro	PPA da tíbia e/ou do calçado
Meias com sensores	Cadência do passo e tipo de pisada
Metrônomo	Cadência do passo
Palmilhas com sensores	Cadência do passo e tipo de pisada
<i>Smartwatches</i>	Cadência do passo
Vídeo	Cadência do passo e tipo de pisada

A presente tese reconhece algumas limitações em seus estudos, em relação a efetividade dos equipamentos de menor custo em avaliações e intervenções do retreinamento da corrida, faltaram estudos que utilizaram exclusivamente equipamentos de menor custo para a realizar a intervenção/avaliação do retreinamento em corrida, bem como aqueles que utilizaram esses equipamentos em ambientes mais ecológicos e que analisaram a retenção do retreinamento da corrida em longo prazo. Uma limitação importante para o estudo de validação do sistema

BeRun é que todas as análises foram realizadas em uma esteira. Esse ambiente pode ter influenciado os padrões de tipo de pisada, já que a maioria dos participantes da amostra apresentou padrões de pisada em retropé e mediopé, com a pisada em antepé sendo rara. Além disso, no estudo o calçado não foi padronizado e diferentes tipos de calçados, com diferentes tipos de palmilhas, podem ter influenciado a magnitude das forças transmitidas entre o pé e a palmilha BeRun, visto que essa estava abaixo da palmilha do calçado. Portanto, áreas com pequenas pressões podem ter sido perdidas e picos de pressão podem ter sido diminuídos, e isso pode ter influenciado os achados referentes as corridas em velocidades mais altas (12 e 16 km/h). No estudo sobre a validade do OpenPose na análise 3D do movimento durante a corrida, as limitações estavam relacionadas ao número reduzido de câmeras utilizadas, ao posicionamento inadequado das mesmas e à ausência dos pontos-chave do tronco na reconstrução 3D do movimento da corrida, no OpenPose, que possivelmente influenciaram a cinemática do quadril e joelho.

Recomenda-se a condução de estudos futuros para abordar as limitações identificadas nesta tese. No caso do sistema BeRun, estudos subsequentes podem investigar como os padrões de pisada prescritos, particularmente aqueles que promovem a pisada em antepé, afetam a precisão das medições do tipo de pisada obtidas com a palmilha. Além disso, a padronização do tipo de calçado deve ser considerada para minimizar possíveis influências variáveis. Para a validação contínua do OpenPose na análise 3D do movimento durante a corrida, é recomendável realizar estudos adicionais. Esses estudos podem se concentrar em determinar o posicionamento ideal das câmeras, especialmente em cenários com recursos limitados de câmeras, para otimizar a precisão da reconstrução. Além disso, é crucial estabelecer o número mínimo de câmeras necessário para uma reconstrução 3D confiável da corrida com o OpenPose. Ainda, é essencial avaliar como a falta de pontos-chave no tronco afeta a precisão das medidas obtidas.

Em resumo, esta tese fornece uma visão valiosa sobre a validação e eficácia de instrumentos de menor custo na análise do movimento na corrida, bem como na intervenção e avaliação do retreinamento da corrida. Estas descobertas são cruciais para profissionais da saúde, treinadores e pesquisadores que buscam aprimorar a compreensão e o aprimoramento da biomecânica da corrida e o desenvolvimento de intervenções personalizadas.

REFERÊNCIAS

- ADAMS D, POZZI F, CARROLL A, ROMBACH A, ZENI J Jr. Validity and Reliability of a Commercial Fitness Watch for Measuring Running Dynamics. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2016 Jun;46(6):471-6. doi: 10.2519/jospt.2016.6391.
- AGRESTA, C.; BROWN, A. Gait Retraining for Injured and Healthy Runners Using Augmented Feedback: A Systematic Literature Review. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2015, 45, 576–584.
- ALEXANDER, J.L.N.; CULVENOR, A.G.; JOHNSTON, R.R.T.; EZZAT, A.M.; BARTON, C.J. Strategies to prevent and manage running-related knee injuries: A systematic review of randomised controlled trials. **Br. J. Sport. Med.** 2022, 56, 1307–1319.
- ALLEN, D.J.; HEISLER, H.; MOONEY, J.; KRING, R. The effect of step rate manipulation on foot strike pattern of long distance runners. **Int. J. Sport. Phys. Ther.** 2016, 11, 54–63.
- ALMEIDA, M.O.; DAVIS, I.S.; LOPES, A.D. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review with Meta-analysis. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2015, 45, 738–755.
- ALTMAN AR, DAVIS IS. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. **Gait Posture.** 2012 Feb; 35 (2):298-300. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.104.
- ANDERSON, L.M.; MARTIN, J.F.; BARTON, C.J.; BONANNO, D.R. What is the Effect of Changing Running Step Rate on Injury, Performance and Biomechanics? A Systematic Review and Meta-analysis. **Sport. Med.-Open** 2022, 8, 112.
- ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. **Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry**, p. 1–18, 1 fev. 1971. Disponível em: <<http://openurl.ingenta.com/content/xref?genre=article&issn=0099-1112&volume=81&issue=2&spage=103>>.
- BADIOLA-BENGOA, A.; MENDEZ-ZORRILLA, A. A Systematic Review of the Application of Camera-Based Human Pose Estimation in the Field of Sport and Physical Exercise. **Sensors**, v. 21, n. 18, p. 5996, 2021.
- BARTON, C.J.; BONANNO, D.R.; CARR, J.; NEAL, B.S.; MALLIARAS, P.; FRANKLYN-MILLER, A.; MENZ, H.B. Running retraining to treat lower limb injuries: A mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. **Br. J. Sport. Med.** 2016, 50, 513–526.

BAUMGARTNER, J.; GUSMER, R.; HOLLMAN, J.; FINNOFF, J.T. Increased stride-rate in runners following an independent retraining program: A randomized controlled trial. **Scand J. Med. Sci. Sport.** 2019, 29, 1789–1796.

BENNETT, J.E.; REINKING, M.F.; RAUH, M.J. The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. **Int. J. Sport. Phys. Ther.** 2012, 7, 267–278.

BINI RR, SERRANCOLI G, SANTIAGO PRP, PINTO A, MOURA F. Criterion validity of neural networks to assess lower limb motion during cycling. **J Sports Sci.** 2023 Jan;41(1):36-44. doi: 10.1080/02640414.2023.2194725.

BLAND JM, ALTMAN DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet.** 1986 Feb 8;1(8476):307-10. doi: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8. PMID: 2868172.

BOWSER, B.J.; FELLIN, R.; MILNER, C.E.; POHL, M.B.; DAVIS, I.S. Reducing Impact Loading in Runners: A One-Year Follow-up. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2018, 50, 2500–2506.

BRAMAH C, PREECE SJ, GILL N, HERRINGTON L. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? **Am J Sports Med.** Oct 2018;46(12):3023-3031. doi:10.1177/0363546518793657

BREDEWEG SW, KLUITENBERG B, BESSEM B, BUIST I. Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. **J Sci Med Sport.** 2013 May;16(3):205-10. doi: 10.1016/j.jsams.2012.08.002.

BUIST, I.; BREDEWEG, S.W.; BESSEM, B.; VAN MECHELEN, W.; LEMMINK, K.A.; DIERCKS, R.L. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. **Br. J. Sport. Med.** 2010, 44, 598–604.

BURNS GT, DENEWETH ZENDLER J, ZERNICKE RF. Validation of a wireless shoe insole for ground reaction force measurement. **J Sports Sci.** 2019 May;37(10):1129-1138. doi: 10.1080/02640414.2018.1545515.

CAPPOZZO A, CAPPELLO A, DELLA CROCE U, PENSALFINI F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. **IEEE Trans Biomed Eng.** 1997;44(12):1165-74.

CAPPOZZO A, CATANI F, CROCE UD, LEARDINI A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clin Biomech** (Bristol, Avon). 1995;10(4):171-8.

CAO Z., HIDALGO G., SIMON T., WEI S. E., SHEIKH Y., "OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation Using Part Affinity Fields," in **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. 43, no. 1, pp. 172-186, 1 Jan. 2021, doi: 10.1109/TPAMI.2019.2929257.

CATELLI DS, WESSELING M, JONKERS I, LAMONTAGNE M. A musculoskeletal model customized for squatting task. **Comput Methods Biomech Biomed Engin.** 2019 Jan; 22(1):21-24. doi: 10.1080/10255842.2018.1523396.

CHEN S., LACH J., LO B., YANG G., Toward pervasive gait analysis with wearable sensors: a systematic review, **IEEE J. Biomed. Health. Inf.** 206 (2016) 1521–1537.

CHEN X.; DAVIS J., Camera Placement Considering Occlusion for Robust Motion Capture, **Technical Report** CS-TR-2000-07, Stanford University, December 2000.

CHEUNG, R.T.; AN,W.W.; AU, I.P.; ZHANG, J.H.; CHAN, Z.Y.; MACPHAIL, A.J. Control of impact loading during distracted running before and after gait retraining in runners. **J. Sport. Sci.** 2018, 36, 1497–1501.

CHEUNG, R.T.; DAVIS, I.S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: A case series. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2011, 41, 914–919.

CHEUNG, R.T.H.; ZHANG, J.H.; CHAN, Z.Y.S.; AN, W.W.; AU, I.P.H.; MACPHAIL, A.; DAVIS, I.S. Shoe-mounted accelerometers should be used with caution in gait retraining. **Scand J. Med. Sci. Sport.** 2019, 29, 835–842.

CHING, E.; AN, W.W.; AU, I.P.H.; ZHANG, J.H.; CHAN, Z.Y.S.; SHUM, G.; CHEUNG, R.T.H. Impact Loading During Distracted Running Before and After Auditory Gait Retraining. **Int. J. Sport. Med.** 2018, 39, 1075–1080.

CHUTER, V.H.; JANSE DE JONGE, X.A. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. **Gait Posture** 2012, 36, 7–15.

CLANSEY, A.C.; HANLON, M.; WALLACE, E.S.; NEVILL, A.; LAKE, M.J. Influence of tibial shock feedback training on impact loading and running economy. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2014, 46, 973–981.

COHEN J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences.** 2^a ed. Mahwah: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.

COLYER, S. L., EVANS, M., COSKER, D. P. & SALO, A. I. T. A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system. **Sports Med. Open** [https:// doi. org/ 10. 1186/ s40798- 018- 0139-y](https://doi.org/10.1186/s40798-018-0139-y) (2018).

CORAZZA, S., MUNDERMANN, L., CHAUDHARI, A.M., DEMATTIO, T., COBELLI, C., ANDRIACCHI, T. P., A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: Visual hull and simulated annealing approach. **Ann. Biomed. Eng.** 34 (6), 1019–1029. 2006. <https://doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>.

CREABY, M.W.; FRANETTOVICH SMITH, M.M. Retraining running gait to reduce tibial loads with clinician or accelerometry guided feedback. **J. Sci. Med. Sport.** 2016, 19, 288–292.

CROWELL, H.P.; DAVIS, I.S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. **Clin. Biomech.** 2011, 26, 78–83.

CROWELL, H.P.; MILNER, C.E.; HAMILL, J.; DAVIS, I.S. Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2010, 40, 206–213.

DAOUD AI, GEISSLER GJ, WANG F, SARETSKY J, DAOUD YA, LIEBERMAN DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. **Med Sci Sports Exerc.** 2012 Jul;44(7):1325-34. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182465115.

DA SILVA NETO, W.C.; LOPES, A.D.; RIBEIRO, A.P. Gait Retraining with Visual Biofeedback Reduces Rearfoot Pressure and Foot Pronation in Recreational Runners. **J. Sport Rehabil.** 2022, 31, 165–173.

DAVIS, I.; BOWSER, B.; MULLINEAUX, D. Do impacts cause running injuries? A prospective investigation. In **Proceedings of the American Society of Biomechanics Meeting, Providence, RI, USA**, 10 August 2010.

DAVIS, I.; MILNER, C.E.; HAMILL, J. Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2004, 36, S58.

DAVIS, I.S.; FUTRELL, E. Gait Retraining: Altering the Fingerprint of Gait. **Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.** 2016, 27, 339–355.

DAVIS IS, TENFORDE AS, NEAL BS, ROPER JL, WILLY RW. Gait Retraining as an Intervention for Patellofemoral Pain. **Curr Rev Musculoskelet Med.** 2020 Feb;13(1):103-114. doi: 10.1007/s12178-020-09605-3.

de ALMEIDA, M.O.; SARAGIOTTO, B.T.; YAMATO, T.P.; LOPES, A.D. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? **Phys. Ther. Sport.** 2015, 16, 29–33.

de FONTENAY BP, ROY JS, DUBOIS B, BOUYER L, ESCULIER JF. Validating commercial wearable sensors for running gait parameters estimation. **IEEE Sensors Journal.** 2020 Mar 23;20(14):7783-91.

DeJONG AF, HERTEL J. Validation of Foot-Strike Assessment Using Wearable Sensors During Running. **J Athl Train.** 2020 Dec 1;55(12):1307-1310. doi: 10.4085/1062-6050-0520.19.

DIEBAL, A.R.; GREGORY, R.; ALITZ, C.; GERBER, J.P. Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. **Am. J. Sport. Med.** 2012, 40, 1060–1067.

DIFIORI JP, BENJAMIN HJ, BRENNER JS, GREGORY A, JAYANTHI N, LANDRY GL, LUKE A. Overuse injuries and burnout in youth sports: a position statement from the American Medical Society for Sports Medicine. **Br J Sports Med.** 2014 Feb;48(4):287-8. doi: 10.1136/bjsports-2013-093299.

DORST, L.M.; PELEGRINELLI, A.R.M.; CRUZ FILHO, E.G.; MYSZYNSKI, G.L.; CIMONETTI, V.; MOURA, F.A.; BINI, R.R. Validação de palmilhas instrumentadas de pressão na determinação da cadência e tipo de pisada na corrida: estudo preliminar. XIX Congresso Brasileiro de Biomecânica – Belo Horizonte – MG. **Brazilian Journal of Motor Behavior (BJMB)** – Vol 15 No 4 (2021): Supplement: 179. ISSN 2446-4902.

DOWLING, G.J.; MURLEY, G.S.; MUNTEANU, S.E.; SMITH, M.M.; NEAL, B.S.; GRIFFITHS, I.B.; BARTON, C.J.; COLLINS, N.J. Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review. **J. Foot Ankle Res.** 2014, 7, 53.

DOWNES, M.J.; BRENNAN, M.L.; WILLIAMS, H.C.; DEAN, R.S. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). **BMJ Open.** 2016, 6, e011458.

DOYLE, E.; DOYLE, T.L.A.; BONACCI, J.; FULLER, J.T. The Effectiveness of Gait Retraining on Running Kinematics, Kinetics, Performance, Pain, and Injury in Distance Runners: A Systematic Review with Meta-analysis. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2022, 52, 192-A5.

DUDLEY RI, PAMUKOFF DN, LYNN SK, KERSEY RD, NOFFAL GJ. A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross country runners. **Hum Mov Sci.** 2017 Apr; 52:197-202. doi: 10.1016/j.humov.2017.02.007.

ESCULIER, J.F.; SILVINI, T.; BOUYER, L.J.; ROY, J.S. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. **Phys. Ther. Sport.** 2018, 29, 108–112.

FAUL F, ERDFELDER E, LANG AG, BUCHNER A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods.** 2007 May;39(2):175-91. doi: 10.3758/bf03193146. PMID: 17695343.

FEREYDOUNNIA S, SHADMEHR A, SALEMI P, AMIRI S. Comparison of ROM, perceived tightness, and kinetic variables during balance, walking, and running tasks in athletes with and without hamstring tightness using sensor insoles. **Sport Sci Health.** 2022. <https://doi.org/10.1007/s11332-021-00873-1>.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. Tracking soccer players aiming their kinematical motion analysis. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 101, n. 2, p. 122–135, fev. 2006a. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1077314205001293>>.

FOLLAND JP, ALLEN SJ, BLACK MI, HANDSAKER JC, FORRESTER SE. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. **Med Sci Sports Exerc.** Jul 2017;49(7):1412-1423. doi:10.1249/MSS.0000000000001245

FRANCIS, P.; WHATMAN, C.; SHEERIN, K.; HUME, P.; JOHNSON, M.I. The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. **J. Sport. Sci. Med.** 2019, 18, 21–31.

FRANKLYN-MILLER, A.; ROBERTS, A.; HULSE, D.; FOSTER, J. Biomechanical overload syndrome: Defining a new diagnosis. **Br. J. Sport. Med.** 2014, 48, 415–416.

FREDERICSON, M.; MISRA, A.K. Epidemiology and a etiology of marathon running injuries. **Sport. Med.** 2007, 37, 437–439.

FURLAN, A.D.; PENNICK, V.; BOMBARDIER, C.; VAN TULDER, M.; Editorial Board, Cochrane Back Review Group. 2009 updated method guidelines for systematic reviews in the Cochrane Back Review Group. **Spine** 2009, 34, 1929–1941.

FUTRELL EE, JAMISON ST, TENFORDE AS, DAVIS IS. Relationships between Habitual Cadence, Footstrike, and Vertical Load Rates in Runners. **Med Sci Sports Exerc.** 2018 Sep;50(9):1837-1841. doi: 10.1249/MSS.0000000000001629.

FYOCK M, CORTES N, HULSE A, MARTIN J. Gait Retraining With Real-Time Visual Feedback to Treat Patellofemoral Pain in Adult Recreational Runners: A Critically Appraised Topic. **J Sport Rehabil.** 2019 Nov 7;29(5):675-679. doi: 10.1123/jsr.2019-0094.

GHORBANI F., HEIDARIMOGHADAM R., KARAMI M., FATHI K., MINASIAN V., BAHRAM M.E.. The effect of six-week aerobic training program on cardiovascular fitness, body composition and mental health among female students. **J Res Health Sci** 2014; 14:264–7.

GORTON GE 3rd, HEBERT DA, GANNOTTI ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. **Gait Posture.** 2009 Apr;29(3):398-402. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.060.

GOSS, D.L.; WATSON, D.J.; MILLER, E.M.; WEART, A.N.; SZYMANEK, E.B.; FREISINGER, G.M. Wearable Technology May Assist in Retraining Foot Strike Patterns in Previously Injured Military Service Members: A Prospective Case Series. **Front. Sport. Act. Living** 2021, 3, 630937.

HABERKAMP LD, GARCIA MC, BAZETT-JONES DM. Validity of an artificial intelligence, human pose estimation model for measuring single-leg squat kinematics. **J Biomech.** 2022 Nov; 144:111333. doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111333.

HAN H, KIM H, SUN W, MALASKA M, MILLER B. Validation of wearable activity monitors for real-time cadence. **J Sports Sci.** 2020 Feb;38(4):383-389. doi: 10.1080/02640414.2019.1702281.

HARRISON, K.; THAKKAR, B.; KWON, Y.U.; CROSSWELL, G.; MORGAN, J.; WILLIAMS, D.S.B., 3rd. Kinematic predictors of loading during running differ by demographic group. **Phys. Ther. Sport.** 2018, 32, 221–226.

HEIDERSCHEIT, B.C.; CHUMANOV, E.S.; MICHALSKI, M.P.; WILLE, C.M.; RYAN, M.B. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2011, 43, 296–302.

- HENSLEY CP, MILLICAN D, HAMILTON N, YANG A, LEE J, CHANG AH. Video-Based Motion Analysis Use: A National Survey of Orthopedic Physical Therapists. **Phys Ther.** Sep 28 2020;100(10):1759-1770.doi:10.1093/ptj/pzaa125
- HESPANHOL JUNIOR, L.C.; PILLAY, J.D.; VAN MECHELEN, W.; VERHAGEN, E. Meta-Analyses of the Effects of Habitual Running on Indices of Health in Physically Inactive Adults. **Sport. Med.** 2015, 45, 1455–1468.
- HOBARA, H.; SATO, T.; SAKAGUCHI, M.; SATO, T.; NAKAZAWA, K. Step frequency and lower extremity loading during running. **Int. J.Sport. Med.** 2012, 33, 310–313.
- HOFFMAN MD, HOFFMAN DR. Exercisers achieve greater acute exercise-induced mood enhancement than nonexercisers. **Arch Phys Med Rehabil.** 2008 Feb;89(2):358-63. doi: 10.1016/j.apmr.2007.09.026.
- HRELJAC, A.; MARSHALL, R.N.; HUME, P.A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2000, 32, 1635–1641.
- HUANG, Y.; XIA, H.; CHEN, G.; CHENG, S.; CHEUNG, R.T.H.; SHULL, P.B. Foot strike pattern, step rate, and trunk posture combined gait modifications to reduce impact loading during running. **J. Biomech.** 2019, 86, 102–109.
- JOHNSON CD, OUTERLEYS J, DAVIS IS. Agreement Between Sagittal Foot and Tibia Angles During Running Derived From an Open-Source Markerless Motion Capture Platform and Manual Digitization. **J Appl Biomech.** 2022 Apr 1;38(2):111-116. doi: 10.1123/jab.2021-0323.
- KANKO RM, LAENDE EK, DAVIS EM, SELBIE WS, DELUZIO KJ. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. **J Biomech.** 2021; 127:110665. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110665
- KING, D. L.; McCARTNEY, M.; TRIHY, E. Initial contact and toe off event identification for rearfoot and non-rearfoot strike pattern treadmill running at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 90, p. 119–122, 2019.
- KOLDENHOVEN R.M., HERTEL J.. Validation of a Wearable Sensor for Measuring Running Biomechanics. **Digit Biomark** 2018; 2:74–78
- KOO TK, LI MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **J Chiropr Med.** 2016 Jun;15(2):155-63. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012. Erratum in: J Chiropr Med. 2017 Dec;16(4):346.
- LANDIS, J.R.; KOCH, G.G. "The measurement of observer agreement for categorical data". **Biometrics** 33 (1): 159–174; 1977.
- LAVIE C.J., LEE D.C., SUI X., ARENA R., O'KEEFE J.H., TIMOTHY I., MILANI R.V., BLAIR S.N.. Effects of running on chronic diseases and cardiovascular and all-cause mortality. **Mayo Clin Proc.** 2015; 90(11):1541–1552.

LEE DC, PATE RR, LAVIE CJ, SUI X, CHURCH TS, BLAIR SN. Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk. **J Am Coll Cardiol.** 2014 Aug 5;64(5):472-81. doi: 10.1016/j.jacc.2014.04.058. Erratum in: J Am Coll Cardiol. 2014 Oct 7;64(14):1537.

LENHART, R.L.; SMITH, C.R.; VIGNOS, M.F.; KAISER, J.; HEIDERSCHEIT, B.C.; THELEN, D.G. Influence of step rate and quadriceps load distribution on patellofemoral cartilage contact pressures during running. **J. Biomech.** 2015, 48, 2871–2878.

LENHART, R.L.; THELEN, D.G.; WILLE, C.M.; CHUMANOV, E.S.; HEIDERSCHEIT, B.C. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2014, 46, 557–564.

LEPORACE G, METSAVAHT L, GONZALEZ FF, ARCANJO DE JESUS F, MACHADO M, CELINA GUADAGNIN E, GOMES-NETO M. Validity and reliability of two-dimensional video-based assessment to measure joint angles during running: A systematic review and meta-analysis. **J Biomech.** 2023 Aug;157:111747. doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111747.

LETAFATKAR, A.; RABIEI, P.; FARIVAR, N.; ALAMOUTI, G. Long-term efficacy of conditioning training program combined with feedback on kinetics and kinematics in male runners. **Scand J. Med. Sci. Sport.** 2020, 30, 429–441.

LIEBERMAN, D.E.; VENKADESAN, M.; WERBEL, W.A.; DAOUD, A.I.; D'ANDREA, S.; DAVIS, I.S.; MANG'ENI, R.O.; PITSILADIS, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature** 2010, 463, 531–535.

LIEBERMAN, D.E.; WARRENER, A.G.; WANG, J.; CASTILLO, E.R. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. **J. Exp. Biol.** 2015, 218 Pt 21, 3406–3414.

LOPES, A.D.; HESPANHOL JÚNIOR, L.C.; YEUNG, S.S.; COSTA, L.O. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. **Sport. Med.** 2012, 42, 891–905.

LORIMER, A.V.; HUME, P.A. Achilles tendon injury risk factors associated with running. **Sport. Med.** 2014, 44, 1459–1472.

LUCZAK, T., BURCH, R., LEWIS, E., CHANDER, H., & BALL, J. State-of-the-art review of athletic wearable technology: What 113 strength and conditioning coaches and athletic trainers from the USA said about technology in sports. **International Journal of Sports Science & Coaching**, (2020) 15(1), 26–40. <https://doi.org/10.1177/1747954119885244>

MASON R, PEARSON LT, BARRY G, YOUNG F, LENNON O, GODFREY A, STUART S. Wearables for Running Gait Analysis: A Systematic Review. **Sports Med.** 2023 Jan;53(1):241-268. doi: 10.1007/s40279-022-01760-6.

MATHIS, A., MAMIDANNA, P., CURY, K.M., ABE, T., MURTHY, V.N., MATHIS, M.W. E BETHGE, M. DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning. **Nat Neurosci.** 2018; 21(9): 1281- 1289. doi:10.1038/s41593-018-0209-y

MATIJEVICH ES, BRANSCOMBE LM, SCOTT LR, ZELIK KE. Ground reaction force metrics are not strongly correlated with tibial bone load when running across speeds and slopes: Implications for science, sport and wearable tech. **PLoS ONE** 2019, 14(1): e0210000. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210000>

MEHTA, D., SOTNYCHENKO, O., MUELLER, F., XU, W., ELGHARIB, M., FUA, P., SEIDEL, H.P., RHODIN, H., PONS-MOLL, G. E THEOBALT, C., XNect: real-time multi-person 3D motion capture with a single RGB camera. **Acm T Graphic.** 2020; 39(4): 1- 82. doi:10.1145/3386569.3392410

MERCER, J.A.; DEVITA, P.; DERRICK, T.R.; BATES, B.T. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2003, 35, 307–313.

MESSIER, S.P.; MARTIN, D.F.; MIHALKO, S.L.; IP, E.; DEVITA, P.; CANNON, D.W.; LOVE, M.; BERINGER, D.; SALDANA, S.; FELLIN, R.E.; et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). **Am. J. Sport. Med.** 2018, 46, 2211–2221.

MILLER, E.M.; CROWELL, M.S.; MORRIS, J.B.; MASON, J.S.; ZIFCHOCK, R.; GOSS, D.L. Gait Retraining Improves Running Impact Loading and Function in Previously Injured, U.S. Military Cadets: A Pilot Study. **Mil. Med.** 2021, 186, e1077–e1087.

MILLER, JR, VAN HOOREN B, BISHOP C, BUCKLEY JD, WILLY RW, FULLER JT. A Systematic Review and Meta-Analysis of Crossover Studies Comparing Physiological, Perceptual and Performance Measures Between Treadmill and Overground Running. **Sports Med.** 2019 May;49(5):763-782. doi: 10.1007/s40279-019-01087-9.

MILNER, C.E.; FERBER, R.; POLLARD, C.D.; HAMILL, J.; DAVIS, I.S. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2006, 38, 323–328.

MILNER CE, PAQUETTE MR. A kinematic method to detect foot contact during running for all foot strike patterns. **J Biomech.** 2015 Sep 18;48(12):3502-5. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.036.

MOORE IS, JONES AM, DIXON SJ. Mechanisms for improved running economy in beginner runners. **Med Sci Sports Exerc.** Sep 2012;44(9):1756-63. doi:10.1249/MSS.0b013e318255a727

MORRIS, J.B.; GOSS, D.L.; MILLER, E.M.; DAVIS, I.S. Using real-time biofeedback to alter running biomechanics: A randomized controlled trial. **Transl. Sport. Med.** 2020, 3, 63–71.

MÜNDERMANN, L., CORAZZA, S., ANDRIACCHI, T.P., The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. **J. Neuro Eng. Rehabil.** 3 (1), 1–11. 2006.

MUNEA, T. L.; JEMBRE, Y. Z.; WELDEGEBRIEL, H. T.; CHEN, L.; HUANG, C.; YANG, C. The Progress of Human Pose Estimation: A Survey and Taxonomy of Models Applied in 2D Human Pose Estimation. **IEEE Access**, v. 8, p. 133330–133348, 2020. <<https://ieeexplore.ieee.org/document/9144178/>>.

MUSGJERD, T.; ANASON, J.; RUTHERFORD, D.; KERNOZEK, T.W. Effect of Increasing Running Cadence on Peak Impact Force in an Outdoor Environment. **Int. J. Sport. Phys. Ther.** 2021, 16, 1076–1083.

NAPIER, C.; COCHRANE, C.K.; TAUNTON, J.E.; HUNT, M.A. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: A systematic review. **Br. J. Sport. Med.** 2015, 49, 1382–1388.

NAPIER, C.; MACLEAN, C.L.; MAURER, J.; TAUNTON, J.E.; HUNT, M.A. Kinematic Correlates of Kinetic Outcomes Associated with Running-Related Injury. **J. Appl. Biomech.** 2019, 35, 123–130.

NATH T, MATHIS A, CHEN AC, PATEL A, BETHGE M, MATHIS MW. Using DeepLabCut for 3D markerless pose estimation across species and behaviors. **Nat Protoc.** 2019; 14(7): 2152- 2176. doi:10.1038/s41596-019-0176-0

NEAL, B.S.; BARTON, C.J.; GALLIE, R.; O'HALLORAN, P.; MORRISSEY, D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. **Gait Posture** 2016, 45, 69–82.

NEAL, B.S.; GRIFFITHS, I.B.; DOWLING, G.J.; MURLEY, G.S.; MUNTEANU, S.E.; FRANETTOVICH SMITH, M.M.; COLLINS, N.J.; BARTON, C.J. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review and meta-analysis. **J. Foot Ankle Res.** 2014, 7, 55.

NEEDHAM, L., EVANS, M., COSKER, D.P., WADE, L., MCGUIGAN, P.M., BILZON, J.L. AND COLYER, S.L., The accuracy of several pose estimation methods for 3D joint Centre localisation. **Sci Rep.** 2021; 11(1): 1- 11. doi:10.1038/s41598-021-00212-x

NEEDHAM L., EVANS M., WADE L., COSKER D. P., MCGUIGAN M. P., BILZON J. L., COLYER S. L., The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow, **Journal of Biomechanics**, Volume 144, 2022, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111338>.

NIGG, B.M.; COLE, G.K.; BRUGGEMANN, G.P. Impact forces during heel-toe running. **J. Appl. Biomech.** 1995, 11, 407–432.

NOEHREN, B.; HAMILL, J.; DAVIS, I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2013, 45, 1120–1124.

NOEHREN, B.; POHL, M.B.; SANCHEZ, Z.; CUNNINGHAM, T.; LATTERMANN, C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. **Clin. Biomech.** 2012, 27, 366–371.

NOEHREN B, SCHOLZ J, DAVIS I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Br J Sports Med.** 2011 Jul;45(9):691-6. doi: 10.1136/bjsm.2009.069112.

NORRIS M., ANDERSON R., KENNY I.C.. Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review. **Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol.** SAGE Publications Sage UK: London, England; 2014;228: 3–15.

NUNNS M, HOUSE C, FALLOWFIELD J, ALLSOPP A, DIXON S. Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. **J Biomech.** 2013 Oct 18;46(15):2603-10. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.08.009.

ONG, A.; HARRIS, I. S.; HAMILL, J. The efficacy of a video-based marker-less tracking system for gait analysis. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 20, n. 10, p. 1089–1095, 27 jul. 2017. <<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1334768>>.

OSIS ST, HETTINGA BA, MACDONALD S, FERBER R. Effects of Simulated Marker Placement Deviations on Running Kinematics and Evaluation of a Morphometric-Based Placement Feedback Method. **PLoS One.** 2016 Jan 14;11(1):e0147111. doi: 10.1371/journal.pone.0147111.

OTA M, TATEUCHI H, HASHIGUCHI T, ICHIHASHI N. Verification of validity of gait analysis systems during treadmill walking and running using human pose tracking algorithm. **Gait & Posture.** 2021 Mar 1;85:290-7.

PETROVIC-OGGIANO G, DAMJANOV V, GURINOVIC M, GLIBETIC M. Physical activity in prevention and reduction of cardiovascular risk. **Med Pregl** 2010; 63:200–7.

PHANPHO, C.; RAO, S.; MOFFAT, M. Immediate effect of visual, auditory and combined feedback on foot strike pattern. **Gait Posture** 2019, 74, 212–217.

PIZZOLATO, C.; REGGIANI, M.; SAXBY, D.J.; CESERACCIU, E.; MODENESE, L.; LLOYD, D.G. Biofeedback for Gait Retraining Based on Real-Time Estimation of Tibiofemoral Joint Contact Forces. **IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.** 2017, 25, 1612–1621.

POHL MB, LLOYD C, FERBER R. Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? **Gait Posture.** 2010 Oct;32(4):559-63. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.020.

PORTNEY L.G. **Measurement revisited: reliability and validity statistics. Foundations of Clinical Research: Applications to Evidence-Based Practice**, 4e. McGraw Hill. (2020). <https://fadavispt.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2885§ionid=243184752>

PREECE SJ, BRAMAH C, MASON D. The biomechanical characteristics of high-performance endurance running. **Eur J Sport Sci.** Jul 2019;19(6):784-792. doi:10.1080/17461391.2018.1554707

PRICE, C, PARKER, D, NESTER, C. Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. **Gait & posture**, v. 46, p. 69-74, 2016.

REINKING MF, DUGAN L, RIPPLE N, ET al. Reliability of Two-Dimensional Video-Based Running Gait Analysis. **Int J Sports Phys Ther.** Jun 2018;13(3):453-461.

RYAN, M.B.; MACLEAN, C.L.; TAUNTON, J.E. A review of anthropometric, biomechanical, neuromuscular and training related factors associated with injury in runners. **Int. J. Sport. Med.** 2006, 7, 120–137.

SATTERTHWAITE, P.; NORTON, R.; LARMER, P.; ROBINSON, E. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. **Br. J. Sport. Med.** 1999, 33, 22–26.

SCHNOHR P., MAROTT J.L., LANGE P., JENSEN G.B., Longevity in male and female joggers: the Copenhagen City Heart Study. **Am J Epidemiol.** 2013; 177: 683-689.

SELLÉS-PÉREZ, S.; EZA-CASAJÚS, L.; FERNÁNDEZ-SÁEZ, J.; MARTÍNEZ-MORENO, M.; CEJUELA, R. Using Musical Feedback Increases Stride Frequency in Recreational Runners. **Int. J. Environ. Res. Public Health** 2022, 19, 3870.

SHEERIN, K.R.; REID, D.; TAYLOR, D.; BESIÉ, T.F. The effectiveness of real-time haptic feedback gait retraining for reducing resultant tibial acceleration with runners. **Phys. Ther. Sport.** 2020, 43, 173–180.

SHULL, P.B.; JIRATTIGALACHOTE, W.; HUNT, M.A.; CUTKOSKY, M.R.; DELP, S.L. Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. **Gait Posture** 2014, 40, 11–19.

SLEMBROUCK, M., LUONG, H., GERLO, J., SCHÜTTE, K., VAN CAUWELAERT, D., DE CLERCQ, D., VANWANSEEELE, B., VEELAERT, P. E PHILIPS, W., Multiview 3D markerless human pose estimation from Openpose skeletons. **Springer**; 2020: 166-178.

SOUZA RB. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. **Phys Med Rehabil Clin N Am.** Feb 2016;27(1):217-36. doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006

STÖGGL T, MARTINER A. Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. **J Sports Sci.** 2017 Jan;35(2):196-206. doi: 10.1080/02640414.2016.1161205.

STOLTENBERG, B.E.; MILLER, E.M.; DOLBEER, J.A.; PICKENS, B.B.; GOSS, D.L. Validity of an instrumented sock and on-shoe sensor to provide biometric feedback to runners. **Footwear Sci.** 2019, 11, 147–152.

TAO W., LIU T., ZHENG R., FENG H., Gait analysis using wearable sensors, **Sens.** 122 (2012) 2255–2283.

TAUNTON, J.E.; RYAN, M.B.; CLEMENT, D.B.; MCKENZIE, D.C.; LLOYD-SMITH, D.R.; ZUMBO, B.D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br. J. Sport. Med.** 2002, 36, 95–101.

VAN DEN BERGHE, P.; DERIE, R.; BAUWENS, P.; GERLO, J.; SEGERS, V.; LEMAN, M.; DE CLERCQ, D. Reducing the peak tibial acceleration of running by music-based biofeedback: A quasi-randomized controlled trial. **Scand J. Med. Sci. Sport.** 2022, 32, 698–709.

VAN DEN NOORT, J.C.; STEENBRINK, F.; ROELES, S.; HARLAAR, J. Real-time visual feedback for gait retraining: Toward application in knee osteoarthritis. **Med. Biol. Eng. Comput.** 2015, 53, 275–286.

VAN GENT, R.N.; SIEM, D.; VAN MIDDELKOOP, M.; VAN OS, A.G.; BIERMAZEINSTRA, S.M.; KOES, B.W. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. **Br. J. Sport. Med.** 2007, 41, 469–480; Discussion 480.

VAN HOOREN B, FULLER JT, BUCKLEY JD, MILLER JR, SEWELL K, RAO G, BARTON C, BISHOP C, WILLY RW. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. **Sports Med.** 2020 Apr;50(4):785-813. doi: 10.1007/s40279-019-01237-z.

VAN HOOREN B, GOUDSMIT J, RESTREPO J, VOS S. Real-time feedback by wearables in running: Current approaches, challenges and suggestions for improvements. **J Sports Sci.** Jan 2020; 38 (2): 214-230. doi:10.1080/02640414.2019.1690960

VAN HOOREN B, PECASSE N, MEIJER K, ESSERS JMN. The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. **Scand J Med Sci Sports.** 2023 Jan 21. doi: 10.1111/sms.14319

VAN TULDER, M.; FURLAN, A.; BOMBARDIER, C.; BOUTER, L.; Editorial Board of the Cochrane Collaboration Back Review Group. Updated method guidelines for systematic reviews in the cochrane collaboration back review group. **Spine** 2003, 28, 1290–1299.

V3D Composite Pelvis. 2016. Disponível em: <https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/V3D_Composite_Pelvis>.

WEICH C, VIETEN MM, JENSEN RL. Transient Effect at the Onset of Human Running. **Biosensors (Basel).** 2020 Sep 8;10(9):117. doi: 10.3390/bios10090117.

Wenzel T. Open hardware: From DIY trend to global transformation in access to laboratory equipment. **PLoS Biol** 21(1): e3001931. 2023. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.3001931>

WILLE, C.M.; LENHART, R.L.; WANG, S.; THELEN, D.G.; HEIDERSCHEIT, B.C. Ability of sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.** 2014, 44, 825–830.

WILLIAMS, D.S., 3RD; GREEN, D.H.; WURZINGER, B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. **Int. J. Sport. Phys. Ther.** 2012, 7, 525–532.

WILLIAMS, P.T., & THOMPSON, P. D.. Walking versus running for hypertension, cholesterol, and diabetes mellitus risk reduction. **Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology**, 33(5), 1085-1091. (2013).

WILLIAMS P.T. Reduced total and cause-specific mortality from walking and running in diabetes. **Med Sci Sports Exerc** 2014; 46: 933–9.

WILLWACHER, S.; KURZ, M.; ROBBIN, J.; THELEN, M.; HAMILL, J.; KELLY, L.; MAI, P. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. **Sport. Med.** 2022, 52, 1863–1877.

WILLY, R.W.; BUCHENIC, L.; ROGACKI, K.; ACKERMAN, J.; SCHMIDT, A.; WILLSON, J.D. In-field gait retraining and mobile monitoring to address running biomechanics associated with tibial stress fracture. **Scand J. Med. Sci. Sport.** 2016, 26, 197–205.

WILLY R.W., DAVIS I.S. Varied response to mirror gait retraining of gluteus medius control, hip kinematics, pain, and function in 2 female runners with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2013 Dec;43(12):864-74. doi: 10.2519/jospt.2013.4516.

WILLY R.W. Innovations and pitfalls in the use of wearable devices in the prevention and rehabilitation of running related injuries. **PhysTher Sport.** 2018;29: 26–33.

WILLY, R.W.; MANAL, K.T.; WITVROUW, E.E.; DAVIS, I.S. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2012, 44, 2165–2171.

WINTER D. A. Kinematics. In: **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** p. 13–58. 2005.

WOOD, C.M.; KIPP, K. Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. **J. Biomech.** 2014, 47, 1739–1741.

YE RZ, SUBRAMANIAN A, DIEDRICH D, LINDROTH H, PICKERING B, HERASEVICH V. Effects of Image Quality on the Accuracy Human Pose Estimation and Detection of Eye Lid Opening/Closing Using Openpose and DLib. **Journal of Imaging.** 2022; 8(12):330. <https://doi.org/10.3390/jimaging8120330>

ZAGO M, LUZZAGO M, MARANGONI T, DE CECCO M, TARABINI M, GALLI M. 3D Tracking of Human Motion Using Visual Skeletonization and Stereoscopic Vision. **Front Bioeng Biotechnol.** 2020 Mar 5;8:181. doi: 10.3389/fbioe.2020.00181.




ZHANG, J.H.; CHAN, Z.Y.; AU, I.P.; AN, W.W.; SHULL, P.B.; CHEUNG, R.T. Transfer Learning Effects of Biofeedback Running Retraining in Untrained Conditions. **Med. Sci. Sport. Exerc.** 2019, 51, 1904–1908.

ZHANG Z, ZHAO R, LIU E, YAN K, MA Y. A Convenient Calibration Method for LRF-Camera Combination Systems Based on a Checkerboard. **Sensors (Basel).** 2019 Mar 15;19(6):1315. doi: 10.3390/s19061315.

APÊNDICE A

Review

Effectiveness of Lower-Cost Strategies for Running Gait Retraining: A Systematic Review

Lissandro M. Dorst ¹, Vitor Cimonetti ¹, Jefferson R. Cardoso ², Felipe A. Moura ³ and Rodrigo R. Bini ^{4,*}¹ Laboratory of Applied Biomechanics, State University of Londrina, Londrina 86057-970, Brazil² Laboratory of Biomechanics and Clinical Epidemiology, PAIFIT Research Group, State University of Londrina, Londrina 86057-970, Brazil³ Laboratory of Applied Biomechanics, Sport Sciences Department, State University of Londrina, Londrina 86057-970, Brazil⁴ Rural Health School, La Trobe University, Bendigo, VIC 3550, Australia

* Correspondence: r.bini@latrobe.edu.au

Abstract: The effectiveness of lower-cost equipment used for running gait retraining is still unclear. The objective of this systematic review was to evaluate the effectiveness of lower-cost equipment used in running gait retraining in altering biomechanical outcomes that may be associated with injuries. The literature search included all documents from MEDLINE, Web of Science, CINAHL, SPORTDiscus, and Scopus. The studies were assessed for risk of bias using an evaluation tool for cross-sectional studies. After screening 2167 initial articles, full-text screening was performed in 42 studies, and 22 were included in the systematic review. Strong evidence suggested that metronomes, smartwatches, and digital cameras are effective in running gait retraining programs as tools for intervention and/or evaluation of results when altering step cadence and foot strike patterns. Strong evidence was found on the effectiveness of accelerometers in interventions with feedback to reduce the peak positive acceleration (PPA) of the lower leg and/or footwear while running. Finally, we found a lack of studies that exclusively used lower-cost equipment to perform the intervention/assessment of running retraining.

Keywords: biomechanics; runners; feedback; cadence; foot strike pattern

check for updates

Citation: Dorst, L.M.; Cimonetti, V.; Cardoso, J.R.; Moura, F.A.; Bini, R.R.

Effectiveness of Lower-Cost

Strategies for Running Gait

Retraining: A Systematic Review.

Appl. Sci. **2023**, *13*, 1376. <https://doi.org/10.3390/app13031376>

Academic Editors: Paola Pierleoni, Alberto Belli and Sara Raggiunto

Received: 1 December 2022

Revised: 16 January 2023

Accepted: 17 January 2023

Published: 20 January 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

The number of people who run has increased in recent years due to the associated health benefits, accessibility, and low cost, making it one of the most popular forms of exercise [1]. However, due to the repetitive nature, overuse injuries are common. Studies suggest that between 42.7% and 79% of runners experience an injury in any given year [2–4].

The etiology of running injuries is known to be multifactorial in nature and includes intrinsic (advanced age, higher body mass index, history of previous injury, discrepancy in limb length, abnormal anatomical alignment and foot posture, altered foot load patterns, individual abilities, and cognitive properties) and extrinsic (ground surface, footwear, and training load) factors [5–14]. Common running injuries include plantar fasciopathy, Achilles tendinopathy, medial tibial stress syndrome, patellofemoral pain, iliotibial band syndrome, patellar tendinopathy, tibial stress fracture, hamstring injury including proximal tendinopathy, and gluteal tendinopathy [2,15,16].

Several strategies for the prevention and treatment of running injuries are applied by coaches and runners themselves; these include stretching, warming up, technical training, and changing the running technique (called retraining) to reduce the load on certain muscle groups and joints [17]. Biomechanical studies have extensively examined running retraining strategies that include changes in the step cadence, stride length, distance between the heel and the center of mass at the initial foot contact with the ground, duration of flight phase, foot strike pattern, hip and knee movement, trunk position, step width, and impact load

variables, among others; these studies also reported changes in the variables of kinematics, kinetics, and electromyography [18]. In this sense, several studies have documented the alterations in running mechanics in runners who develop injuries such as excessive pronation of the foot [19,20], accentuated hip adduction [21], increased internal hip rotation, contralateral pelvic drop, and a reduction in the peak hip flexion, among others [22].

In recent years, studies have proposed changes to running techniques (i.e., movement) through running retraining with feedback in order to reduce impact loads (force applied to the skeleton when contact with the ground occurs) as a way to reduce injury risk [23–32]. Outcome measures concentrated on determining the effectiveness of running retraining using visual and/or auditory feedback in real time to modify kinematics and kinetics during running [22,33–36]. The step rate was shown to significantly reduce impact forces in long-distance runners with an increase of only 5% in step cadence [24]. The study identified that by increasing the step rate, kinematic variables such as the step length, vertical oscillation of the center of mass, and angle of inclination of the foot were reduced. The reductions in these variables were associated with decreased impact forces that could theoretically reduce the risk of injuries. Other authors supported a reduction in impact forces by increasing the cadence or rate of steps [37–39]. Increasing step cadence with a proportional reduction in the stride length at a constant speed has been shown to facilitate a reduction in foot inclination angles and impact forces. This decreases the number of initial contacts on the ground by the hindfoot during the step [37,39,40]. In this sense, some studies analyzed the change in the strike pattern and proposed a shift from stepping on the rearfoot to stepping on the middle or forefoot because the impact forces on the knees and hips are typically higher for heel striking compared to midfoot or forefoot striking [37,41,42]. It was reported that approximately 80% of recreational runners who use traditional running shoes opted for heel striking [43,44]. Thus, changing the strike pattern through gait retraining could be a way to reduce impact forces and the risk of injuries related to running [35,45–48].

A systematic review with meta-analyses to assess the effectiveness of running retraining on kinematics, kinetics, performance, pain, and injury in long-distance runners [49] found that gait retraining was effective in increasing the step cadence and reducing the mean vertical load rate. It was also observed that gait retraining to minimize heel striking increased the knee flexion at the initial contact. However, trials that reported on peak tibial acceleration (in the skin surrounding the tibia) and the peak patellofemoral joint reaction force were too different to pool their data. Results from individual trials demonstrated reductions in these outcomes across multiple retraining interventions. However, in a recent systematic review of randomized clinical trials on strategies to prevent and manage running-related knee injuries [50], low-quality evidence was found to indicate that retraining on running techniques may reduce the risk of running-related knee injuries by two-thirds. These findings highlighted the effectiveness of gait retraining in runners to alter movement-related risk factors that are potentially associated with the development of musculoskeletal injuries.

Even though the efficiency of running retraining in reducing the risk of injuries is debatable, many studies and clinicians still utilize these interventions to improve outcomes for individual runners. However, most studies seem to rely on high-cost instruments such as force platforms (on the ground or on treadmills) and three-dimensional (3D) motion-analysis systems to provide real-time biofeedback. Unfortunately, these devices are unaffordable to many and are rarely available to coaches or clinicians. Clinical equipment generally includes a simple treadmill, a high-definition video camera, and computer applications or smartphones to identify variables such as the step cadence, foot strike angle, and foot strike pattern [40,51].

There is still a need to examine the effectiveness of lower-cost equipment utilized in running retraining interventions. Therefore, the objective of this systematic review was to evaluate the effects of lower-cost equipment on running gait retraining. As a definition, in

this study we assumed that lower-cost equipment would have a reduced cost compared to gold-standard devices.

2. Materials and Methods

2.1. Databases and Search Strategy

This systematic review was carried out in accordance with the principles of the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) and registered on the Open Science Framework (OSF) website (<https://osf.io/z4uxm>). Searches were performed in the MEDLINE, Web of Science, CINAHL, SPORTDiscus, and Scopus databases; the searches were limited to publications in English, excluded reviews and congress abstracts, and had no date restrictions. Articles were searched using the following search strategy (identical for all databases) from the first year of database registration until September 2022: ((((((“running”) OR “jogging”) OR “run”) OR “track and field”) OR “runners”)) AND ((((((“retraining”) OR “retrain”) OR “feedback”) OR “biofeedback”)) AND ((((((((((“injury”) OR “Injuries”) OR “injured”) OR “lesion”) OR “disability”) OR “contusion”) OR “disease”) OR “disorder”) OR “pain”))).

2.2. Selection of Studies

The studies were selected by two reviewers (L.M.D. and V.C.), and a third reviewer (R.R.B.) was available to resolve any disagreements regarding the final eligibility of selected publications. All studies identified by the search strategy were exported to EndNote version X8 (Clarivate Analytics) by one investigator. First, the removal of duplicate articles was performed automatically. Next, an analysis of the titles of all identified studies was performed by the reviewers followed by abstracts and full text.

Studies were accepted or excluded based on inclusion and exclusion criteria. To be included, studies needed to: (1) involve interventions using running retraining with feedback (no time limitation); (2) use lower-cost equipment as a tool for intervention and/or evaluation of the intervention results; (3) report biomechanical variables; and (4) use predictors of risk of injury or pain attenuation [18]. Studies were excluded if they reported interventions that did not include running retraining, running without feedback, participants with prosthetic limbs, neurological or congenital impairments, the use of only expensive equipment in the study, or children or participants under 18 years of age.

2.3. Data Extraction and Analysis

The data extracted from each article included: authorship, year of publication, sample characteristics, division of sample groups, participant demographics, intervention protocols, method of providing feedback, equipment used, analyzed variables related to lower-cost equipment, and the results of these variables. The data analysis was based on running parameters modified through retraining when lower-cost equipment was used.

2.4. Risk of Bias Analysis

Eligible studies were assessed in terms of their risk of bias using an assessment tool for cross-sectional studies (the AXIS tool). This assessment tool, which was developed by Downes et al. [52], aims to assist in the interpretation of a study and inform decisions about the quality thereof. The AXIS tool consists of 20 components to examine study quality, study design, and the potential risk of bias in cross-sectional studies [52]. Each question can be answered as yes, no, unable to determine, or not applicable; the scoring consists of one point for “yes” and zero points for “no”, “unable to determine”, or “not applicable”. Some criteria were excluded from the analysis because they were not related to the evaluated studies (criteria 7, 13, and 14); therefore, 17 criteria contributed to the final score. The number of “yes” responses was calculated to determine the percentage of the criteria that were met in each study.

2.5. Data Synthesis for Evidence-Based Recommendations

Outcomes were synthesized for each study using a modified model of the van Tulder criteria [53]:

- Strong evidence: findings were consistent across at least three studies, two of which were of high quality.
- Moderate evidence: findings were consistent across at least two studies, one of which was of high quality.
- Limited evidence: findings were consistent across one high-quality study or two low- or moderate-quality studies.
- Very limited evidence: findings were consistent across a moderate or low-quality study.
- Inconsistent evidence: results were inconsistent across multiple studies.
- Conflicting evidence: results were contradictory across multiple studies.
- No evidence: findings were negligible regardless of study quality.

3. Results

The literature search identified 2167 articles in the five databases searched. Of these, 2125 studies were removed after screening for duplicates and reading of titles and abstracts, which resulted in 42 studies that were independently read by two reviewers. After reading the full-text articles, 12 studies were excluded due to not using equipment considered to be lower-cost (e.g., three-dimensional motion-analysis systems and force plate), 2 studies for presenting case studies, 1 for lack of focus on feedback as an intervention, 1 because it provided data on the same sample as in another original study, and 4 articles for not analyzing outcomes for the lower-cost equipment used. Thus, a total of 22 studies were included for the analysis of this systematic review. Figure 1 presents the study-selection flowchart.

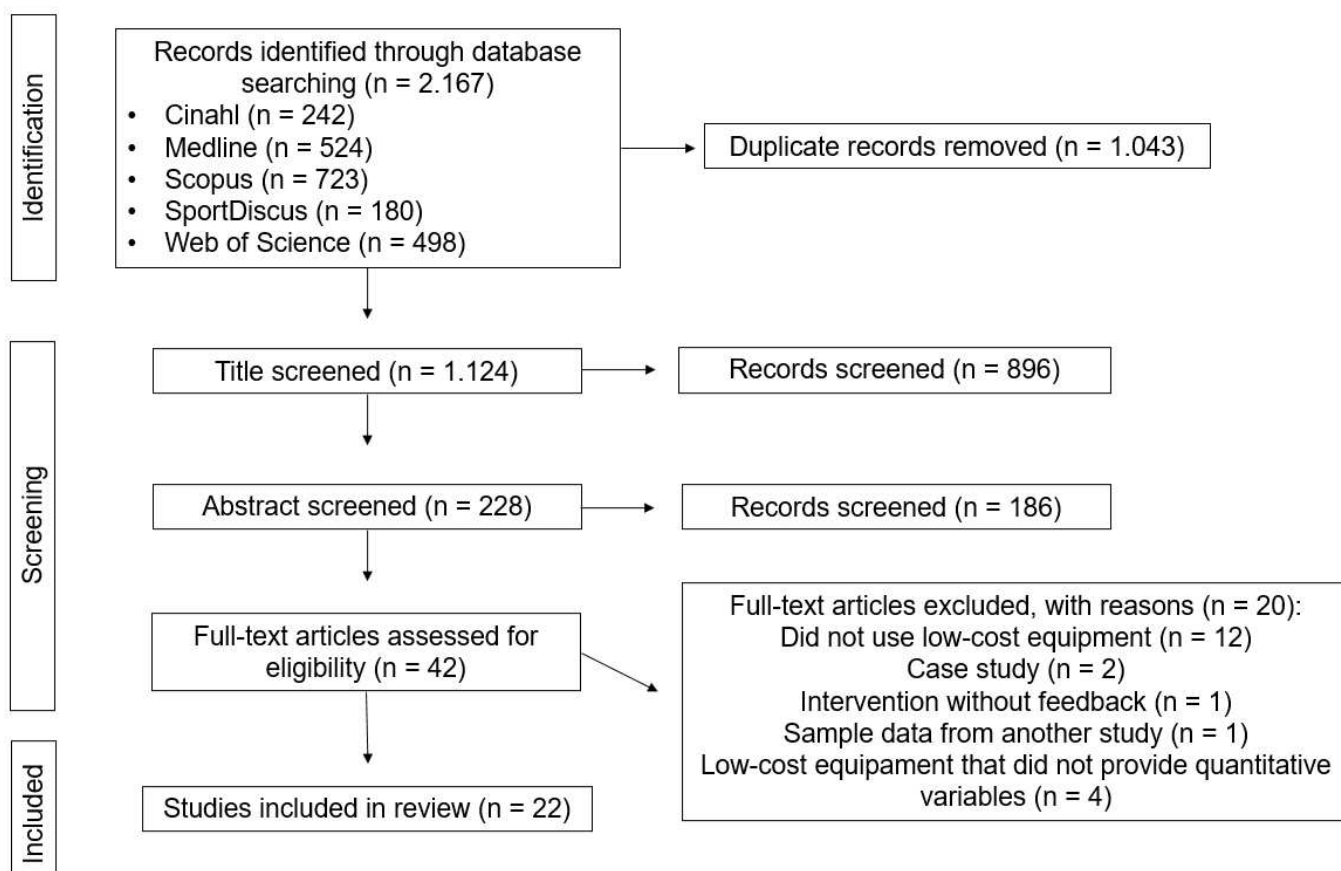


Figure 1. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) flowchart of the included studies.

3.1. Risk-of-Bias Assessment of Included Studies

The risk of bias of all eligible studies was assessed using the AXIS tool [52]. The assessment of quality and risk of bias indicated that all studies were of a very high quality, with 54% of studies meeting 82% of the criteria, 32% meeting 88% of the criteria, and 14% meeting 94% or more of the criteria (Table 1). Among the main limitations of the studies were a lack of justification regarding the sample size, the non-representativeness of the sample as a target population, and a lack of clarity in terms of recruitment.

3.2. Analyzed Studies

An analysis of the lower-cost equipment used in the 22 studies included in this systematic review (Tables 2–5) showed that 45.5% of the studies used equipment such as smartwatches with an accelerometer, metronomes, stopwatches, video cameras, platforms, instrumented socks and insoles with sensors to control cadence and/or the foot strike pattern, and the distribution of plantar pressure and the peak force in contact with the ground [40,47,48,54–60]. We also found that 54.5% of the studies used an accelerometer and/or an inertial central unit to identify the peak positive acceleration (PPA) of the tibia (the skin surrounding the tibia) and/or footwear [30–32,61–69].

The results of studies that aimed to increase the preferred cadence reported effectiveness in modifying the step frequency and presented significant increases after the intervention that varied from 6% to 8.6% [40,48,54,55,58–60]. In addition, studies that used lower-cost equipment to change the foot strike pattern by suggesting that runners not land on their heels also obtained very satisfactory clinical results [47,48,56]. In addition, a study by Goss et al. [47] that used a digital camera and instrumented socks showed that 95% of the runners transitioned to a foot strike pattern other than heel striking after the retraining (Tables 2 and 3).

Studies that analyzed the tibial and/or shoe PPA with the use of accelerometers showed significant reductions in the tibial and/or shoe PPA after performing the retraining [32,61–69]. These reported significant reductions did not present normative values because diverse methodologies of interventions were applied to the runners (Tables 4 and 5).

Table 1. Assessment of methodological quality using the AXIS scale. Y = criterion met, N = criterion not met. Final score = sum of Ys and Ns in the case of criterion 19 (with the percentage value in parentheses). Some criteria were excluded from the analysis because they were not related to the studies evaluated (criteria 7, 13, and 14); therefore, 17 criteria contributed to the final score.

Included Studies	Criteria																	Final Score (%)
	1	2	3	4	5	6	8	9	10	11	12	15	16	17	18	19	20	
Allen et al. (2016) [40]	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	16 (94)
Baumgartner et al. (2019) [55]	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	17 (100)
Cheung et al. (2018) [66]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Cheung et al. (2019) [31]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Ching et al. (2018) [30]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Clansey et al. (2014) [63]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Creaby and Smith (2016) [65]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Crowell et al. (2010) [61]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Crowell and Davis (2011) [62]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Da Silva Neto, Lopes, and Ribeiro, (2021) [57]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Goss et al. (2021) [47]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Letafatkar et al. (2020) [67]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Miller et al. (2021) [58]	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	16 (94)
Morris et al. (2020) [48]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Musgjerd et al. (2021) [59]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Phanpho, Rao, and Moffat (2019) [56]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Sellés-Pérez et al. (2022) [60]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Sheerin et al. (2020) [68]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Van den Berghe et al. (2022) [69]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Willy et al. (2016) [54]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)
Wood and Kipp (2014) [64]	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	14 (82)
Zhang et al. (2019) [32]	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	15 (88)

Score: 1–18 and 20: “yes” (Y) = 1, “no” (N) = 0. 19; “no” = 1, “yes” = 0. Criteria: (1) the study goals/objectives were clear; (2) the study design was appropriate for the stated objectives; (3) the sample size was justified; (4) the target/reference population was clearly defined; (5) the sample framework was taken from an appropriate population base to closely represent the target/reference of the population under investigation; (6) the selection process was likely to select subjects/participants who were representative of the target/reference population under investigation; (8) the risk factor and outcome variables were measures appropriate to the objectives of the study; (9) the risk factor and outcome variables were measured correctly using instruments/measurements that were previously tested or published; (10) it was clear what was used to determine statistical significance (e.g.; *p*-values; CIs); (11) the methods were sufficiently described to allow them to be repeated; (12) the baseline data were adequately described; (15) the results were internally consistent; (16) the results of the analyses were described in the methods presented; (17) the authors’ discussions and conclusions were justified by the results; (18) the limitations of the study were discussed; (19) there was no source of funding or conflict of interest that could affect the authors’ interpretation of the results; and (20) ethics approval or consent of the participants was obtained.

Table 2. Summary of experimental studies that analyzed spatiotemporal variables, kinetics, and foot kinematics as a retraining strategy using a control/comparative group.

Author (year)	Sample Characteristics	Control/Comparative Group (n)	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Baumgartner et al. (2019) [55]	38 healthy runners with a preferred cadence of ≤ 85 steps/minute and running a minimum of 24 km/week. Mean age of the groups: retraining 37.7 SD 9.8 years and control 39.7 SD 14.8 years.	Retraining (20) and control (18)	Duration: 6 weeks Instructions: 10% increase in cadence Feedback: visual	Lower cost: smartwatch and accelerometer	Step cadence	Only the experimental group presented a significant increase ($p < 0.001$) in step cadence (8.6% increase). The retraining group presented a reduction in peak pressure in the medial and lateral region of the hindfoot. Maximum force in the midfoot and medial hindfoot region was reduced pre- and post-training in the retraining group and in relation to the control group. The mean maximum pressure did not change with retraining. The plantar arch during running showed a significant increase after retraining, demonstrating an adjustment in plantar support.
Da Silva Neto, Lopes, and Ribeiro (2021) [57]	24 healthy adults with heel strike step type: mean age 44.0 SD 8.9 years and running 25.8 SD 12.1 km/week in the retraining group; and 44.2 SD 8.1 years and running 26.4 years SD 13.5 km/week in the control group.	Retraining (12) and control (12)	Duration: eight sessions in two weeks Instructions: run more smoothly Feedback: visual	Lower cost: pressure platform and stopwatches	Peak pressure, maximum mean pressure, maximum force, and plantar arch	80% of runners demonstrated a different type of foot strike after the 2 h training session. The percentage of non-heel-strike runners at the 6-month and 1-year follow-up decreased slightly in both groups, but was not significant. Both groups presented significant increases in cadence from baseline to post-training (approximately 6%) and from baseline to follow-up at 6 months (approximately 3.7%) and 1 year (approximately 4.2%).
Morris et al. (2020) [48]	114 healthy runners with heel strike step type; mean age of the groups: biofeedback (BFB) 25.7 SD 9.1 years and control group (CON) 27.8 SD 9.6 years; running 22.9 SD 14 km/ week in the biofeedback group and 23.7 SD 10.7 km/week in the control.	BFB (55) and CON (59)	Duration: single session; BFB received mobile app alert during training for 1 year; analysis of retention after 6 months and 1 year Instructions: verbal cues, exercises for a different type of step than heel strike, soft stepping, and a cadence of 180 steps/minute; groups progressed to a different step than heel strike for 10% of their weekly mileage; the BFB received an alert when the tibial shock exceeded 6 g (6 months) and if there was a heel strike Feedback: auditory and visual	Lower cost: digital camera, treadmill, and inertial measurement unit	Step cadence and step type	
Sellés-Pérez et al. (2022) [60]	12 healthy runners. Mean age of the groups: retraining 35 SD 5.9 years and control 38 SD 7.3 years; running 27 SD 12.7 km/week in the retraining group and 31 SD 11.9 km/week in the control.	Retraining (7) and control (5)	Duration: 6 weeks. Instructions: 10% increase in cadence Feedback: auditory	Lower cost: mobile device (video capture at 60 Hz) and audio player	Step cadence	Only the retraining group presented a significant increase ($p = 0.004$) in stride cadence (7.3% increase).

Table 2. *Cont.*

Author (year)	Sample Characteristics	Control/Comparative Group (n)	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Willy et al. (2016) [54]	30 healthy, high-impact runners. Mean age of the groups: retraining 20.9 SD 1.3 years and control 20.73 SD 1.2 years; running 22.1 SD 7.5 km/week in the retraining group and 23.2 SD 17.9 km/week in the control.	Retraining (16) and control (14)	Duration: eight sessions and analysis of retention after 1 month Instructions: 7.5% increase in step cadence Feedback: visual	Lower cost: smartwatch and triaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Step cadence	The retraining group showed a significant increase in cadence in the phase immediately after retraining (8.6%) and after one month (8.5%) in relation to the baseline. This significant increase in cadence also occurred in relation to the control group that had an unchanged cadence ($p < 0.0001$).

Table 3. Summary of experimental studies that analyzed spatiotemporal variables, kinetics, and foot kinematics as a retraining strategy without the use of a control/comparative group.

Author (Year)	Sample Characteristics	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Allen et al. (2016) [40]	40 healthy runners with heel strike type of foot step; mean age 36 SD 9.1 years; running 40 km/week.	Duration: single session Instructions: run at preferred cadence, +5%, +10%, and +15% Feedback: visual and auditory	Lower cost: metronome, video camera (60 Hz), and treadmill	Step cadence, foot inclination angle at the moment of contact with the ground, and type of step	Significant change in the pattern of running from hindfoot to midfoot or forefoot in cadence conditions of +10% and +15% of the preferred cadence in 17.5% and 30% of subjects, respectively. The mean angle of inclination of the foot at the instant of contact with the ground decreased significantly as the cadence increased ($p < 0.001$).
Goss et al. (2021) [47]	19 runners with heel strike step type; mean age 28.8 SD 12 years with a history of injury/surgery in the previous 12 months (20.1 SD 10.9 weeks) but cleared for running by a doctor. Running 8.8 SD 7 km/week.	Duration: 10 sessions and analysis of retention after 1 month Instructions: try to touch the ground more carefully, do not step on the hindfoot, try to lean forward to step on the forefoot, and cadence of 180 steps/minute Feedback: auditory	Lower cost: digital camera, instrumented socks, and an anklet containing an accelerometer High cost: instrumented treadmill	Step type	95% made the transition to a type of step other than the heel strike, and the majority (89%) maintained the transition from the type of step on retention.
Miller et al. (2021) [58]	9 runners with heel strike step type; mean age 20.3 SD 2.2 years with a history of musculoskeletal injury in the lower limbs in the previous 12 months; duration of injury symptoms of 192.4 SD 345.5 days; released for running by a doctor.	Duration: 10 weeks with six sessions Instructions: do not step on the hindfoot, try to lean forward, run silently, cadence of 180 steps/minute, take shorter and faster steps Feedback: verbal, visual, and auditory	Lower cost: digital camera and metronome High cost: instrumented treadmill	Step type and cadence	100% of participants transitioned to a different foot strike type after retraining. There was a significant increase in step cadence after retraining of 6.2%.

Table 3. *Cont.*

Author (Year)	Sample Characteristics	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Musgjerd et al. (2021) [59]	15 healthy runners; mean age 23.5 years; running 16.5 miles/week.	Duration: two sessions up to 10 days apart Instructions: in the 1st session, participants ran at the self-selected cadence for 2.4 miles; in the 2nd session, the step cadence was increased by 10% and the baseline pace was maintained Feedback: auditory and visual	Lower cost: instrumented insoles with sensors, smartwatch, and metronome	Step cadence and peak force	There was a significant increase in stride cadence between sessions of 7.3% and a decrease in peak strength of 5.6%.
Phanpho, Rao, and Moffat (2019) [56]	15 healthy runners with heel strike step type; mean age 25.67 SD 3.99 years; ran at least twice a week for at least 30 min.	Duration: single session Instructions: run with cadence increased by 10% and perform midfoot or forefoot steps Feedback: visual, auditory, and combined	Lower cost: insoles and socks instrumented with sensors, device built with pedals and microcontroller, and metronome	Location of the center of pressure in relation to the insole	The mean location of the center of pressure at initial contact differed significantly in the feedback conditions in relation to baseline (192.7%) and new cadence (128.5%). However, there was no difference in location between the types of feedback.

Table 4. Summary of experimental studies that analyzed the peak positive acceleration of tibia and footwear as a retraining strategy using a control/comparative group.

Author (Year)	Sample Characteristics	Control/Comparative Group	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower Cost Equipment)
Cheung et al. (2019) [31]	38 healthy adults (24 for walking retraining and 14 for running retraining); age 26.2 SD 11.2 years; running >12 km/week.	Walking (24) and running (14)	Duration: eight sessions in two weeks Instructions: run more smoothly and 20% below the footwear PPA baseline average Feedback: visual	Lower cost: biaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Footwear PPA and tibial PPA	After retraining, the running group showed a reduction in footwear PPA (40.9%) and tibial PPA (25.8%). Footwear PPA presented values four times higher than the tibial PPA for walking and running.
Clansey et al. (2014) [63]	22 healthy runners with heel strike step type and tibial PPA >9 g. Mean age of the groups: retraining 33.3 SD 9.0 years and control 33.9 SD 11.3 years; running 30.4 SD 7.5 km/week in the retraining group and 35.7 SD 14.2 km/week in the control.	Retraining (12) and control (10)	Duration: six sessions over three weeks and analysis of retention after 1 month Instructions: information when PPA was above 75%, between 75% and 50%, or below 50% of baseline Feedback: auditory and visual Duration: single session and retention after 7 or 8 days	Lower cost: triaxial accelerometer High cost: motion capture system, force platform, and photo cells	Tibial PPA	The retraining group showed significant reductions in PPA after training (30.7%) compared with no change in the control group. These modifications were maintained one month after training.
Creaby and Smith (2016) [65]	22 healthy runners. Mean age of the groups: specialist 32.81 SD 7.8 years and accelerometer 22.7 SD 7.8 years; running >10 km/week.	Specialist feedback (GFE) (11) and tibial acceleration feedback (GFAT) (11).	Instructions: the specialist-provided feedback group was instructed to run more smoothly and with less step noise; the accelerometer feedback group was instructed to run with tibial PPA below 50% of baseline Feedback: verbal and visual	Lower cost: triaxial accelerometer	Tibial PPA	There was a significant reduction in tibial PPA when compared to baseline in the running with feedback (GFE = 23.9% and GFAT = 28.5%), the running with feedback removed (GFE = 28.1% and GFAT = 18.9%), and retention (GFE = 22.0% and GFAT = 21.2%). No significant differences were found between groups.

Table 4. *Cont.*

Author (Year)	Sample Characteristics	Control/Comparative Group	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower Cost Equipment)
Letafatkar et al. (2020) [67]	49 healthy adults; the conditioning training (CT) group had a mean age of 33.4 SD 6.25 years, the CT group with feedback had a mean age of 31.2 SD 5.11 years, and the control group had a mean age of 34.2 SD 6.64 years; running >8 km/week for more than 2 years.	CT (16), CT with feedback (17), and control (16)	Duration: 24 sessions in 8 weeks and analysis of retention after 1 year. Instructions: run more smoothly, avoid stepping on the hindfoot, run with the knees apart, and point the patella forward Feedback: verbal and visual	Lower cost: accelerometer High cost: force platform and motion capture system	Tibial PPA	The CT with feedback group presented significant improvement for the tibial PPA after 8 weeks at 8 km/h (38.3%) and at 12 km/h (40.3%) and also in relation to the CT group at 8 km/h, but there was no significant difference at 12 km/h. There was a significant difference for tibial PPA at the 1-year follow-up in the CT group with feedback for 8 and 12 km/h (15.5% and 10.9%)
Van den Berghe et al. (2022) [69]	20 healthy adults with high tibial acceleration; mean age 32.1 SD 7.8 years, PPA of 10.9 SD 2.8 g, and running 27 SD 10 km/week in the experimental group; and 39.1 SD 10.4 years, PPA of 13.0 SD 3.9 g, and running 36 SD 18 km/week in the control group.	Retraining (10) and control (10)	Duration: six sessions over three weeks Instructions: music distortion was related to the PPA and the music was clear when the PPA was 30% below the baseline; when the running speed was changed, a verbal warning was given Feedback: auditory and verbal	Lower cost: accelerometer	Tibial PPA and step cadence	The retraining group presented a significantly decreased PPA (by 25.5%) after retraining without changing cadence. The control group presented no significant change in PPA.

Table 5. Summary of experimental studies that analyzed the peak positive acceleration of tibia and footwear as a retraining strategy without the use of a control/comparative group.

Author (Year)	Sample Characteristics	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Cheung et al. (2018) [66]	16 healthy runners with footwear PPA >10 g, age 28.3 SD 6.2 years, and running at least 15 km/week.	Duration: eight sessions in two weeks Instructions: running lightly touching the ground during distraction and 20% below the baseline mean of footwear PPA Feedback: visual.	Lower cost: triaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Footwear PPA	With retraining, PPA showed a significant reduction in the conditions without (41.1%) and with (32.2%) visual feedback and also a significant reduction with visual feedback before (25.7%) and after (14.7%) visual retraining. There was a reduction in footwear PPA without (33.8%) and with (21.4%) auditory feedback and tibial PPA without (21.5%) and with (20.2%) auditory feedback after retraining. The group exhibited lower footwear and tibial PPA with auditory feedback (22.2% and 9.9%) only before retraining.
Ching et al. (2018) [30]	16 healthy runners with footwear PPA >8 g, age 25.1 SD 7.9 years, and running 16.0 SD 1.7 km/week.	Duration: eight sessions in two weeks Instructions: run with softer steps to avoid the high-pitched sound that was emitted at 80% of the footwear PPA Feedback: auditory.	Lower cost: triaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Footwear PPA and tibial PPA	

Table 5. Cont.

Author (Year)	Sample Characteristics	Intervention	Equipment Used	Variables Analyzed (Lower-Cost Equipment)	Results (Lower-Cost Equipment)
Crowell et al. (2010) [61]	5 healthy runners with a mean age of 26 SD 2 years and running a minimum of 32 km/week.	Duration: single session Instructions: maintain the PPA below 50% of the mean Feedback: visual	Lower cost: uniaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Tibial PPA	4 out of 5 subjects presented significant reductions in PPA at the end of the no-feedback period compared to the warm-up. The differences between subjects were: -60%, -54%, -36%, -17%, and +6%.
Crowell and Davis (2011) [62]	10 healthy runners with heel strike step type and tibial PPA >8 g with a mean age of 26 SD 7 years and running more than 16 km/week.	Duration: eight sessions in two weeks and analysis of retention after 1 month. Instructions: run smoother, make your steps quieter, and keep your PPA below 50% of the mean Feedback: visual	Lower cost: triaxial accelerometer High cost: force platform	Tibial PPA	PPA was reduced after retraining by 48% and was maintained at one-month follow-up.
Sheerin et al. (2020) [68]	18 healthy runners with high tibial acceleration, mean age of 35.2 SD 9.6 years, and running 42.4 SD 22.2 km/week.	Duration: eight sessions in three weeks and analysis of retention after 1 month. Instructions: run with smoother steps and eliminate vibration feedback, the threshold for which was 10% below the resulting tibial acceleration from the baseline Feedback: tactile	Lower cost: inertial measurement unit, accelerometer, and smartwatch High cost: instrumented treadmill	Tibial PPA	The median of the resulting tibial acceleration pre- and post-intervention in the treadmill running decreased by 50%; while in the ground running, it decreased by 28%. When compared to running on a treadmill, before the intervention and 1 month after the intervention, the median decreased by 41%; while in the ground running, the median decreased by 17%.
Wood and Kipp (2014) [64]	9 healthy runners with heel strike step type, age 20 SD 1.5 years, and running at least 16 km/week.	Duration: single session performed twice: 5 min with biofeedback followed by 5 min without biofeedback Instructions: run with no audio signal from the PPA with a threshold 10 to 15% below the baseline PPA Feedback: auditory	Lower cost: triaxial accelerometer	Tibial PPA	In the 1st period of 5 min of biofeedback, the PPA was significantly reduced (10.2%); and in the 1st period without biofeedback, the PPA did not differ from the baseline. In the 2nd round of biofeedback, the runners significantly reduced their PPA (11.9%); and in the 2nd period without biofeedback, they significantly reduced their PPA from baseline (8.5%).
Zhang et al. (2019) [32]	13 healthy runners with mean tibial PPA >8 g, age 41.1 SD 6.9 years, and running 30.7 SD 22.2 km/week.	Duration: eight sessions in two weeks Instructions: land more softly to avoid reaching 80% of the mean peak of the baseline tibial PPA Feedback: visual	Lower cost: triaxial accelerometer High cost: instrumented treadmill	Tibial PPA	After retraining, PPA was significantly reduced in the trained (35% to 37%) and untrained (22% to 30%) limbs when running at evaluated speeds.

4. Discussion

This systematic review summarized the results of the effectiveness of the use of lower-cost equipment as an intervention instrument and/or to evaluate the use of feedback in changing the biomechanics of running. It was possible to identify that lower-cost equipment such as a metronomes, smartwatches, digital cameras, socks and insoles instrumented with sensors, and pressure platforms were used in the retraining of the cadence, foot strike pattern, and distribution of plantar pressure during running. We also observed that the majority of studies that performed running retraining interventions with feedback used an accelerometer to provide real-time tibial PPA information.

4.1. Effectiveness of Lower-Cost Equipment for Alterations in Spatio-Temporal, Kinetic, and Kinematic Variables of the Foot

Increasing cadence alone by using a metronome can be an effective way to change the foot strike pattern for some runners. In a study by Allen et al. [40], increasing cadence by 10–15% led to a significant change from heel strike to midfoot or forefoot stride by 17.5 and 30%, respectively. In a study by Miller et al. [58], the metronome was set at 180 steps/minute to provide real-time audio feedback during retraining, and the cadence significantly increased by 6.2%. All participants transitioned to a different type of foot strike than a heel strike after retraining. In the studies by Phanpho, Rao, and Moffat and Musgierd et al. [56,59], the metronome was used as an intervention instrument to control the increase in cadence in relation to the preferred cadence. These results provided strong evidence that demonstrated the effectiveness of the metronome for use in running retraining in order to increase cadence.

Technological advances have created the possibility of the undertaking of running training outdoors through the insertion of wearables such as smartwatches that allow real-time feedback of certain components of the run [70]. In this way, the smartwatch enables retraining interventions in a runner's normal running environment, thereby potentially increasing the likelihood that individuals will adhere to the new running pattern. In a study by Baumgartner et al. [55], a smartwatch with an accelerometer was used to control cadence, and the experimental group demonstrated an increase of 8.6% in cadence after a six-week intervention. In a study by Willy et al. [54], the experimental group showed the same significant increase in cadence after eight retraining sessions; after one month, the increase was 8.5% in relation to baseline. In a study by Musgierd et al. [59], participants received a smartwatch to monitor their cadence and running pace at baseline. In a second session, which was performed with a 10% increased cadence using feedback from the metronome, the smartwatch guided the maintenance of cadence in real time. In that study, there was a significant overall increase of 7.3% in cadence between sessions. These results demonstrated strong evidence for the use of some smartwatches in running retraining in order to increase cadence.

Digital cameras can be utilized to obtain video of a run in the sagittal plane to evaluate cadence and also to detect the foot strike pattern. In a study by Sellés-Pérez et al. [60], a smartphone device was used to obtain video of a run in the sagittal plane and to evaluate the cadence in a group that performed running retraining to increase cadence. This group was required to follow a music rhythm that was increased by 10% in relation to the baseline cadence. After six weeks of retraining, it was found that the group significantly increased their cadence by 7.3%. In a study by Morris et al. [48], in the group that performed the retraining to transition from a heel strike to a non-heel strike and run at a cadence of 180 steps/minute (increased cadence), 80% of runners changed from a heel strike to a non-heel strike pattern after the two-hour training session. There was a slight but non-significant decrease in the percentage of non-heel strike runners at the 6-month and 1-year follow-up. Runners also presented significant increases in cadence from the baseline to post-training (approximately 6%), from the baseline to 6 months (approximately 3.7%), and from the baseline to 1 year (approximately 4.2%) of follow-up. Therefore, it can be argued

that there is strong evidence that clinicians, coaches, and researchers can confidently use video analysis to guide their gait retraining interventions for runners.

Instrumented socks are a recently developed wearable technology that consist of a Bluetooth-enabled instrumented socks that can provide real-time biofeedback to runners [47]. When this device is paired with a smartphone, the user can receive real-time auditory and/or visual biofeedback on their foot strike pattern, cadence, running pace, total distance covered, and elevation changes. In a study by Goss et al. [47], instrumented socks were used to detect the foot strike pattern using plantar pressure sensors and, through a smartphone application, provide real-time audio biofeedback on the distance covered, pace, foot strike pattern, and cadence for the runners who performed the retraining. In that study, the authors required that the runners not step on their heels, attempt to lean forward to step on the forefoot, and maintained a cadence of 180 steps/minute. The findings showed that 95% of the runners transitioned to a type of non-heel strike and that the majority (89%) maintained this transition in foot strike pattern after one month. In a study by Phanpho, Rao, and Moffat [56], instrumented socks with sensors were also used in the intervention to alter the foot strike pattern through visual feedback, and insoles instrumented with pressure sensors were used to determine the location of the center of pressure on initial contact of the foot with the ground. Initially, with a 10% increase in cadence, the authors obtained a modest anterior displacement of the center of pressure in the initial contact and consistent changes in relation to a lesser inclination of the foot in the initial contact, which corroborated other studies that used a 10% increase in cadence [24,40,42]. However, when there was a change in the foot strike pattern combined with an increase in cadence, the anterior displacement of the center of pressure was significantly more pronounced, which suggested that the average location of the center of pressure along the longitudinal axis of the insole changed by 192.7% in relation to the baseline. According to Stoltenberg et al. [71], the sensor-instrumented socks demonstrated moderate reliability for the detection of the foot strike pattern and excellent reliability in determining cadence. In a study by Musgierd et al. [59] that used insoles with sensors to collect cadence and peak force, it was identified that a 7.3% increase in cadence generated a decrease in the peak force of 5.6%. These results provided moderate evidence that the use of instrumented socks and insoles in running retraining to increase cadence and a non-heel strike pattern can improve important biomechanical factors related to injury risk.

Pressure sensors were also used with a pressure platform in a study by da Silva Neto, Lopes, and Ribeiro [57], who evaluated the effects of a running retraining strategy with feedback on the distribution of plantar pressure and plantar arch in runners who adopted a heel pattern. In that study, it was found that the group that received eight retraining sessions with visual feedback presented a reduction in plantar pressure on the heels, and the plantar arch during running showed a better adjustment in plantar support. These results demonstrated limited evidence for the use of the pressure platform in running retraining.

Collectively, the effectiveness of metronomes, smartwatches, digital cameras, and instrumented socks and insoles, which are lower in cost and consequently clinically accessible, in retraining programs that aim at the intervention and/or evaluation of the results of the cadence and foot strike pattern can be effective in reducing the impact load variables.

4.2. Effectiveness of Lower-Cost Equipment for Changes in the Peak Positive Acceleration of the Tibia and Footwear

Several studies used kinetic measures to analyze impact loads (forces applied to the skeleton when contact with the ground occurs) because these measures demonstrate a potential association with injuries due to overuse of the lower limbs [72–76]. For the analysis of impact loads, the most commonly used variables are peak vertical impact, average vertical load rate, instantaneous vertical load rate, tibia and footwear PPA, shock attenuation, vertical stiffness, and leg/lower extremity stiffness [35].

Accelerometers, which are small, lightweight devices, make it possible to identify the PPA of the tibia, which is strongly correlated with mean vertical force and instantaneous

vertical load rates, two common biomechanical parameters that indicate impact load and are associated with running-related injuries [77]. Previous studies used laboratory equipment such as force platforms or instrumented treadmills to provide biofeedback of kinetic parameters to participants [78,79]. However, the accessibility of biomechanics laboratories for clinical applications is generally limited, and treadmills equipped with force transducers are expensive equipment and are not readily available. On the other hand, accelerometers are relatively inexpensive compared to instrumented treadmills and are readily available [61]. Therefore, lightweight accelerometers have been used as a substitute instrument for impact load estimation in the absence of instrumented treadmills [31].

In the current study, we found that accelerometers were used as a tool for intervention through the provision of real-time feedback in 91.7% of the analyzed studies (Tables 4 and 5); in 54.5% of the studies the feedback was visual [31,32,61,62,65,66], in 18.2% it was auditory [30,64], in 9.1% it was tactile [68], in 9.1% it was auditory and visual [63], and in 9.1% it was auditory and verbal [69]. Only the study by Letafatkar et al. [67] used an accelerometer to assess the results of the intervention in relation to the PPA of the tibia.

Based on the results of studies that performed interventions with the use of an accelerometer to reduce the PPA of the tibia and/or footwear, a significant mean decrease of ~31% in PPA values between pre- and post-training was identified; in some studies, these values were close to 50%. In a study by Crowell and Davis [62], a sample constituted by runners with a tibial PPA >8 g and an intervention of eight sessions was conducted in which the runners were required to run more smoothly, make the steps silently, and (through visualization of a screen) keep their PPA below a horizontal line that represented 50% of the average PPA in the pre-training. The results showed that the tibial PPA decreased 48% after retraining, which was maintained in the one-month follow-up. In a study by Sheerin et al. [68] that was conducted using runners with high tibial acceleration and an intervention of eight sessions, runners were required to run with softer steps and eliminate the tactile feedback of vibration, the threshold of which was 10% below the tibial acceleration that resulted from the baseline. The results showed that the tibial acceleration from pre- to post-intervention when running on a treadmill decreased by 50%; while for running on the ground, it decreased by 28%.

Based on the above, it can be stated that there is strong evidence of the effectiveness of accelerometers in interventions with feedback for running retraining. According to Crowell et al. [61], the main advantage of accelerometer feedback is that a therapist or coach is not obliged to observe each step and provide feedback. In addition, accelerometer feedback provides a quantitative indication of a runner's progress. If the retraining program relied solely on verbal feedback, the only quantitative assessment of the runner's performance would come from the post-training data collection. Therefore, accelerometry provides a feedback method with potential applications in a wide variety of environments such as clinics, university laboratories, gyms, and while training outdoors on different surfaces.

4.3. Limitations of Studies and Future Directions

Some limitations should be considered when interpreting the findings of this review. To quantitatively evaluate the articles, the AXIS tool was used, which showed that all studies presented a very high quality for a cross-sectional design. However, the majority of the studies were unable to justify the sample size or its representativeness as a target population or to explain how they recruited the runners. This information was important to ensure that the recreational runners evaluated in these studies truly represented the population of interest. There were also significant limitations for some of the retraining studies: 54% of the studies did not incorporate a control group (Tables 3 and 5), which is essential to determine the effectiveness of the intervention. Still, in relation to the sample, of the 22 studies included, only the studies by Goss et al. and Miller et al. [47,58] examined the effects of real-time feedback in runners who had presented injuries in the past 12 months, which limited the clinical applicability of the evidence-synthesis findings. Although the use of biofeedback in healthy runner populations demonstrates the clinical feasibility of

this intervention potentially for purpose or prevention, there is no evidence that achieving the biomechanical modifications sought during feedback training will positively affect pain and functional outcomes in an injured population [34].

In relation to the intervention protocols performed in the studies, a great variability in duration was found: 54% of the studies had eight or more interventions [30–32,47,54,55,57,60,62,66–68] and 27% of the studies performed the intervention through a single session to verify the immediate effects of feedback [48,56,61,63–65]. Variability was also noted in the instructions provided to the experimental group, and 68% of the studies instructed the sample to run more smoothly, more quietly, and/or with the PPA below a threshold, which ranged from 10% to 50% in relation to the baseline depending on the study [30–32,47,48,57,58,61,62,64–69]; 27% of the studies instructed the sample to increase the rate of steps [40,54–56,59,60]; and one study did not provide instructions to the participants [63]. In addition, only two studies [48,67] included an assessment of the long-term running retraining retention (12 months) that met the Cochrane Group guidelines [80]. As a result, it is unclear what effect some of these interventions might have once incorporated into a habitual running pattern rather than being tested when the intervention is still new.

We identified only nine (41%) studies [40,48,55–57,59,60,65,69] that included only lower-cost equipment in their methodology to conduct the intervention/assessment. As a result, the methodological replicability of many studies was limited to most clinicians and trainers due to the lack of accessibility to high-cost equipment. There was a trend in recent studies to use an accelerometer to examine the external impact load during running, but few studies used an accelerometer for monitoring outside the laboratory environment in order to make the intervention/assessment more ecological. It is necessary for future studies that use lower-cost equipment in their interventions to effectively report their validation. Finally, there is a need for future studies that include new wearable technologies that provide feedback, such as instrumented socks and insoles, in order to identify their validity in terms of monitoring biomechanical variables and their effectiveness in running retraining programs.

5. Conclusions

Strong evidence suggested that metronomes, smartwatches, and digital cameras are effective in running retraining programs for intervening in and/or evaluating the results of cadence and the foot strike pattern. There was also moderate evidence of the use of socks and insoles instrumented with sensors and limited evidence of the use of pressure platforms to analyze the distribution of plantar pressure and peak force in contact with the ground. Accelerometers, on the other hand, presented strong evidence of effectiveness in studies that performed interventions with feedback to reduce the PPA of the tibia and/or footwear during running. Finally, there was a lack of studies that used exclusively lower-cost equipment to perform the intervention in/assessment of running retraining, as well as those that used this equipment in more ecological environments and that analyzed the retention of running retraining in the long term.

Author Contributions: Conceptualization, L.M.D. and R.R.B.; methodology, L.M.D., J.R.C. and R.R.B.; validation L.M.D., V.C., F.A.M. and R.R.B.; formal analysis L.M.D., V.C., J.R.C., F.A.M. and R.R.B.; investigation, L.M.D., V.C., and R.R.B.; writing—original draft preparation, L.M.D.; writing—review and editing, L.M.D., J.R.C., F.A.M. and R.R.B.; supervision, F.A.M. and R.R.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: Authors acknowledge the financial support from the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, Brazil (Finance Code: 001).

Data Availability Statement: Publicly available datasets were analyzed in this study. This data can be found here: <https://osf.io/z4uxm>.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Hespanhol Junior, L.C.; Pillay, J.D.; van Mechelen, W.; Verhagen, E. Meta-Analyses of the Effects of Habitual Running on Indices of Health in Physically Inactive Adults. *Sport. Med.* **2015**, *45*, 1455–1468. [[CrossRef](#)]
2. Van Gent, R.N.; Siem, D.; van Middelkoop, M.; van Os, A.G.; Bierma-Zeinstra, S.M.; Koes, B.W. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *Br. J. Sport. Med.* **2007**, *41*, 469–480; Discussion 480. [[CrossRef](#)]
3. Messier, S.P.; Martin, D.F.; Mihalko, S.L.; Ip, E.; DeVita, P.; Cannon, D.W.; Love, M.; Beringer, D.; Saldana, S.; Fellin, R.E.; et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). *Am. J. Sport. Med.* **2018**, *46*, 2211–2221. [[CrossRef](#)]
4. Francis, P.; Whatman, C.; Sheerin, K.; Hume, P.; Johnson, M.I. The Proportion of Lower Limb Running Injuries by Gender, Anatomical Location and Specific Pathology: A Systematic Review. *J. Sport. Sci. Med.* **2019**, *18*, 21–31.
5. Satterthwaite, P.; Norton, R.; Larmer, P.; Robinson, E. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. *Br. J. Sport. Med.* **1999**, *33*, 22–26. [[CrossRef](#)]
6. Taunton, J.E.; Ryan, M.B.; Clement, D.B.; McKenzie, D.C.; Lloyd-Smith, D.R.; Zumbo, B.D. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sport. Med.* **2002**, *36*, 95–101. [[CrossRef](#)]
7. Fredericson, M.; Misra, A.K. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. *Sport. Med.* **2007**, *37*, 437–439. [[CrossRef](#)]
8. Buist, I.; Bredeweg, S.W.; Bessem, B.; van Mechelen, W.; Lemmink, K.A.; Diercks, R.L. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *Br. J. Sport. Med.* **2010**, *44*, 598–604. [[CrossRef](#)]
9. Bennett, J.E.; Reinking, M.F.; Rauh, M.J. The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. *Int. J. Sport. Phys. Ther.* **2012**, *7*, 267–278.
10. Noehren, B.; Pohl, M.B.; Sanchez, Z.; Cunningham, T.; Lattermann, C. Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clin. Biomech.* **2012**, *27*, 366–371. [[CrossRef](#)]
11. Willy, R.W.; Manal, K.T.; Witvrouw, E.E.; Davis, I.S. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2012**, *44*, 2165–2171. [[CrossRef](#)]
12. Neal, B.S.; Griffiths, I.B.; Dowling, G.J.; Murley, G.S.; Munteanu, S.E.; Franettovich Smith, M.M.; Collins, N.J.; Barton, C.J. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review and meta-analysis. *J. Foot Ankle Res.* **2014**, *7*, 55. [[CrossRef](#)]
13. Dowling, G.J.; Murley, G.S.; Munteanu, S.E.; Smith, M.M.; Neal, B.S.; Griffiths, I.B.; Barton, C.J.; Collins, N.J. Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review. *J. Foot Ankle Res.* **2014**, *7*, 53. [[CrossRef](#)]
14. Bowser, B.J.; Fellin, R.; Milner, C.E.; Pohl, M.B.; Davis, I.S. Reducing Impact Loading in Runners: A One-Year Follow-up. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2018**, *50*, 2500–2506. [[CrossRef](#)]
15. Lopes, A.D.; Hespanhol Júnior, L.C.; Yeung, S.S.; Costa, L.O. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sport. Med.* **2012**, *42*, 891–905. [[CrossRef](#)]
16. Willwacher, S.; Kurz, M.; Robbin, J.; Thelen, M.; Hamill, J.; Kelly, L.; Mai, P. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. *Sport. Med.* **2022**, *52*, 1863–1877. [[CrossRef](#)]
17. Franklyn-Miller, A.; Roberts, A.; Hulse, D.; Foster, J. Biomechanical overload syndrome: Defining a new diagnosis. *Br. J. Sport. Med.* **2014**, *48*, 415–416. [[CrossRef](#)]
18. Anderson, L.M.; Martin, J.F.; Barton, C.J.; Bonanno, D.R. What is the Effect of Changing Running Step Rate on Injury, Performance and Biomechanics? A Systematic Review and Meta-analysis. *Sport. Med.-Open* **2022**, *8*, 112. [[CrossRef](#)]
19. Ryan, M.B.; MacLean, C.L.; Taunton, J.E. A review of anthropometric, biomechanical, neuromuscular and training related factors associated with injury in runners. *Int. J. Sport. Med.* **2006**, *7*, 120–137.
20. Chuter, V.H.; Janse de Jonge, X.A. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait Posture* **2012**, *36*, 7–15. [[CrossRef](#)]
21. Noehren, B.; Hamill, J.; Davis, I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2013**, *45*, 1120–1124. [[CrossRef](#)]
22. Neal, B.S.; Barton, C.J.; Gallie, R.; O'Halloran, P.; Morrissey, D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* **2016**, *45*, 69–82. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Mercer, J.A.; Devita, P.; Derrick, T.R.; Bates, B.T. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2003**, *35*, 307–313. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Heiderscheit, B.C.; Chumanov, E.S.; Michalski, M.P.; Wille, C.M.; Ryan, M.B. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2011**, *43*, 296–302. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Wille, C.M.; Lenhart, R.L.; Wang, S.; Thelen, D.G.; Heiderscheit, B.C. Ability of sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2014**, *44*, 825–830. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Lieberman, D.E.; Warrener, A.G.; Wang, J.; Castillo, E.R. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *J. Exp. Biol.* **2015**, *218 Pt 21*, 3406–3414. [[CrossRef](#)]
27. Harrison, K.; Thakkar, B.; Kwon, Y.U.; Crosswell, G.; Morgan, J.; Williams, D.S.B., 3rd. Kinematic predictors of loading during running differ by demographic group. *Phys. Ther. Sport.* **2018**, *32*, 221–226. [[CrossRef](#)]

28. Huang, Y.; Xia, H.; Chen, G.; Cheng, S.; Cheung, R.T.H.; Shull, P.B. Foot strike pattern, step rate, and trunk posture combined gait modifications to reduce impact loading during running. *J. Biomech.* **2019**, *86*, 102–109. [[CrossRef](#)]
29. Napier, C.; MacLean, C.L.; Maurer, J.; Taunton, J.E.; Hunt, M.A. Kinematic Correlates of Kinetic Outcomes Associated with Running-Related Injury. *J. Appl. Biomech.* **2019**, *35*, 123–130. [[CrossRef](#)]
30. Ching, E.; An, W.W.; Au, I.P.H.; Zhang, J.H.; Chan, Z.Y.S.; Shum, G.; Cheung, R.T.H. Impact Loading During Distracted Running Before and After Auditory Gait Retraining. *Int. J. Sport. Med.* **2018**, *39*, 1075–1080. [[CrossRef](#)]
31. Cheung, R.T.H.; Zhang, J.H.; Chan, Z.Y.S.; An, W.W.; Au, I.P.H.; MacPhail, A.; Davis, I.S. Shoe-mounted accelerometers should be used with caution in gait retraining. *Scand J. Med. Sci. Sport.* **2019**, *29*, 835–842. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Zhang, J.H.; Chan, Z.Y.; Au, I.P.; An, W.W.; Shull, P.B.; Cheung, R.T. Transfer Learning Effects of Biofeedback Running Retraining in Untrained Conditions. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2019**, *51*, 1904–1908. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Lorimer, A.V.; Hume, P.A. Achilles tendon injury risk factors associated with running. *Sport. Med.* **2014**, *44*, 1459–1472. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Agresta, C.; Brown, A. Gait Retraining for Injured and Healthy Runners Using Augmented Feedback: A Systematic Literature Review. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2015**, *45*, 576–584. [[CrossRef](#)]
35. Napier, C.; Cochrane, C.K.; Taunton, J.E.; Hunt, M.A. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: A systematic review. *Br. J. Sport. Med.* **2015**, *49*, 1382–1388. [[CrossRef](#)]
36. Barton, C.J.; Bonanno, D.R.; Carr, J.; Neal, B.S.; Malliaras, P.; Franklyn-Miller, A.; Menz, H.B. Running retraining to treat lower limb injuries: A mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. *Br. J. Sport. Med.* **2016**, *50*, 513–526. [[CrossRef](#)]
37. Hobara, H.; Sato, T.; Sakaguchi, M.; Sato, T.; Nakazawa, K. Step frequency and lower extremity loading during running. *Int. J. Sport. Med.* **2012**, *33*, 310–313. [[CrossRef](#)]
38. Lenhart, R.L.; Thelen, D.G.; Wille, C.M.; Chumanov, E.S.; Heiderscheit, B.C. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2014**, *46*, 557–564. [[CrossRef](#)]
39. Lenhart, R.L.; Smith, C.R.; Vignos, M.F.; Kaiser, J.; Heiderscheit, B.C.; Thelen, D.G. Influence of step rate and quadriceps load distribution on patellofemoral cartilage contact pressures during running. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 2871–2878. [[CrossRef](#)]
40. Allen, D.J.; Heisler, H.; Mooney, J.; Kring, R. The effect of step rate manipulation on foot strike pattern of long distance runners. *Int. J. Sport. Phys. Ther.* **2016**, *11*, 54–63.
41. Williams, D.S., 3rd; Green, D.H.; Wurzinger, B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *Int. J. Sport. Phys. Ther.* **2012**, *7*, 525–532.
42. Almeida, M.O.; Davis, I.S.; Lopes, A.D. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review with Meta-analysis. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2015**, *45*, 738–755. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Lieberman, D.E.; Venkadesan, M.; Werbel, W.A.; Daoud, A.I.; D'andrea, S.; Davis, I.S.; Mang'Eni, R.O.; Pitsiladis, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* **2010**, *463*, 531–535. [[CrossRef](#)]
44. De Almeida, M.O.; Saragiotto, B.T.; Yamato, T.P.; Lopes, A.D. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Phys. Ther. Sport.* **2015**, *16*, 29–33. [[CrossRef](#)]
45. Cheung, R.T.; Davis, I.S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: A case series. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2011**, *41*, 914–919. [[CrossRef](#)]
46. Diebal, A.R.; Gregory, R.; Alitz, C.; Gerber, J.P. Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. *Am. J. Sport. Med.* **2012**, *40*, 1060–1067. [[CrossRef](#)]
47. Goss, D.L.; Watson, D.J.; Miller, E.M.; Weart, A.N.; Szymanek, E.B.; Freisinger, G.M. Wearable Technology May Assist in Retraining Foot Strike Patterns in Previously Injured Military Service Members: A Prospective Case Series. *Front. Sport. Act. Living* **2021**, *3*, 630937. [[CrossRef](#)]
48. Morris, J.B.; Goss, D.L.; Miller, E.M.; Davis, I.S. Using real-time biofeedback to alter running biomechanics: A randomized controlled trial. *Transl. Sport. Med.* **2020**, *3*, 63–71. [[CrossRef](#)]
49. Doyle, E.; Doyle, T.L.A.; Bonacci, J.; Fuller, J.T. The Effectiveness of Gait Retraining on Running Kinematics, Kinetics, Performance, Pain, and Injury in Distance Runners: A Systematic Review with Meta-analysis. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2022**, *52*, 192–A5. [[CrossRef](#)]
50. Alexander, J.L.N.; Culvenor, A.G.; Johnston, R.R.T.; Ezzat, A.M.; Barton, C.J. Strategies to prevent and manage running-related knee injuries: A systematic review of randomised controlled trials. *Br. J. Sport. Med.* **2022**, *56*, 1307–1319. [[CrossRef](#)]
51. Esculier, J.F.; Silvini, T.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. *Phys. Ther. Sport.* **2018**, *29*, 108–112. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
52. Downes, M.J.; Brennan, M.L.; Williams, H.C.; Dean, R.S. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). *BMJ Open.* **2016**, *6*, e011458. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
53. Van Tulder, M.; Furlan, A.; Bombardier, C.; Bouter, L.; Editorial Board of the Cochrane Collaboration Back Review Group. Updated method guidelines for systematic reviews in the cochrane collaboration back review group. *Spine* **2003**, *28*, 1290–1299. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
54. Willy, R.W.; Buchenic, L.; Rogacki, K.; Ackerman, J.; Schmidt, A.; Willson, J.D. In-field gait retraining and mobile monitoring to address running biomechanics associated with tibial stress fracture. *Scand J. Med. Sci. Sport.* **2016**, *26*, 197–205. [[CrossRef](#)]

55. Baumgartner, J.; Gusmer, R.; Hollman, J.; Finnoff, J.T. Increased stride-rate in runners following an independent retraining program: A randomized controlled trial. *Scand J. Med. Sci. Sport.* **2019**, *29*, 1789–1796. [[CrossRef](#)]
56. Phanpho, C.; Rao, S.; Moffat, M. Immediate effect of visual, auditory and combined feedback on foot strike pattern. *Gait Posture* **2019**, *74*, 212–217. [[CrossRef](#)]
57. Da Silva Neto, W.C.; Lopes, A.D.; Ribeiro, A.P. Gait Retraining with Visual Biofeedback Reduces Rearfoot Pressure and Foot Pronation in Recreational Runners. *J. Sport Rehabil.* **2022**, *31*, 165–173. [[CrossRef](#)]
58. Miller, E.M.; Crowell, M.S.; Morris, J.B.; Mason, J.S.; Zifchock, R.; Goss, D.L. Gait Retraining Improves Running Impact Loading and Function in Previously Injured, U.S. Military Cadets: A Pilot Study. *Mil. Med.* **2021**, *186*, e1077–e1087. [[CrossRef](#)]
59. Musgjerd, T.; Anason, J.; Rutherford, D.; Kernozek, T.W. Effect of Increasing Running Cadence on Peak Impact Force in an Outdoor Environment. *Int. J. Sport. Phys. Ther.* **2021**, *16*, 1076–1083. [[CrossRef](#)]
60. Sellés-Pérez, S.; Eza-Casajús, L.; Fernández-Sáez, J.; Martínez-Moreno, M.; Cejuela, R. Using Musical Feedback Increases Stride Frequency in Recreational Runners. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 3870. [[CrossRef](#)]
61. Crowell, H.P.; Milner, C.E.; Hamill, J.; Davis, I.S. Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* **2010**, *40*, 206–213. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
62. Crowell, H.P.; Davis, I.S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clin. Biomech.* **2011**, *26*, 78–83. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
63. Clansey, A.C.; Hanlon, M.; Wallace, E.S.; Nevill, A.; Lake, M.J. Influence of tibial shock feedback training on impact loading and running economy. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2014**, *46*, 973–981. [[CrossRef](#)]
64. Wood, C.M.; Kipp, K. Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 1739–1741. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
65. Creaby, M.W.; Franettovich Smith, M.M. Retraining running gait to reduce tibial loads with clinician or accelerometry guided feedback. *J. Sci. Med. Sport.* **2016**, *19*, 288–292. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Cheung, R.T.; An, W.W.; Au, I.P.; Zhang, J.H.; Chan, Z.Y.; MacPhail, A.J. Control of impact loading during distracted running before and after gait retraining in runners. *J. Sport. Sci.* **2018**, *36*, 1497–1501. [[CrossRef](#)]
67. Letafatkar, A.; Rabiei, P.; Farivar, N.; Alamouti, G. Long-term efficacy of conditioning training program combined with feedback on kinetics and kinematics in male runners. *Scand J. Med. Sci. Sport.* **2020**, *30*, 429–441. [[CrossRef](#)]
68. Sheerin, K.R.; Reid, D.; Taylor, D.; Besier, T.F. The effectiveness of real-time haptic feedback gait retraining for reducing resultant tibial acceleration with runners. *Phys. Ther. Sport.* **2020**, *43*, 173–180. [[CrossRef](#)]
69. Van den Berghe, P.; Derie, R.; Bauwens, P.; Gerlo, J.; Segers, V.; Leman, M.; De Clercq, D. Reducing the peak tibial acceleration of running by music-based biofeedback: A quasi-randomized controlled trial. *Scand J. Med. Sci. Sport.* **2022**, *32*, 698–709. [[CrossRef](#)]
70. Shull, P.B.; Jirattigalachote, W.; Hunt, M.A.; Cutkosky, M.R.; Delp, S.L. Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture* **2014**, *40*, 11–19. [[CrossRef](#)]
71. Stoltenberg, B.E.; Miller, E.M.; Dolbeer, J.A.; Pickens, B.B.; Goss, D.L. Validity of an instrumented sock and on-shoe sensor to provide biometric feedback to runners. *Footwear Sci.* **2019**, *11*, 147–152. [[CrossRef](#)]
72. Nigg, B.M.; Cole, G.K.; Bruggemann, G.P. Impact forces during heel-toe running. *J. Appl. Biomech.* **1995**, *11*, 407–432. [[CrossRef](#)]
73. Hreljac, A.; Marshall, R.N.; Hume, P.A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2000**, *32*, 1635–1641. [[CrossRef](#)]
74. Davis, I.; Milner, C.E.; Hamill, J. Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2004**, *36*, S58.
75. Milner, C.E.; Ferber, R.; Pollard, C.D.; Hamill, J.; Davis, I.S. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med. Sci. Sport. Exerc.* **2006**, *38*, 323–328. [[CrossRef](#)]
76. Davis, I.; Bowser, B.; Mullineaux, D. Do impacts cause running injuries? A prospective investigation. In Proceedings of the American Society of Biomechanics Meeting, Providence, RI, USA, 10 August 2010.
77. Davis, I.S.; Futtrell, E. Gait Retraining: Altering the Fingerprint of Gait. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* **2016**, *27*, 339–355. [[CrossRef](#)]
78. Van den Noort, J.C.; Steenbrink, F.; Roeles, S.; Harlaar, J. Real-time visual feedback for gait retraining: Toward application in knee osteoarthritis. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2015**, *53*, 275–286. [[CrossRef](#)]
79. Pizzolato, C.; Reggiani, M.; Saxby, D.J.; Ceseracciu, E.; Modenese, L.; Lloyd, D.G. Biofeedback for Gait Retraining Based on Real-Time Estimation of Tibiofemoral Joint Contact Forces. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* **2017**, *25*, 1612–1621. [[CrossRef](#)]
80. Furlan, A.D.; Pennick, V.; Bombardier, C.; van Tulder, M.; Editorial Board, Cochrane Back Review Group. 2009 updated method guidelines for systematic reviews in the Cochrane Back Review Group. *Spine* **2009**, *34*, 1929–1941. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

ANEXO A



Comitê de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: VALIDAÇÃO DE PALMILHAS COM SENSORES DE PRESSÃO NA MEDIDA DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DA MARCHA E CORRIDA

Pesquisador: Lissandro Moisés Dorst

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 44758121.0.0000.5231

Instituição Proponente: CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.669.678

Apresentação do Projeto:

Entre as práticas de atividade física, a marcha e a corrida são as mais populares e o número de adeptos tem aumentado em todo o mundo. Com esta ascensão, o número de avaliações e estudos relacionados também aumentou. Esta é uma pesquisa quantitativa em que visa a aquisição de dados por palmilhas com sensores de pressão para medir parâmetros biomecânicos da marcha e corrida. O desenvolvimento de novas tecnologias tem permitido aos pesquisadores migrar de ambientes artificiais de laboratório com sistemas caros para ambientes mais naturais com equipamentos de análise portáteis de baixo custo, assim tornando mais popular o acesso as informações do movimento executado. No entanto, verificar a validade e a confiabilidade desses sistemas de análise é essencial para determinar se os resultados são relacionados ao movimento.

Objetivo da Pesquisa:

De acordo com o projeto apresentado:

Objetivo Primário:

Avaliar a validade de palmilhas com sensores de pressão para medir parâmetros biomecânicos da marcha e corrida.

Objetivo Secundário:

1. Comparar os parâmetros espaço-temporais, da marcha e corrida estacionária, entre os dados das palmilhas com sensores de pressão e os dados da plataforma de força e vídeo de alta

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Conselho de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 4.669.678

velocidade.

2. Comparar os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos, da marcha e corrida em esteira (em diferentes velocidades), entre os dados das palmilhas com sensores de pressão e os dados de captura de movimento 3D e vídeo de alta velocidade.

3. Verificar a associação e concordância entre métodos de análise.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com o projeto apresentado

Riscos:

Quanto aos riscos, informamos que a pesquisa apresenta baixo risco, sendo que os testes serão realizados em poucos minutos e de acordo com a literatura esses valores são baixíssimos (1 lesão para cada 125 horas). Caso alguma lesão ocorra, como por exemplo, entorse articular, ou lesão muscular a equipe de coleta estará realizando os primeiros procedimentos necessários, como colocar gelo no local lesionado e imobilizar. Sendo necessário, se levará para atendimento médico ou se ligará para equipe de resgate. Tanto o atendimento médico, quanto os gastos com a equipe de resgate, serão custeados pelo pesquisador responsável.

Benefícios:

Os benefícios esperados com a participação serão voltados a avaliar a validação de um equipamento de baixo custo (palmilhas com sensores de pressão) que poderá estar substituindo avaliações realizadas através de métodos caros e estritamente vinculados a laboratórios para quantificar o movimento e dessa forma, proporcionar o uso deste equipamento em pesquisas futuras e na prática clínica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é interessante e visa o desenvolvimento de um novo aparato de medida de marcha e corrida mais barato e de simples análise, tornando-o mais popular.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentou:

Folha de rosto devidamente assinada pelo pesquisador e pelo coordenador da pós graduação em Educação Física da UEL.

Termo de Confidencialidade e Sigilo devidamente assinado pelo pesquisador.

Cronograma adequado;

Orçamento adequado;

TCLE: Devidamente construído contendo apresentação dos riscos e benefícios, os direitos

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Comitê de Ética em
Pesquisas Envolvendo
Seres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 4.669.678

assegurados e os contatos necessários para o participante. Consta, também, a descrição do projeto e como se dará a participação do participante.

Recomendações:

O Comitê de Ética alerta e recomenda que, mesmo analisando o protocolo da pesquisa, a etapa de coleta de dados presenciais deve estar de acordo com os decretos nacionais, estaduais, municipais e das instituições públicas ou privadas envolvidas, seguindo as regras no que se refere às exigências sanitárias em tempos pandêmicos estabelecidas pelo local de realização da pesquisa. A autorização para realização da pesquisa presencial é de responsabilidade do representante legal pela instituição. Caso não seja possível iniciar/realizar a coleta de dados dentro do período previsto, a alteração e solicitação de novas datas podem ser solicitadas via emenda ao projeto.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Com relação às pendências elencadas, o pesquisador apresentou alteração e adequações.

Considerações Finais a critério do CEP:

Prezado(a) Pesquisador(a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade apresenta-Lo aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Ressaltamos, para início da pesquisa, as seguintes atribuições do pesquisador, conforme Resolução CNS 466/2012 e 510/2016:

A responsabilidade do pesquisador é indelegável e indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais, cabendo-lhe:

- conduzir o processo de Consentimento e de Assentimento Livre e Esclarecido;
- apresentar dados solicitados pelo sistema CEP/CONEP a qualquer momento;
- desenvolver o projeto conforme delineado, justificando, quando ocorridas, a sua mudança ou interrupção;
- elaborar e apresentar os relatórios parciais e final;
- manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa;
- encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores e pessoal técnico integrante do projeto;
- justificar fundamentadamente, perante o sistema CEP/CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Comitê de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 4.669.678

Coordenação CEP/UEL.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1711201.pdf	16/04/2021 16:05:57		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_pesquisa_validacao.pdf	16/04/2021 16:04:57	Lissandro Moisés Dorst	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_validacao.pdf	16/04/2021 16:04:10	Lissandro Moisés Dorst	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_validacao.pdf	16/04/2021 15:43:42	Lissandro Moisés Dorst	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_de_confidencialidade_e_sigilo.pdf	19/03/2021 16:40:46	Lissandro Moisés Dorst	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

LONDRINA, 26 de Abril de 2021

Assinado por:
Adriana Lourenço Soares Russo
(Coordenador(a))

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br